



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΡΕΥΣΤΩΝ

ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΒΙΟΡΕΥΣΤΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΚΑΙ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ

"ΜΕΛΕΤΗ ΤΗΣ ΡΟΗΣ ΑΙΜΑΤΟΣ ΣΕ ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΑ ΑΟΡΤΙΚΑ
ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΑ, ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΜΕ ΘΥΡΙΔΩΤΑ
ΚΑΙ ΔΙΚΗΝ ΚΑΠΝΟΔΟΧΟΥ ΕΝΔΟΜΟΣΧΕΥΜΑΤΑ"

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
ΓΟΝΙΔΑΚΗ ΕΛΕΝΗ

Εποπτεία : Σωκράτης Τσαγγάρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Επίβλεψη : Χρήστος Μανόπουλος
Δρ., Ε.ΔΙ.Π., Ε.Μ.Π.

ΑΘΗΝΑ, Οκτώβριος 2015

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον Καθηγητή κ. Σωκράτη Τσαγγάρη για την εμπιστοσύνη του ανάθεσης της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας και για τις πολύτιμες συμβουλές που μου προσέφερε όποτε ήταν αναγκαίο. Θερμές ευχαριστίες θα ήθελα να απευθύνω επίσης στο κ. Χρήστο Μανόπουλο Διδάκτορα Ε.Δι.Π. για τη συνεχή υποστήριξή του, την αμέριστη βοήθεια του και την άψογη συνεργασία μας σε όλη τη διάρκεια της εκπόνησης της εργασίας αυτής. Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω τους Αγγειοχειρουργούς κ. Ιωάννη Κακίση, Αναπληρωτή Καθηγητή και κ. Κωνσταντίνο Μουλακάκη, Επιμελητή Β' της Αγγειοχειρουργικής Κλινικής του νοσοκομείου "Αττικόν", για τα δεδομένα αξονικών τομογραφιών που παρείχαν, καθώς και την κριτική εξέταση των αποτελεσμάτων από ιατρική σκοπιά. Ευχαριστώ επίσης θερμά το Υποψήφιο Διδάκτορα Μάνο Αγγελίδη και Διδάκτορα Κώστα Στόκο για την πολύτιμη βοήθεια τους οποιαδήποτε στιγμή τη χρειάστηκα. Ακόμη, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους φίλους μου για τη στήριξή τους στις δύσκολες στιγμές και τέλος την οικογένειά μου και ιδιαίτερα την αδερφή μου Φρόσω, για την ουσιαστική και έμπρακτη υποστήριξή της καθ' όλη την περαίωση των σπουδών και της διπλωματικής αυτής εργασίας.

Περίληψη

Στην παρούσα διπλωματική εργασία, μελετάται υπολογιστικά, η ροή αίματος σε δύο ασθενείς με ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής πριν και μετά την αποκατάσταση με θυριδωτά (fenestrated) και δίκην καπνοδόχου (chimney) ενδομοσχεύματα. Εξετάζονται οι επιδράσεις της ροής του αίματος στην ανάπτυξη θρόμβωσης στα μοσχεύματα αυτά, καθώς επίσης και η παρεχόμενη αιμάτωση διαμέσου των μοσχευμάτων σε σχέση με την παθολογική περίπτωση.

Η υλοποίηση της παραπάνω διαδικασίας, γίνεται με τη βοήθεια του εμπορικού πακέτου ANSYS 13, το οποίο προλέγει τη ροή του αίματος και την επίδρασή της στα τοιχώματα της κοιλιακής αορτής κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου. Η γεωμετρίας των αορτών που εισήχθησαν σε αυτό, κατασκευάστηκαν στο εμπορικό πακέτο MIMICS 10, από τις αξονικές τομογραφίες των ασθενών.

Η παρουσίαση των αποτελεσμάτων έχει γίνει κυρίως για τη φάση της επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς, τη φάση της μέγιστης παροχής κατά τη συστολή, τη φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς, τη φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή, τη φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή και τη φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου. Τα στιγμιότυπα αυτά είναι κομβικά και μπορούν δώσουν μια καλή εικόνα για τη συμπεριφορά των αιμοδυναμικών φαινομένων μέσα σε ένα πλήρη καρδιακό κύκλο. Πεδία ενδιαφέροντος αποτέλεσαν για την περίπτωση του ανευρύσματος, οι γραμμές ροής, η κατανομή της πίεσης στο τοίχωμα και οι ελάχιστες τιμές των διατμητικών τάσεων κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου. Για την περίπτωση της αποκατάστασης μελετήθηκαν οι γραμμές ροής στο σύνολο της γεωμετρίας και ειδικά στις αποκατεστημένες αρτηρίες, αλλά και οι διατμητικές τάσεις σε αυτές, εξετάζοντας σε εγκάρσια και διαμήκη επίπεδα των αρτηριών το ροϊκό πεδίο. Παρατηρήθηκαν περιοχές χαμηλών διατμητικών τάσεων και ταυτοχρόνων ανακυκλοφοριών της ροής, οι οποίες δεν εξαλείφονται ούτε κατά τη μέγιστη συστολή και είναι υποψήφιας για δημιουργία θρόμβων, οι οποίοι σταδιακά εξελίσσονται, με κίνδυνο εμβολής και έμφραξης της εκάστοτε αρτηρίας που είναι ζωτικής σημασίας.

Πίνακας περιεχομένων

Εισαγωγή	1.7
1 Θεωρητικό υπόβαθρο του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής	1.9
1.1 Το Καρδιαγγειακό Σύστημα	1.9
1.2 Ο καρδιακός κύκλος	1.9
1.3 Το αίμα	1.10
1.4 Τα αιμοφόρα αγγεία και η αορτή	1.10
1.5 Ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής.....	1.11
1.5.1 Ορισμός	1.11
1.5.2 Ταξινόμηση ανευρυσμάτων	1.12
1.5.3 Επιδημιολογία.....	1.13
1.5.4 Αίτια και Παθογένεια.....	1.13
1.5.5 Θεραπεία	1.16
1.5.6 Άλλες τεχνικές ενδαγγειακής αποκατάστασης κοιλιακού αορτικού ανευρύσματος	1.26
2 Στοιχεία Μηχανικής Ρευστών	2.29
2.1 Ιδιότητες Ρευστών	2.29
2.2 Δυνάμεις-Εντατική κατάσταση	2.29
2.2.1 Ορθές τάσεις	2.29
2.2.2 Διατμητικές τάσεις	2.30
2.3 Γραμμές ροής.....	2.30
2.4 Εξισώσεις Ροής	2.31
2.4.1 Διατήρηση της Μάζας	2.31
2.4.2 Διατήρηση της Ορμής.....	2.31
2.4.3 Διατήρηση της ενέργειας	2.32
2.5 Οι Εξισώσεις Navier-Stokes.....	2.32
3 Η Υπολογιστική Ρευστομηχανική στη μοντελοποίηση ανευρυσμάτων	3.34
3.1 Ερευνητική δραστηριότητα κινδύνου ρήξης ανευρύσματος	3.34
3.2 Ερευνητική δραστηριότητα στην αξιολόγηση της ενδαγγειακής αποκατάστασης	3.37
4 Μοντελοποίηση εξατομικευμένων αορτικών ανευρυσμάτων πριν και μετά την ενδαγγειακή αποκατάσταση	4.41
4.1 Δημιουργία γεωμετρίας της κοιλιακής αορτής.....	4.42

4.1.1	Τελικές γεωμετρίες που κατασκευάστηκαν.....	4.49
4.2	Πλεγματοποίηση της επιφάνειας και του χώρου της γεωμετρίας της αορτής.....	4.51
4.3	Εισαγωγή των οριακών συνθηκών του προβλήματος	4.56
4.3.1	Μεθοδολογία εύρεσης οριακών συνθηκών των ασθενών σε είσοδο και έξοδο της ροής	4.56
4.4	Μέθοδοι επίλυσης του προβλήματος.....	4.64
5	Μοντελοποίηση και αποτελέσματα.....	5.65
5.1	Ασθενός Α: Αποκατάσταση με τεχνική Fenestrated	5.65
5.1.1	Περίπτωση ανευρύσματος	5.65
5.1.2	Περίπτωση ενδαγγειακού μοσχεύματος	5.66
5.2	Ασθενής Β: αποκατάσταση με τεχνική Chimney	5.70
5.2.1	Περίπτωση ανευρύσματος	5.70
5.2.2	Περίπτωση ενδαγγειακού μοσχεύματος	5.70
5.3	Στοιχεία γεωμετριών και πλέγματος.....	5.75
5.3.1	Περίπτωση ανευρύσματος	5.75
5.3.2	Περίπτωση αποκατάστασης	5.75
6	Αποτελέσματα και σχολιασμός.....	6.76
6.1	Ασθενής Α-Περίπτωση ανευρύσματος.....	6.77
6.1.1	Γραμμές ροής στον αυλό της αγγειακής γεωμετρίας	6.77
6.1.2	Χρονικές καμπύλες παροχών πιέσεων στις διατομές εισόδου-εξόδου.....	6.80
6.2	Ασθενής Α-Περίπτωση αποκατάστασης Fenestrated	6.81
6.2.1	Γραμμές ροής στον αυλό της αγγειακής γεωμετρίας	6.82
6.2.2	Διατμητικές τάσεις στις αρτηρίες με fenestrated ενδομοσχεύματα.....	6.84
6.2.3	Γραμμές ροής και εφαπτομενικά διανύσματα ταχυτήτων σε εγκάρσια και διαμήκη επίπεδα των αποκατεστημένων με μοσχεύματα αρτηριών.....	6.90
6.2.4	Χρονικές καμπύλες παροχών πιέσεων στις διατομές εισόδου-εξόδου.....	6.94
6.3	Ασθενής Β-Περίπτωση ανευρύσματος.....	6.96
6.3.1	Γραμμές ροής στον αυλό της ανευρυσματικής αγγειακής γεωμετρίας.....	6.97
6.3.1	Χρονικές καμπύλες παροχών-πιέσεων στις διατομές εισόδου-εξόδου.....	6.101
6.4	Ασθενής Β-Περίπτωση αποκατάστασης Chimney	6.102
6.4.1	Γραμμές ροής στον αυλό της αγγειακής γεωμετρίας	6.103
6.4.1	Διατμητικές τάσεις στις αρτηρίες με chimney ενδομοσχεύματα	6.105

6.4.1	Γραμμές ροής και εφαπτομενικά διανύσματα ταχυτήτων σε εγκάρσια και διαμήκη επίπεδα των αποκατεστημένων με μοσχεύματα αρτηριών.....	6.108
6.4.1	Χρονικές καμπύλες παροχών πιέσεων στις διατομές εισόδου-εξόδου.....	6.115
7	Συμπεράσματα	7.118

Εισαγωγή

Οι καρδιαγγειακές παθήσεις αποτελούν την πρώτη αιτία θανάτου παγκοσμίως, καθώς είναι υπεύθυνες για τους 2 σε κάθε 5 θανάτους, βάσει στοιχείων της Παγκόσμιας Οργάνωσης Υγείας¹. Το πρόβλημα των καρδιαγγειακών παθήσεων είναι ιδιαίτερα εμφανές στις αναπτυγμένες-δυτικές κοινωνίες. Έτσι, τα τελευταία σαράντα χρόνια έχουν γίνει πολλές επιδημιολογικές μελέτες, οι οποίες έχουν καταδείξει τη σημασία διαφόρων παραγόντων κινδύνου στην εξέλιξη καρδιαγγειακών παθήσεων. Αυτές, σε συνδυασμό με τις έρευνες πάνω στη μηχανική βάση του προβλήματος με τη βοήθεια της βιορευστομηχανικής, οδήγησαν σε πληρέστερη κατανόηση του, άρα και στην όλο και πιο αποτελεσματική αντιμετώπισή του.

Ο τομέας της βιορευστομηχανικής ασχολείται με την μελέτη της ροής βιολογικών ρευστών μέσα σε ζωντανούς οργανισμούς. Το πεδίο αυτό έχει ιδιαίτερα μεγάλη σημασία, γιατί η ροή των βιολογικών ρευστών σε ένα οργανισμό καθορίζει σε μεγάλο βαθμό και την κατάσταση των ιστών διαμέσου των οποίων πραγματοποιείται η ροή. Στη βιορευστομηχανική μελετώνται οι αρχές της ροής βιολογικών ρευστών σε ζωντανούς ιστούς και πώς οι αλλαγές στη ροή επηρεάζουν τόσο το ίδιο το ρευστό, όσο και τον ιστό τον οποίο αυτό διαρρέει. Τα ρευστά που μελετώνται είναι κυρίως το αίμα, το νερό και ο αέρας και στη συνέχεια τα λοιπά σωματικά υγρά των οργανισμών. Αντικείμενο μελέτης αποτελεί η κίνηση και η ισορροπία των δυνάμεων, τόσο σε ακίνητα, όσα και ρέοντα ρευστά μέσα στο σώμα. Βασικότερο αντικείμενο μελέτης είναι η ροή του αίματος και πώς αυτή επηρεάζει και επηρεάζεται από δυσλειτουργίες των καρδιακών βαλβίδων, στενώσεις, φράξεις αλλά και διατάσεις αγγείων (ανευρύσματα), που είναι και το αντικείμενο της παρούσας εργασίας.

Η αορτή (θωρακική-κοιλιακή) είναι η μεγαλύτερη αρτηρία του ανθρώπινου σώματος. Η φυσιολογική διάμετρος της κοιλιακής αορτής είναι περίπου 2 εκατοστά. Η εντοπισμένη διάτασή της, κατά τουλάχιστον 50% σε σχέση με τη φυσιολογική, ονομάζεται ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής και οφείλεται σε βλάβη του τοιχώματος της αρτηρίας. Με την πάροδο του χρόνου, λόγω της αυξημένης πίεσης του αίματος, αλλά και των ανακυκλοφοριών που συμβαίνουν στον αυλό της αορτής και κυρίως στην περιοχή του ανευρύσματος, το τοίχωμα εξασθενεί, με τον κίνδυνο ρήξης του αγγείου να αυξάνεται επικίνδυνα. Η εσωτερική αιμορραγία που προκαλείται, είναι εξαιρετικά απειλητική για τη ζωή του ασθενούς, οπότε και η ανάγκη πρόληψης μιας τέτοιας κατάστασης καθίσταται επιτακτική.

Οι διαθέσιμες επιλογές αποκατάστασης του ανευρύσματος είναι δύο: ανοιχτή χειρουργική επέμβαση και η ενδαγγειακή αποκατάσταση. Η ελάχιστη επεμβατική ενδαγγειακή μέθοδος γίνεται με ακτινοσκοπική καθοδήγηση συμπιεσμένου μοςχεύματος, το οποίο προωθείται προς το ανεύρυσμα, όπου ανοίγεται και δημιουργεί νέα τεχνητά τοιχώματα μέσα στα οποία ρέει το αίμα. Το μόσχευμα συγκρατείται μέσω της τριβής με το αγγειακό τοίχωμα, με την ορμή του αίματος να τείνει να το μετατοπίσει (μετανάστευση). Όταν το ανεύρυσμα ξεκινά σε μικρή απόσταση από τις νεφρικές αρτηρίες, η υπονεφρική τοποθέτηση του αντενδείκνυται, λόγω ελλιπούς στήριξης, έτσι τα θυριδωτά (fenestrated) και δίκηνη καπνοδόχου (chimney) ενδομοσχεύματα, που

τοποθετούνται κατά μήκος των σπλαχνικών αρτηριών και παράλληλα συγκρατούν το κυρίως μόσχευμα, έρχονται να δώσουν λύση στο πρόβλημα. Ωστόσο, τα μοσχεύματα αυτά συχνά θρομβώνουν λόγω των χαμηλών διατμητικών τάσεων που αναπτύσσονται στα τοιχώματά τους κατά τη διαστολική φάση του καρδιακού κύκλου. Κάτι τέτοιο, μπορεί να οδηγήσει σε σταδιακή ελάττωση της αιμάτωσης των νεφρών και των άλλων ζωτικών οργάνων (ισχαιμία) με σχετικό κίνδυνο μετεγχειρητικών επιπλοκών, όπως οξεία νεφρική ανεπάρκεια².

Η εργασία αυτή, αφορά τη μελέτη πεδίων ροής και διατμητικών τάσεων σε ανευρύσματα κοιλιακής αορτής, πριν και μετά την ενδοαγγειακή αποκατάσταση με θυριδωτά (fenestrated) και δίκην καπνοδόχου (chimney) ενδομοσχεύματα. Ως στόχο έχει τη συσχέτιση των αιμοδυναμικών φαινομένων με τη δημιουργία και την εξέλιξη του ανευρύσματος, αλλά και τον υπολογισμό των διατμητικών τάσεων που επιδρούν πάνω στο ενδαγγειακό μόσχευμα, για την αξιολόγηση της τοποθέτησής του, ως ασφαλούς ή επικίνδυνης στην ανάπτυξη θρόμβωσης.

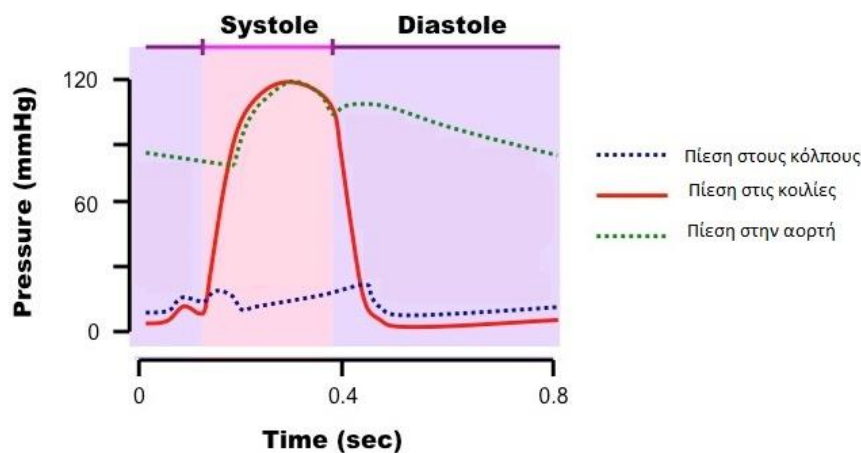
1 Θεωρητικό υπόβαθρο του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής

1.1 Το Καρδιαγγειακό Σύστημα

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

1.2 Ο καρδιακός κύκλος

Η καρδιά αποτελεί το κέντρο του κυκλοφορικού συστήματος, καθώς διατηρεί την ροή του αίματος στον οργανισμό. Διαθέτει τέσσερις χώρους, δύο κόλπους και δύο κοιλίες, μέσα από τους οποίους αποθηκεύεται προσωρινά το αίμα, για να προωθηθεί στην πνευμονική κυκλοφορία και κατόπιν στη συστηματική. Η κυκλοφορία του αίματος στηρίζεται στην συνεχή και ρυθμική σύσπαση της καρδιάς. Κατά την διάρκεια του καρδιακού κύκλου η καρδιά συνεχώς διαστέλλεται και συστέλλεται. Κατά τη φάση της διαστολής οι κόλποι γεμίζουν με αίμα, το οποίο προωθείται προς τις αρτηρίες και τις φλέβες κατά τη φάση της συστολής, λόγω της αύξησης της ενδοκοιλιακής πίεσης. Πιο αναλυτικά, ο δεξιός κόλπος δέχεται αποοξυγονωμένο αίμα, το οποίο προωθεί στη δεξιά κοιλία, η οποία με τη σειρά της συσπάται, στέλνοντας το αίμα στις πνευμονικές φλέβες για να επαναοξυγονωθεί. Στη συνέχεια, ο αριστερός κόλπος δέχεται το αίμα από τις πνευμονικές αρτηρίες και το προωθεί στην αριστερή κοιλία και από εκεί στο αρτηριακό δίκτυο του σώματος μας μέσω της αορτής. Οι παραπάνω λειτουργίες συμβαίνουν κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου, ο οποίος διαρκεί από την αρχή ενός χτύπου της καρδιάς, μέχρι την αρχή του επόμενου.



Εικόνα 1.1: Κατανομή πίεσης κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου³

Η μελέτη της ροής του αίματος στον αυλό της αορτής και των αιμοδυναμικών φαινομένων που λαμβάνουν χώρα στην αορτή, κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου είναι σημαντική για την κατάδειξη των μηχανικών επιδράσεων του αίματος, στα τοιχώματα του ανευρύσματος και του ενδομοσχεύματος, στις υψηλές και χαμηλές ταχύτητες της ροής που αναπτύσσονται κατά τη φάση της συστολής και της διαστολής αντίστοιχα, στον αυλό της αορτής.

1.3 Το αίμα

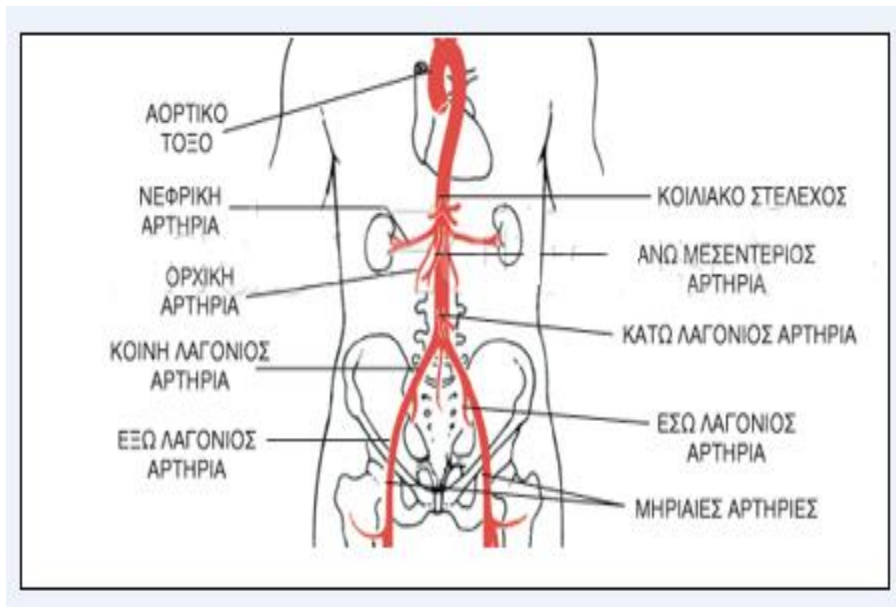
Το αίμα είναι ένα σύνθετο υγρό που εξυπηρετεί την μεταφορά ουσιών μεταξύ των ιστών του σώματός μας. Αποτελείται από ερυθρά αιμοσφαίρια, τα οποία καταλαμβάνουν συνήθως το 45% του όγκου του, και είναι κύτταρα υπεύθυνα για τη μεταφορά οξυγόνου, τα οποία μαζί με άλλα κύτταρα (λευκά αιμοσφαίρια) εναιωρούνται στο πλάσμα, το οποίο καταλαμβάνει το υπόλοιπο 55% του όγκου του. Η πυκνότητά του είναι περίπου 1,055 g/ml και αν και είναι ελάχιστα βαρύτερο από το νερό, έχει 3,5 με 5,5 φορές μεγαλύτερο ιξώδες από αυτό, περίπου ίσο με 3-4 Pa·s⁴ (0,0035 λήφθηκε και κατά την υπολογιστική διαδικασία). Η συμπεριφορά του αίματος σε αγγεία μικρότερα των 100 μm, είναι μη γραμμική (μη νευτώνεια συμπεριφορά) καθώς υπάρχει μη γραμμική σχέση μεταξύ της διατμητικής τάσης και του ρυθμού παραμόρφωσης του, λόγω της ύπαρξης σωματιδίων που προκαλεί πτώση της φαινομενικής συνεκτικότητας.

1.4 Τα αιμοφόρα αγγεία και η αορτή

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

Το τοίχωμα των αιμοφόρων αγγείων αποτελείται από τρεις χιτώνες: τον εσωτερικό, που αποτελείται κυρίως από ενδοθηλιακά κύτταρα και συνδετικό ιστό, τον μέσο, που περιέχει κατά βάση μυϊκά κύτταρα, ίνες ελαστίνης και συνδετικό ιστό και τον εξωτερικό, που αποτελείται εξ' ολοκλήρου από συνδετικό ιστό.

Η αορτή είναι η μεγαλύτερη αρτηρία του σώματος με διάμετρο εσωτερικού αυλού 25mm. Ξεκινάει από την καρδιά και με διακλαδώσεις της παρέχει με αίμα στο υπόλοιπο αρτηριακό δίκτυο. Τα δομικά συστατικά που συνιστούν το αρτηριακό τοίχωμα είναι: τα ενδοθηλιακά κύτταρα, οι ίνες ελαστίνης, οι ίνες κολλαγόνου και τα λεία μυϊκά κύτταρα. Η διατήρηση της πίεσης του αίματος μέσα στο αρτηριακό σύστημα κατά τη διάρκεια των συστολών της καρδιάς επιτυγχάνεται με την ελαστικότητα της. Η κατασκευή της επιτρέπει να διαστέλλεται όταν συστέλλεται η καρδιά και να επιστρέφει στην κανονική της διάμετρο μεταξύ των καρδιακών συστολών. Η εξωτερική στιβάδα των αρτηριών άρα και της αορτής, γνωστή ως έξω χιτώνας, οξυγονώνεται από μικρές αρτηρίες που ονομάζονται αγγεία αγγείων (vasa vasorum).

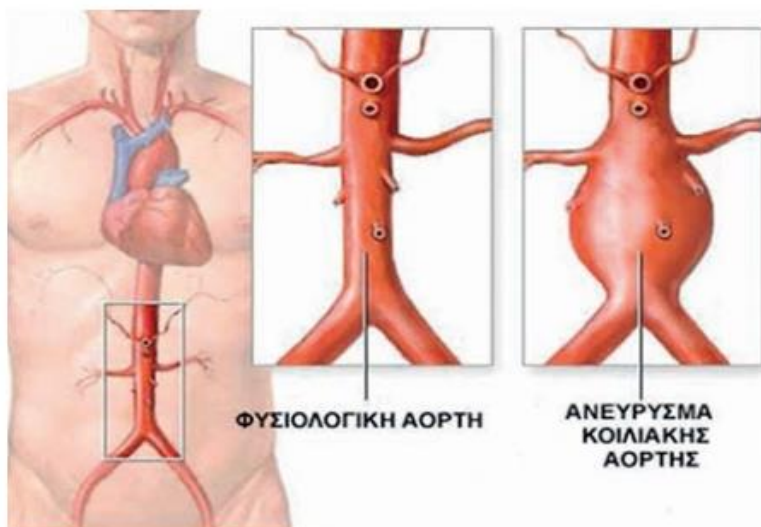


Εικόνα 1.2 Ανατομία αορτής

1.5 Ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής

1.5.1 Ορισμός

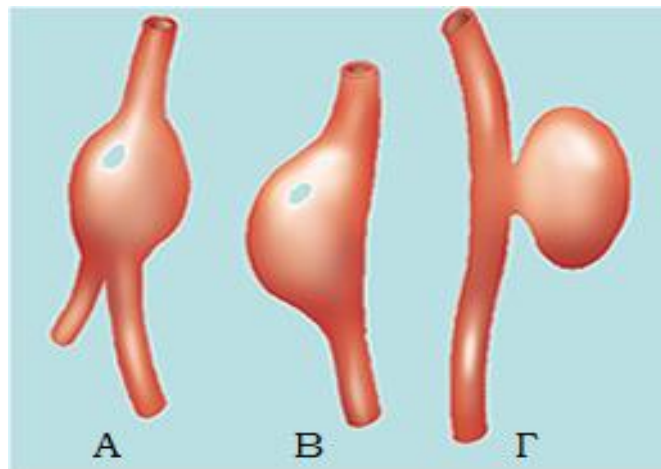
Ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής χαρακτηρίζεται η μόνιμη, εντοπισμένη διάταση της κοιλιακής αορτής, που οφείλεται σε δομικές αλλοιώσεις του τοιχώματός της και η εγκάρσια διάμετρος της έχει αυξηθεί κατά 50% της φυσιολογικής της διαμέτρου σε εκείνο το σημείο. Η φυσιολογική μέση διάμετρος της κοιλιακής αορτής υπονεφρικά είναι 2cm στους άντρες και 1.8 cm στις γυναίκες. Άρα, μπορούμε να πούμε, ότι ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής (ΑΚΑ) θεωρείται κάθε μόνιμη διάταση μέρους του αυλού της αορτής, μεγαλύτερη των 3cm⁵.



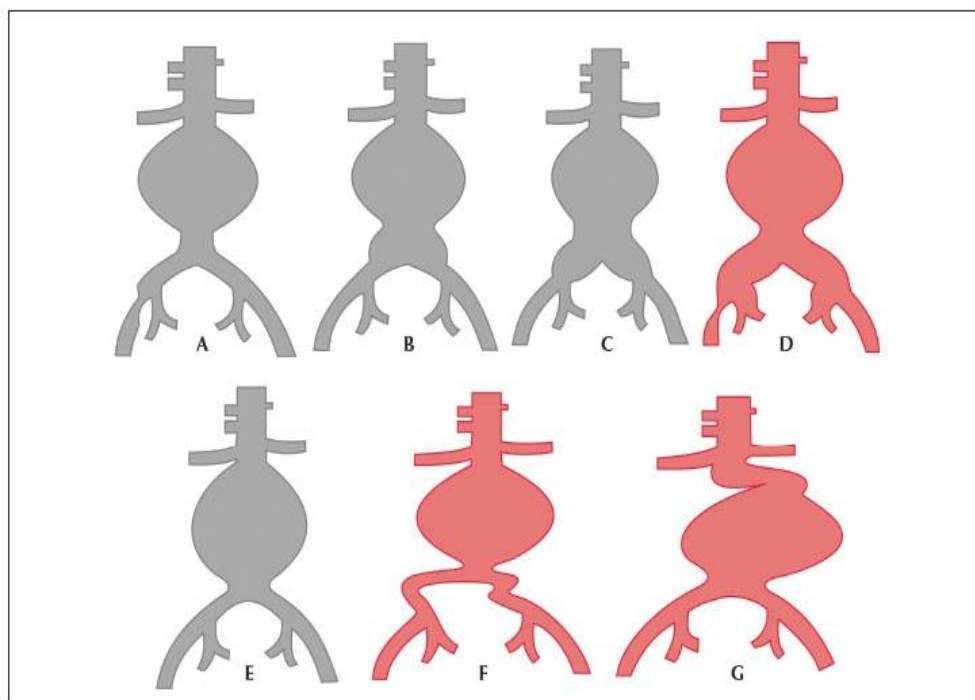
Εικόνα 1.3: Ηκοιλιακή αορτή πριν και μετά την ανευρυσματική νόσο⁶

1.5.2 Ταξινόμηση ανευρυσμάτων

Ανάλογα με την προέλευσή τους, τα ανευρύσματα διακρίνονται σε συγγενή και επίκτητα. Ανάλογα με τη μορφολογική τους κατάσταση, διακρίνονται σε: γνήσια, στο σχηματισμό των οποίων συμμετέχουν και οι τρεις χιτώνες του αρτηριακού τοιχώματος, ψευδή, όσα δηλαδή προέρχονται από πλήρη τραυματική ρήξη του αρτηριακού τοιχώματος, η οποία οδηγεί σε δημιουργία εξωαυλικού αιματώματος και σε διαχωριστικά, τα οποία δημιουργούνται από τη διάσπαση του αρτηριακού τοιχώματος, εξαιτίας της αδυναμίας του έσω χιτώνα, με αποτέλεσμα το σχηματισμό ενδοτοιχωματικού αιματώματος. Ανάλογα με τη μορφολογία τους, διακρίνονται σε: ατρακτοειδή, σακοειδή, κυλινδρικά και μικτά⁷ (Εικόνα 1.44). Τα ανευρύσματα ταξινομούνται επίσης τοπογραφικά και ανάλογα με τη σχέση τους ως προς τις νεφρικές και τις λαγόνιες αρτηρίες⁸ (Εικόνα 1.55).



Εικόνα 1.4: Α-Β ατρακτοειδές ανεύρυσμα και Γ σακοειδές ανεύρυσμα⁹

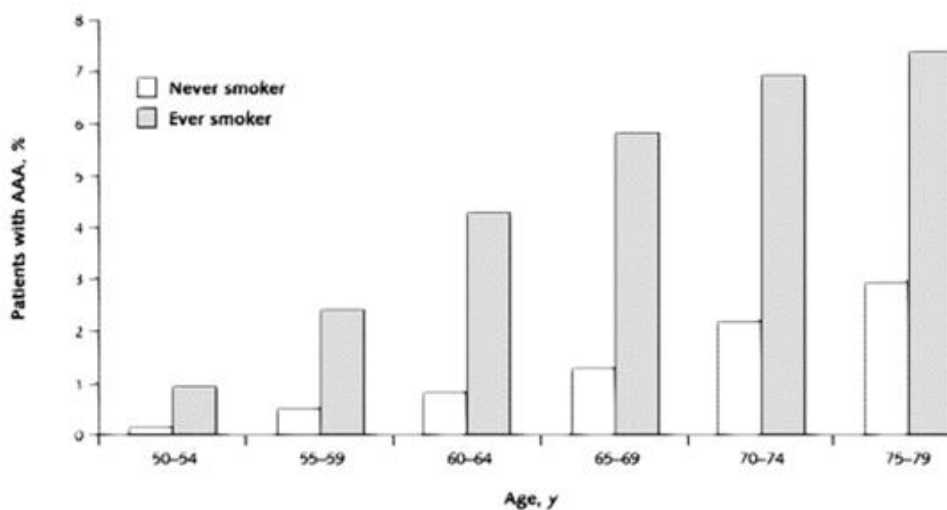


Εικόνα 1.5: Ταξινόμηση υπονεφρικού αορτικού ανευρύσματος, ανάλογα με τη σχέση του με τις λαγόνιες αρτηρίες¹⁰

Τα ανευρύσματα κοιλιακής αορτής είναι συνήθως ασυμπτωματικά, εκτός αν βρίσκονται σε προχωρημένο στάδιο, όπου προκαλούν κοιλιακό/οσφυϊκό άλγος. Διαγιγνώσκονται τυχαία σε ελέγχους ρουτίνας ή ελέγχους για άλλα νοσήματα και εντοπίζονται κατά 95% κάτωθεν της εκφύσεως των νεφρικών αρτηριών.

1.5.3 Επιδημιολογία

Το ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής (ΑΚΑ) αποτελεί σημαντική ασθένεια καθώς προσβάλλει ένα μεγάλο ποσοστό του πληθυσμού (5 με 10% των ανδρών, ηλικίας άνω των 65 ετών, παρουσιάζουν ανεύρυσμα της κοιλιακής αορτής, τα περισσότερα ωστόσο μικρής διαμέτρου)¹¹. Επιδημιολογικές μελέτες πάνω στη συχνότητα εμφάνισης ανευρύσματος κοιλιακής αορτής, έχουν συνοψίσει τον κίνδυνο εμφάνισής του στους εξής παράγοντες: το οικογενειακό ιστορικό (περίπου το 25% των περιπτώσεων συμβαίνουν σε ασθενείς με συγγενείς πρώτου βαθμού με AAA), την προχωρημένη ηλικία, το φύλο, την εθνικότητα, την αθηροσκλήρωση και την υπέρταση¹², αλλά και το κάπνισμα^{13,14}. Μάλιστα, το κάπνισμα αποτελεί πολύ σημαντικό παράγοντα κινδύνου, καθώς εμφανίζεται 2,5 φορές πιο συχνά σε καπνιστές, παρά σε όσους εμφανίζουν την στεφανιαία νόσο^{15,16} (Εικόνα 1.66).



Εικόνα 1.6: Το κάπνισμα ως παράγοντας κινδύνου για τη δημιουργία ανευρύσματος¹⁷

1.5.4 Αίτια και Παθογένεια

Έρευνες σχετικά με την παθογένεια της ανευρυσματικής νόσου, γίνονται τις δύο τελευταίες δεκαετίες, στην προσπάθεια ανάδειξης των παραγόντων που προκαλούν την συχνά θανατηφόρα ασθένεια. Μέχρι σήμερα η έρευνα εντοπίζεται στα παρακάτω βασικά πεδία.

Το τοίχωμα της αορτής, εκτός από τα λεία μυϊκά κύτταρα, περιέχει 2 πολύ σημαντικές πρωτεΐνες, την ελαστίνη και το κολλαγόνο, οι οποίες είναι υπεύθυνες για τη διασφάλιση της ελαστικότητάς του, έτσι ώστε να αντέχει την αρτηριακή πίεση¹⁸. Πιο συγκεκριμένα, η ελαστίνη αποτελεί το κύριο

συστατικό του αορτικού τοιχώματος που αντιστέκεται στις ενδοαυλικές τάσεις και αποτρέπει το σχηματισμό ανευρυσμάτων, ενώ το κολλαγόνο, δρα ως ένα ισχυρό δίκτυο προστασίας που εμποδίζει τη ρήξη μετά η δημιουργία ανευρύσματος¹⁹. Η φυσιολογική αορτή, παρουσιάζει σταδιακή ελάττωση των ινών ελαστίνης, από τη θωρακική στην κοιλιακή αορτή, η οποία συνοδεύεται από λέπτυνση του μέσου χιτώνα και πάχυνση του ενδοθηλίου, στην περιφερειακή αορτή²⁰, κάτι που εξηγεί γιατί το τοίχωμα της κοιλιακής αορτής είναι φύσει ευάλωτο στην ανάπτυξη ανευρύσματος. Υπάρχουν δεδομένα ότι τα ΑΚΑ σχετίζονται με **αυξημένη τοπική παραγωγή πρωτεολυτικών ενζύμων** ικανών να αποδομήσουν την ελαστίνη και το κολλαγόνο, όπως είναι κάποιες μεταλλοπρωτεϊνάσες της εξωκυττάριας ουσίας, άλλες πρωτεϊνάσες αλλά και η κολλαγονάση διαταραχή αυτή του μέσου χιτώνα, ονομάζεται **κυστική νέκρωση**²¹.

Οι ασθενείς με ΑΚΑ έχουν συχνά **αθηροσκλήρωση**, με πολυάριθμες μελέτες να δείχνουν τη συσχέτιση της στεφανιαίας νόσου και της περιφερικής αθηροσκλήρωσης, με ανάπτυξη ανευρύσματος. Αυτή η συσχέτιση γίνεται είτε λόγω αιτιώδους σχέσης αθηροσκλήρωσης-ανευρύσματος, είτε λόγω των κοινών παραγόντων κινδύνου των δύο ασθενειών. Μια εκδοχή είναι ότι ένα ΑΚΑ αναπτύσσεται ως μια παθολογική απάντηση στην αορτική αθηροσκλήρωση (ο όρος των "αθηρωματικών ανευρυσμάτων" κυριαρχεί εδώ και μισό αιώνα)^{22,23}. Το πιο σημαντικό επιχείρημα για τον αιτιολογικό ρόλο της αθηροσκλήρωσης σε σχέση με τη δημιουργία ΑΚΑ, είναι η εστίαση στην αρτηριακή αναδιαμόρφωση²⁴. In vitro μελέτες, έδειξαν ότι μια στένωση του αρτηριακού αυλού, λόγω της αθηρωματικής πλάκας, αναπτύσσει αντισταθμιστικές αλλαγές, ως απάντηση στις μεταβολές των διατμητικών τάσεων που αναπτύσσονται στο αορτικό τοίχωμα. Η αναδιαμόρφωση της εξωκυττάριας μήτρας προωθεί την επέκταση της αρτηρίας, σε μια προσπάθεια να ομαλοποιήσει τη διάμετρο του αυλού και τις διατμητικές τάσεις. Ωστόσο, η υπερβολική αναδιαμόρφωση μπορεί να εξηγήσει τη σοβαρή αραίωση του έσω χιτώνα, αλλά όχι και την έντονη φλεγμονή, η οποία έχει παρατηρηθεί σε βιοψίες από τοίχωμα προχωρημένου ΑΚΑ^{25,26,27}. Προκύπτει έτσι μια εναλλακτική θεωρία, η οποία προτείνει ότι η ανάπτυξη του ΑΚΑ και η αθηροσκλήρωση είναι ανεξάρτητες. Όμοιοι περιβαλλοντικοί και γενετικοί παράγοντες κινδύνου, μπορούν να οδηγήσουν στην ανάπτυξη και των δύο, σε ορισμένους ασθενείς, αλλά οι μηχανισμοί που εμπλέκονται φαίνεται να είναι διακριτοί. Τέλος, μια τρίτη ενδιάμεση άποψη, είναι ότι η παρουσία του ενός από τα δύο μπορεί να οδηγήσει στην ανάπτυξη του άλλου στον οργανισμό²⁸.

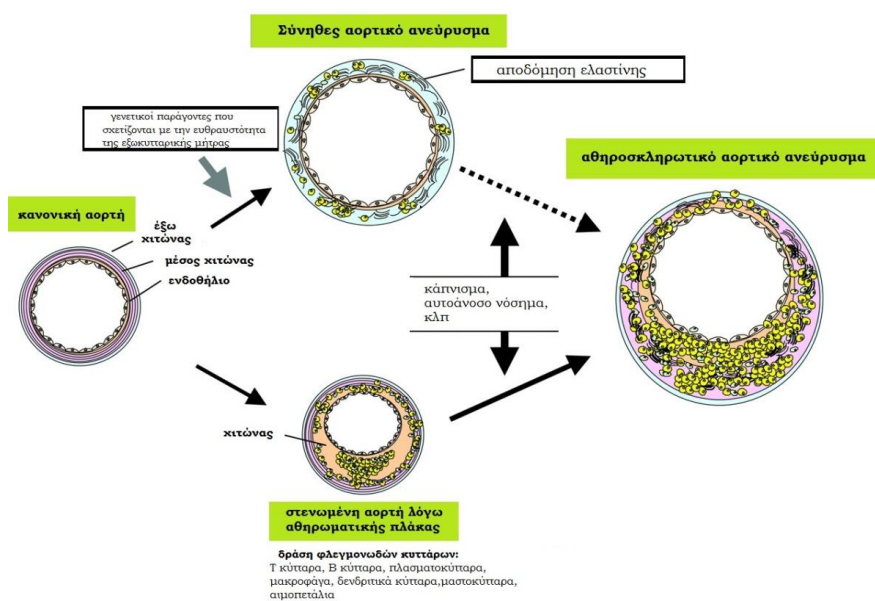
Η χρόνια φλεγμονή, θεωρείται επίσης ένας σημαντικός παράγοντας στη δημιουργία ΑΚΑ, καθώς τα **φλεγμονώδη κύτταρα** μεσολαβούν στην καταστροφή του συνδετικού ιστού του αορτικού τοιχώματος. Πιο συγκεκριμένα, η φλεγμονή στο αορτικό τοίχωμα, το αποδυναμώνει, προκαλώντας τέντωμα και "επέκταση" της αρτηρίας. Η νόσος αυτή ονομάζεται αγγειίτιδα. Πιστεύεται, ότι η ανοσολογική απάντηση του οργανισμού συμβάλλει στην ανευρυσματική εκφύλιση της αορτής και ότι η αυτοάνοση διαδικασία διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στην παθογένεια και εξέλιξη της αγγειίτιδας, άρα και της ανευρυσματικής νόσου²⁹.

Ένας ακόμη βασικός παράγοντας, που επηρεάζει τη δημιουργία και εξέλιξη ανευρύσματος κοιλιακής αορτής, είναι ο **αιμοδυναμικός παράγοντας**. Η κινητική ενέργεια που παράγεται από τη ροή του αίματος μέσα στην αορτή παίζει σημαντικό ρόλο στη συμπεριφορά του αορτικού τοιχώματος, καθώς τα αγγειακά ενδοθηλιακά και λεία μυϊκά κύτταρα, εκτίθενται συνεχώς σε μια

σειρά από φυσικά ερεθίσματα, που παράγονται από τη ροή αυτή. Οι δύο βασικές παράμετροι που σχετίζονται με την παθογένεση κοιλιακού αορτικού ανευρύσματος, είναι η εφαπτομενική δύναμη που ασκείται στο αορτικό τοίχωμα από το αίμα (διατμητική τάση) και η μεταβαλλόμενη (λόγω του καρδιακού κύκλου) πίεση που επικρατεί στον αυλό της αορτής, η οποία είναι υπεύθυνη για την αυξομείωση της διαμέτρου της, κατά τη διάρκεια κάθε καρδιακού παλμού³⁰. Τα τοιχώματα της αορτής υπόκεινται σε ακτινική διαστολή και συστολή και ανταποκρινόμενα στο νόμο του Hooke για τα παραμορφώσιμα στερεά, υφίστανται παραμόρφωση, η οποία με την πάροδο του χρόνου (σε μεγάλες ηλικίες, όπου η ελαστικότητα του τοιχώματος εξασθενεί) γίνεται μόνιμη, με μία τάση προς ρήξη. Επίσης, οι ταλαντούμενες ταχύτητες της ροής, οι οποίες κατά τη φάση της διαστολής μειώνονται, δημιουργώντας ανακυκλοφορίες και δίνες, πιστεύεται ότι είναι υπεύθυνες για την αθηροσκλήρωση στην αορτή, η οποία όπως προαναφέρθηκε, μπορεί να ενισχύσει τη διάταση της³¹. Ο παράγοντας αιμοδυναμική, θα αναλυθεί εκτενέστερα παρακάτω, σε ξεχωριστό κεφάλαιο της εργασίας.

Η εμφάνιση ανευρύσματος σε άτομα με οικογενειακό ιστορικό, οδηγεί στην **πεποίθηση για την ύπαρξη ενός γονιδίου**, υπεύθυνου για τη δημιουργία ΑΚΑ. Εκτιμάται ότι το 15% των ασθενών με ΑΚΑ, έχουν θετικό οικογενειακό ιστορικό. Η γενετική ανάλυση σε οικογένειες με τέτοιο ιστορικό, εντόπισε δύο θέσεις στα χρωμοσώματα 19q13 και 4q31 που σχετίζονται με μια ευαισθησία στο σχηματισμό ΑΚΑ. Υπάρχουν πολλά υποψήφια γονίδια σε αυτές τις δύο περιοχές που θα μπορούσαν να συνδέονται με την ανάπτυξη ανευρύσματος, ωστόσο κανένας μεμονωμένος γενετικός πολυμορφισμός δεν φαίνεται να παρουσιάζει σύνδεση μεταξύ τους. Μια στοχευμένη γονιδιακή ανάλυση στα εξής "ύποπτα" γονίδια: TIMP1, HLA-DR-15, FTL, COL11A1, εντόπισε πολυμορφισμούς σε αυτά, πιθανά υπεύθυνους για τη δημιουργία ΑΚΑ³².

Τέλος, **γενετικά σύνδρομα**, όπως το σύνδρομο Marfan³³, το σύνδρομο Ehlers Danlos³⁴ καθώς και άλλα όπως η νόσος Αδαμαντιάδη-Behcet και η σύφιλη φαίνεται να σχετίζονται με την ανευρυσματική νόσο, καθώς η παρουσία τους στον οργανισμό προσβάλλει τον χιτώνα της αορτής.



Εικόνα 1.7: Δημιουργία αθηροσκληρωτικού αορτικού ανευρύσματος³⁵

1.5.5 Θεραπεία

Τα χρόνια αορτικά ανευρύσματα, με την πάροδο του χρόνου, μεγεθύνονται σταδιακά, η διάμετρος τους μεγαλώνει, το πάχος του τοιχώματος ελαττώνεται και ο κίνδυνος ρήξης ολοένα και αυξάνεται. Όταν η διάμετρος της ανευρυσματικής αορτής ξεπεράσει το όριο των 5-6cm, ο κίνδυνος ρήξης αυξάνεται σημαντικά και σε συνδυασμό με την υπέρταση που μπορεί να παρουσιάζει ο ασθενής, ακόμα περισσότερο. Τα ραγέντα ΑΚΑ χρήζουν επείγουσας χειρουργικής αντιμετώπισης, ενώ τα συμπτωματικά (επώδυνα) χρήζουν άμεσης χειρουργικής επέμβασης, ανεξαρτήτως μεγέθους ανευρύσματος ή της παρουσίας των συνοδών νόσων που το επιτείνουν (στεφανιαία νόσος, χρόνια αναπνευστική πνευμονοπάθεια³⁶). Σε τέτοιες περιπτώσεις, ο προβλεπόμενος κίνδυνος επιπλοκών υπερβαίνει τον προβλεπόμενο κίνδυνο χειρουργικής επέμβασης³⁷.

Οι τρόποι με τους οποίους αντιμετωπίζεται το ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής, είναι οι εξής: η συντηρητική θεραπεία, με την προοπτική επέμβασης όταν είναι εφικτό, και η άμεση επέμβαση³⁸. Η άμεση επέμβαση γίνεται είτε με χειρουργική αποκατάσταση ανοιχτού ανευρύσματος, είτε με την τοποθέτηση ενδαγγειακού μωσχεύματος³⁹. Το ποια από τις παραπάνω μεθόδους θα χρησιμοποιηθεί, εξαρτάται από την γενικότερη κλινική εικόνα του ασθενούς, η οποία καταδεικνύει και την καλύτερη δυνατή αντιμετώπιση του ΑΚΑ.

1.5.5.1 Συντηρητική Θεραπεία

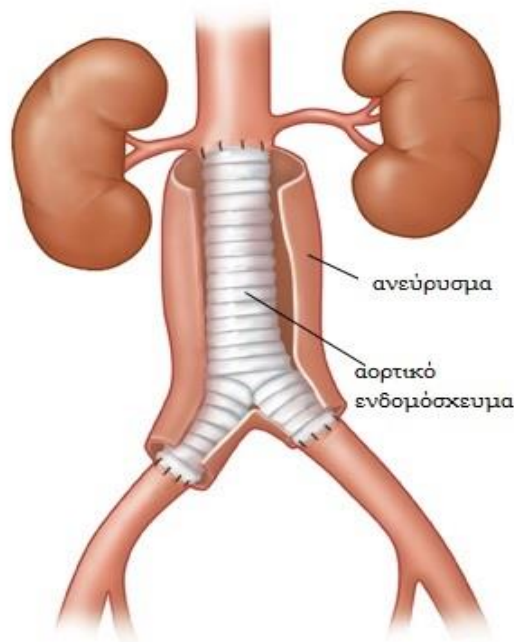
Η συντηρητική θεραπεία και η παρακολούθηση του ανευρύσματος ενδείκνυται για ασθενείς με μικρής διαμέτρου, ασυμπτωματικά ανευρύσματα, όπου ο κίνδυνος ρήξης είναι περιορισμένος, ή για ασθενείς όπου η χειρουργική επέμβαση θα είχε μεγάλο κίνδυνο θνησιμότητας και δεν αναμένεται να βελτιώσει τον προσδόκιμο χρόνο ζωής. Περιλαμβάνει κατά κύριο λόγο, τροποποίηση των παραγόντων κινδύνου, όπως είναι η οριστική παύση του καπνίσματος και τη χορήγηση φαρμακευτικής αγωγής, που όμως δε φαίνεται να είναι αποτελεσματική στο να μειώσει το ρυθμό αύξησης του ανευρύσματος⁴⁰. Φάρμακα για την καταπολέμηση της υπέρτασης, των αρρυθμιών και της χοληστερίνης φαίνεται ότι μπορούν να περιορίσουν το ρυθμό εξέλιξης του ΑΚΑ, καθώς περιορίζουν την καταπόνηση του αορτικού τοιχώματος, που προκαλείται από την αυξημένη πίεση και την ταχύρρυθμη αυξομείωση της εγκάρσιας διαμέτρου του⁴¹. Τέλος, στην πρόληψη του ανευρύσματος παίζει ρόλο και η διατροφή του ασθενούς, κυρίως όταν είναι περιορισμένη σε λίπη⁴².

1.5.5.2 Επεμβατική αντιμετώπιση

Όταν η διάμετρος της αορτής ξεπεράσει τα 5,5 εκατοστά τότε η ένδειξη για χειρουργική επέμβαση είναι επιβεβλημένη. Μάλιστα, η θνητότητα ενός ανευρύσματος διαμέτρου κάτω των 5,5 εκατοστών δεν υπερβαίνει το 1%, ενώ για ανευρύσματα μεγαλύτερα των 5,5 εκατοστών που παραμένουν ανεγχείρητα η θνητότητα δεκαπλασιάζεται⁴³. Κατά συνέπεια η αντιμετώπιση του

ανευρύσματος μέχρις ότου ξεπεράσει τα 5,5 εκατοστά σε διάμετρο πρέπει να είναι συντηρητική. Αντίθετα, μετά τα 5,5 εκατοστά η αντιμετώπιση είναι επεμβατική.

Η κλασική, **ανοικτή χειρουργική αντιμετώπιση** συνίσταται σε εκτομή του ανευρυσματικού σάκου, αφαίρεση δηλαδή του ελαττωματικού τμήματος της κοιλιακής αορτής, και αντικατάστασή του από συνθετικό μόσχευμα. Η επέμβαση απαιτεί διάνοιξη της κοιλιάς και κατά κανόνα μετεγχειρητική παρακολούθηση στη Μονάδα Εντατικής Θεραπείας (ΜΕΘ). Το μόσχευμα είναι από πολύ ισχυρό συνθετικό υλικό είτε πολυεστέρας (Dacron) είτε πολυτετραφλουοραιθυλένιο (PTFE) στο μέγεθος της φυσιολογικής αορτής (Εικόνα 1.8). Διαρκεί δια βίου και είναι σχεδόν απίθανο να χρειαστεί να αντικατασταθεί. Η επέμβαση αυτή έχει επιτυχία στο 90-98% των περιπτώσεων και ουσιαστικά εξαλείφει τον κίνδυνο μελλοντικής ρήξης του ανευρύσματος.



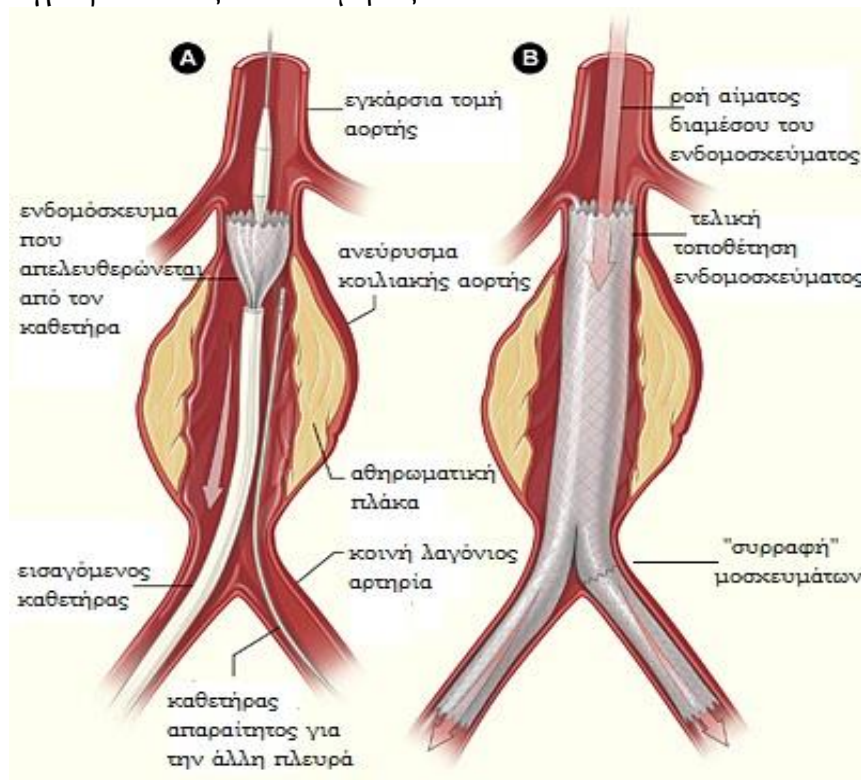
Εικόνα 1.8 Ανοικτή χειρουργική αντιμετώπιση ανευρύσματος κοιλιακής αορτής⁴⁴

Τα τελευταία 20 χρόνια όμως, αναπτύχθηκε μία νέα μέθοδος, η **ενδαγγειακή**, η οποία είναι λιγότερο επεμβατική και συνεχώς κερδίζει έδαφος στην καθημερινή αγγειοχειρουργική πράξη. Μάλιστα, το 2003, η μέθοδος αυτή ξεπέρασε την μέχρι τότε κλασική ανοικτή χειρουργική αποκατάσταση και το 2010 το 78% των ασθενών στις ΗΠΑ, επέλεξαν αυτή τη μέθοδο αντιμετώπισης⁴⁵. Στην ενδαγγειακή αποκατάσταση (endovascular aortic repair, EVAR) δε γίνεται αντικατάσταση του ελαττωματικού τμήματος της αορτής, αλλά τοποθετείται στο εσωτερικό του ανευρύσματος ένας ενδονάρθηκας (stent) μέσω του οποίου γίνεται η ροή του αίματος, με αποτέλεσμα το ανεύρυσμα απομονώνεται από την κυκλοφορία, συρρικνώνεται και δε διατρέχει πλέον κίνδυνο ρήξης⁴⁶.

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).

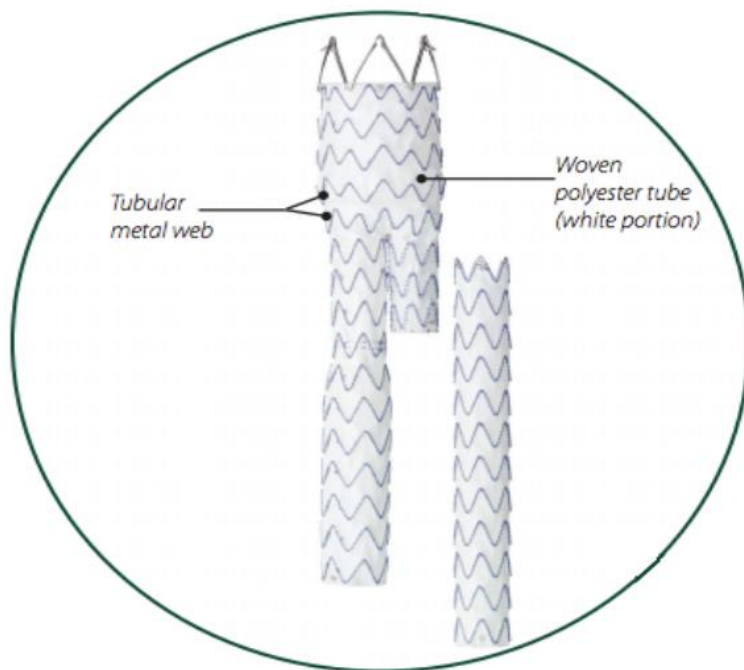
Η βασική τεχνική ενδαγγειακής αποκατάστασης ΑΚΑ έχει ως εξής:
 Υπό τοπική ή γενική αναισθησία γίνεται χειρουργική προσπέλαση των μηριαίων αρτηριών. Κατόπιν, υπό ακτινοσκοπικό έλεγχο, γίνεται εισαγωγή και ενδαγγειακή προώθηση της συσκευής που φέρει το ενδομόσχευμα (stent) από τη μία λαγόνιο αρτηρία. Το άνω άκρο του μοσχεύματος τοποθετείται και καθλώνεται, πάνω από το άνω όριο του ανευρύσματος **υπονεφρικά** (Εικόνα 1.99) και εν συνεχεία απελευθερώνεται σταδιακά το υπόλοιπο τμήμα του ενδομοσχεύματος (stent) από τη συσκευή (καθετήρα) μέχρι τη λαγόνιο αρτηρία. Στη συνέχεια, προστίθεται και το δεύτερο σκέλος, το οποίο διατρέχει την άλλη λαγόνιο και "σφηνώνεται" στο κυρίως μόσχευμα(Εικόνα 1.99). Η επέμβαση ολοκληρώνεται με τη διενέργεια διεγχειρητικής αγγειογραφίας όπου επιβεβαιώνεται η ορθή τοποθέτηση του μοσχεύματος καθώς και η μη ύπαρξη ενδοδιαφυγής, ότι δηλαδή το μόσχευμα έχει καθλωθεί σταθερά και δεν υπάρχει διαφυγή αίματος εντός του ανευρυσματικού σάκου.

Η μετεγχειρητική παρακολούθηση περιλαμβάνει υπερηχογραφικό έλεγχο μετά από 3 μήνες και έλεγχο με CT αγγειογραφία στους 6 και 12 μήνες.³⁴



Εικόνα 1.9: Διαδικασία τοποθέτησης ενδομοσχεύματος στην ενδαγγειακή αποκατάσταση⁴⁷

Κλινικά στοιχεία δείχνουν ότι η ενδαγγειακή αποκατάσταση παρουσιάζει πολλά και **σημαντικά πλεονεκτήματα** σε σχέση με την ανοιχτή χειρουργική αποκατάσταση. Η πρώτη, είναι ελάχιστα επεμβατική, οπότε και η γενική αναισθησία μπορεί να αποφευχθεί, όσο και ο κίνδυνος περιεγχειρητικού θανάτου, ο οποίος στην ανοιχτή επέμβαση είναι μεγάλος. Οι μέρες νοσηλείας είναι πολύ περιορισμένες στην ενδαγγειακή αποκατάσταση σε σχέση με το ανοιχτό χειρουργείο (1-3 μέρες έναντι 5-7) και η ανάρρωση ταχύτερη (11 μέρες έναντι 47, μετά το χειρουργείο).

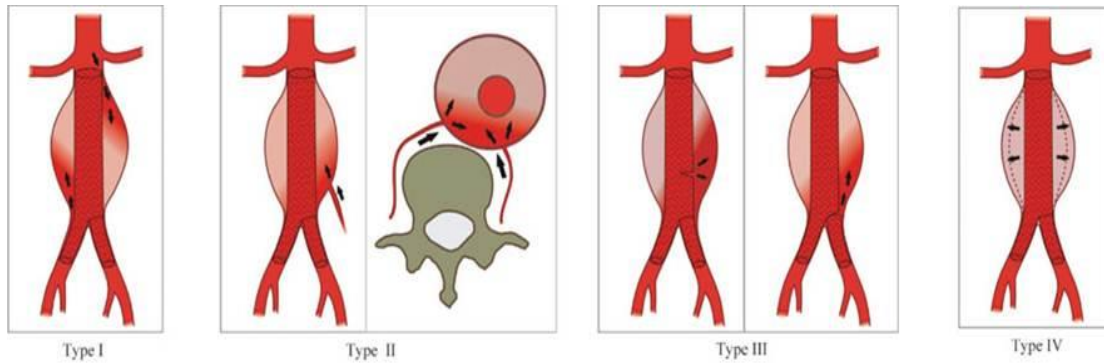


Εικόνα 1.10 Αορτικό ενδομοσχεύμα που χρησιμοποιείται στην ενδαγγειακή αποκατάσταση ⁴⁸

Ωστόσο, δεν είναι λίγες και **οι επιπλοκές** που μπορούν να παρουσιαστούν μετά από μια τέτοια επέμβαση, καθώς μια λανθασμένα μελετημένη τοποθέτηση ή επιλογή υλικού του ενδομοσχεύματος, είναι πιθανό να προκαλέσει ενδοδιαφυγή (endoleak) του αίματος μέσα στο ανεύρυσμα και δυνητικά μπορεί να προκληθεί μεγέθυνση ή ρήξη αυτού (διαρροές τύπου I-II και IV αντίστοιχα⁴⁹, Εικόνα 1.11). Ακόμη, εάν η γεωμετρία της αορτής του ασθενούς παρουσιάζει γωνίωση⁵⁰ ή όταν το ανεύρυσμα ξεκινάει κοντά στις νεφρικές αρτηρίες, ο διαθέσιμος λαϊμός της αορτής για τη στήριξη του ενδομοσχεύματος είναι περιορισμένος και υπάρχει πιθανότητα μετατόπισης του ενδομοσχεύματος, λόγω της διατμητικής τάσης που αναπτύσσεται στο τοίχωμα. Συνεπώς, μπορεί να επιτραπεί και πάλι η ροή του αίματος διαμέσου του ανευρυσματικού τοιχώματος. Τέλος, είναι δυνατό να πραγματοποιηθεί απόσπαση των τμημάτων του μοσχεύματος (στο σημείο διαχωρισμού της αορτής στις λαγόνιες αρτηρίες, όπου και γίνεται η σύνδεσή τους, δηλαδή διαρροή τύπου III, Εικόνα 1.111), καθώς και στένωση ή απόφραξη των νεφρικών ή λαγονίων αρτηριών⁵¹.

Δεδομένων των προαναφερθεισών επιπλοκών που παρουσιάζονταν σε ένα ποσοστό εγχειρισμένων ασθενών (περίπου 10% ⁵²), η τεχνολογία της ενδαγγειακής αποκατάστασης του υπονεφρικού ΑΚΑ αναπτύχθηκε περαιτέρω. Οι βελτιώσεις περιλαμβάνουν τη βελτιστοποίηση της σφράγισης και στερέωσης του μοσχεύματος και την κατάλληλη επιλογή μη πορωδών υλικών, με πλαστικοποιημένη στρώση στην επιφάνειά τους, καθιστώντας αδύνατη τη διαρροή. Επιπλέον, οι απεικονιστικές τεχνικές έχουν βελτιωθεί και μπορούν να αξιοποιηθούν για τη δημιουργία εξατομικευμένων ρεαλιστικών μοντέλων (patient specific CFD) στα οποία μελετάται η ροή του αίματος με τη χρήση της υπολογιστικής ρευστομηχανικής. Δίνεται έτσι, η δυνατότητα για καλύτερα αποτελέσματα στον προεγχειρητικό σχεδιασμό, την τοποθέτηση του stent μοσχεύματος και την μετεγχειρητική παρακολούθηση. Επίσης, τα τελευταία χρόνια, θυριδωτά (fenestrated) ή με πλάγιους κλάδους (branched) και δίκην καπνοδόχου (chimney) μοσχεύματα

στεντ έχουν χρησιμοποιηθεί για τη διαχείριση "ανατομικά δύσκολων" ανευρυσμάτων⁵³. Πειράματα με χρήση νέων μοσχευμάτων στεντ, συνεχίζουν να πραγματοποιούνται για τη θεραπεία ασθενών που κρίνονται ακατάλληλοι για τις συνήθεις θεραπευτικές στρατηγικές. Συνολικά, οι ενδείξεις για ενδαγγειακή διαχείριση των ΑΚΑ επεκτείνεται και σε ολόενα και πιο σύνθετες και ανατομικά προκλητικές ανευρυσματικές αρτηρίες.



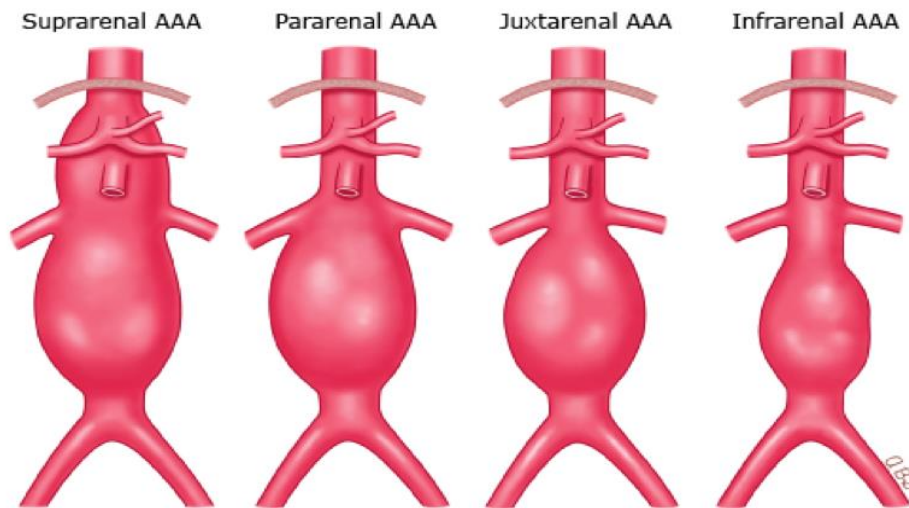
Εικόνα 1.11: Πιθανές επιπλοκές μετά την ενδαγγειακή αποκατάσταση⁵⁴

Κατηγοριοποίηση Εσωτερικών Διαρροών	Ορισμός
Τύπου I	Ανεπαρκής στεγανοποίηση στα άκρα του μοσχεύματος που οδηγεί σε διαρροές είτε στο ανώτερο είτε στο κατώτερο σημείο αγκίστρωσης.
Τύπου II	Παραμένουσα ροή αίματος στο ανεύρυσμα από κοντινά αγγεία, όπως του μεσεντερικού ή του οσφυϊκού
Τύπου III	Η σύνδεση του μοσχεύματος είναι ελλιμεματική και εισέρχεται ρευστό από τις ενώσεις των ξεχωριστών τμημάτων του μοσχεύματος.
Τύπου IV	Πορώδες υλικό του μοσχεύματος που επιτρέπει τη ροή αίματος μέσω αυτού.

Πίνακας 1: Κατηγοριοποίηση εσωτερικών διαρροών μετά την ενδαγγειακή αποκατάσταση

1.5.5.2.1 Θυριδωτά (fenestrated) ενδομοσχεύματα

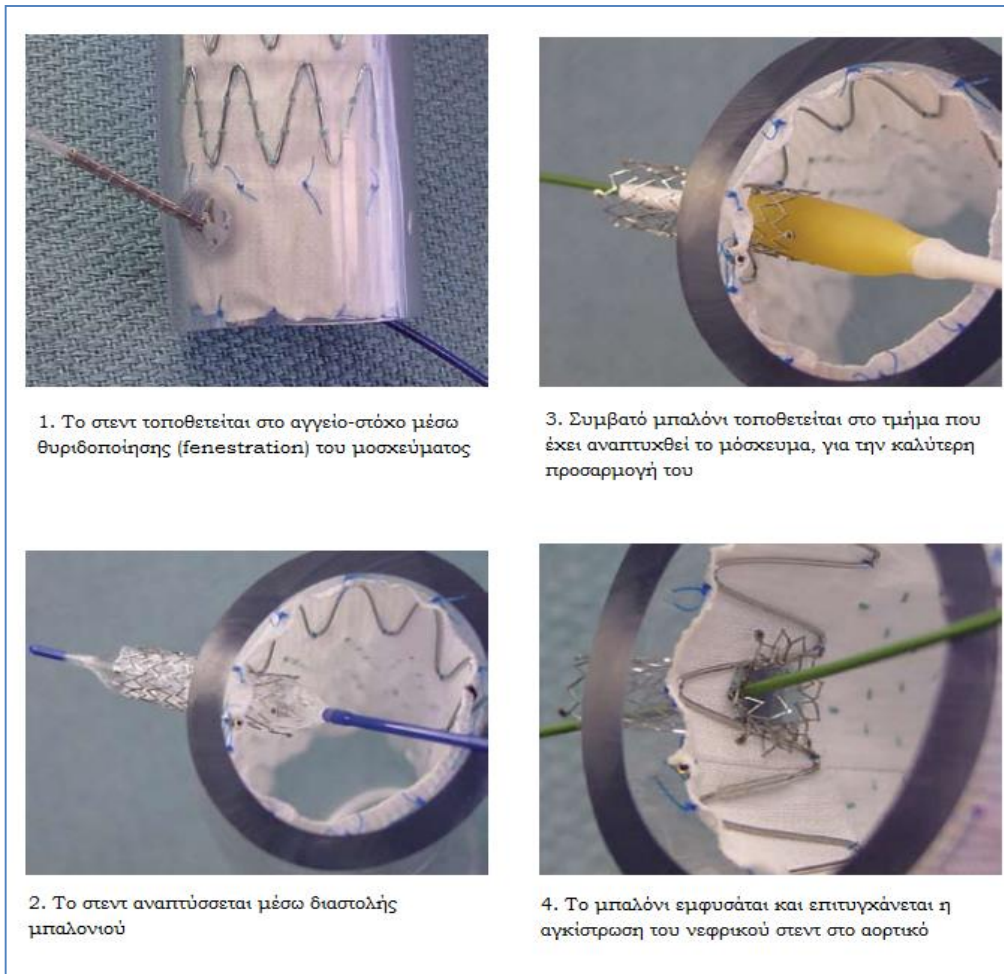
Αν και ενδαγγειακή αποκατάσταση αποτελεί την πλέον διαδεδομένη θεραπεία για ασθενείς με υπονεφρικό ΑΚΑ, ένας σημαντικός αριθμός ασθενών με ΑΚΑ (15-20%) φέρουν ανευρύσματα με πολύ κοντό αυχένα, αλλά και παρανεφρικά (pararenal), περινεφρικά (juxtarenal), υπερνεφρικά (suprarenal) ανευρύσματα^{55,56} (Εικόνα 1.122).



Εικόνα 1.12 Κατηγοριοποίηση ανευρύσματος με βάση τη θέση του ως προς τις νεφρικές αρτηρίες⁵⁷

Η ενδαγγειακή αποκατάσταση ΑΚΑ δεν ήταν προηγουμένως μια θεραπευτική επιλογή για τους ασθενείς με τις δύσκολες αυτές διαμορφώσεις, λόγω της απουσίας επαρκούς υπονεφρικού λαιμού, για την ασφαλή στήριξη του μοσχεύματος στεντ. Το πρόβλημα αυτό ξεπεράστηκε με την εισαγωγή των πρώτων θυριδωτών(fenestrated) και με πλάγιους κλάδους (branched) στεντ μοσχευμάτων το 1999^{58,59,60}. Από τότε, η τεχνολογία στον τομέα αυτό προχώρησε με ταχείς ρυθμούς. Τα θυριδωτά μοσχεύματα στεντ εγκρίθηκαν από την Αμερικανική υπηρεσία τροφίμων και φαρμάκων (U S Food and Drug Administration, FDA) το 2012 και είναι τώρα διαθέσιμα για χρήση.

Τα θυριδωτά ενδομοσχεύματα είναι σχεδιασμένα ώστε να επεκτείνουν το φάσμα των ενδαγγειακών ανευρυσματικών επιδιορθώσεων, μετακινώντας την εγγύς ζώνη σφράγισης μέχρι και πάνω από το επίπεδο των νεφρικών αρτηριών, παρέχοντας έτσι την αποκατάσταση των περινεφρικών ή υπερνεφρικών ΑΚΑ. Αυτό επιτυγχάνεται με την εισαγωγή θυρίδων στα κλασικά ενδαγγειακά μοσχεύματα οι οποίες επιτρέπουν τη διατήρηση της ροής του αίματος στους σπλαγχνικούς κλάδους της κοιλιακής αορτής. Η μερική έκπτυξη του μοσχεύματος, οι δείκτες προσανατολισμού πάνω στο μόσχευμα και η υψηλής ανάλυσης διεγχειρητική αγγειογραφία επιτρέπουν, με τη βοήθεια των οδηγών-συρμάτων, τους κατάλληλους χειρισμούς για την ευθυγράμμιση των θυρίδων αυτών, με τα στόμια των σπλαγχνικών αγγείων-στόχων. Τα θυριδωτά ενδομοσχεύματα είναι σύνθετες ενδοπροσθέσεις (ενδονάρθηκες ακάλυπτοι ή καλυμμένοι), οι οποίες προσαρμόζονται στις θυρίδες, με καθετηριασμό των εκάστοτε σπλαχνικών αρτηριών, ώστε να γεφυρώσουν το χάσμα ανάμεσα στις θυρίδες και τις αρτηρίες στόχους. Η τοποθέτηση τους στα αγγεία-στόχους εξασφαλίζει και σταθεροποιεί την ενδοπρόθεση και επιτρέπει τη ροή του αίματος στους νεφρούς, στην άνω μεσεντέριο ή στην κοιλιακή αρτηρία.

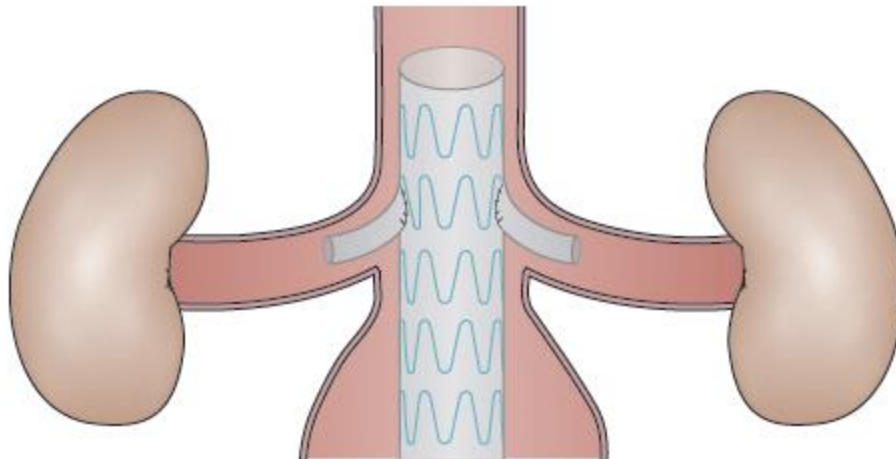


Εικόνα 1.13 Αναπαράσταση της διαδικασίας που ακολουθείται για την τοποθέτηση θυριδωτών ενδομοσχευμάτων⁶¹

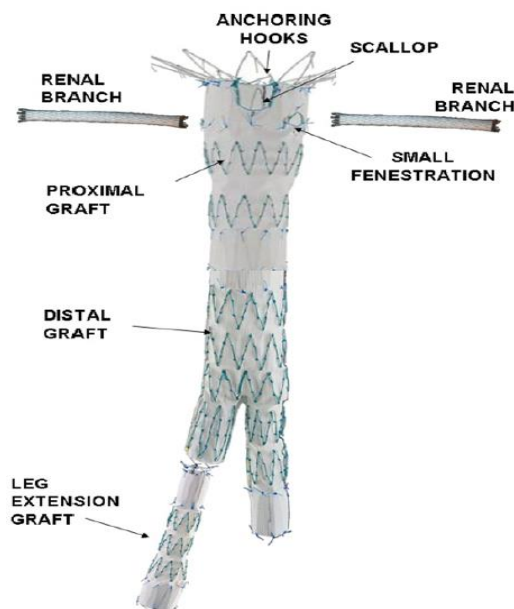
Έρευνες γίνονται συνεχώς σε εγχειρισμένους με αυτή τη μέθοδο ασθενείς, με σκοπό την αναζήτηση πιθανών επιπλοκών. Σε μια μελέτη 650 ασθενών τα αποτελέσματα έδειξαν μακροχρόνια αντοχή του μοσχεύματος, με το 89% να μη χρήζει δευτεροβάθμιας παρέμβασης μέσα στα επόμενα 3 χρόνια παρακολούθησης⁶². Μεταγενέστερες μικρότερες μελέτες και αξιολογήσεις έχουν αποδείξει περαιτέρω τα οφέλη αυτά. Σε μία άλλη μελέτη, 134 ασθενείς που έλαβαν θεραπεία με fenestrated μοσχεύματα στεντ από το 2004 έως το 2009, η θνησιμότητα εντός 30 ημερών παρουσιάστηκε στο 2%, ενώ εντός 15 μηνών στο 9% των ασθενών⁶³. Καμία ρήξη ανευρύσματος δεν αναφέρθηκε⁴⁶. Μια συστηματική ανασκόπηση που πραγματοποιήθηκε το 2012 και περιλάμβανε εννέα μελέτες παρατήρησης που αφορούσαν 629 ασθενείς έδειξε ότι η ενδαγγειακή αποκατάσταση χρησιμοποιώντας θυριδωτά στεντ μοσχεύματα σχετίστηκε με χαμηλή θνησιμότητα εντός 30 ημερών (2,1%)⁶⁴.

Φαίνεται λοιπόν, ότι τα αποτελέσματα της χρήσης θυριδωτών ενδοπροσθέσεων είναι αρκετά ελπιδοφόρα. Ωστόσο, σε σύγκριση με την πρότυπη ενδαγγειακή αποκατάσταση ένα μειονέκτημα του είναι ότι αυτά τα μοσχεύματα συχνά απαιτούν υψηλό βαθμό προσαρμογής, η οποία αυξάνει το κόστος και καθιστά την τεχνική απαγορευτικά ακριβή για έκτακτες περιπτώσεις. Επιπλέον, τεχνικές παράμετροι, όπως ο γωνιώδης λαιμός, η αορτική θρόμβωση στην περιοχή των αγγείων-στόχων και οι μικρές ασβεστοποιήσεις των αγγείων καθιστούν επικίνδυνη τη χρήση των

θυριδωτών μοσχευμάτων, καθώς μπορεί να οδηγήσει σε παρατεταμένη σύσφιξη ή απόφραξη των τοιχωμάτων της επινεφρικής αορτής και κατά συνέπεια, μια παρατεταμένη περίοδο νεφρικής ισχαιμίας, με σχετικό κίνδυνο μετεγχειρητικών επιπλοκών, όπως οξεία νεφρική ανεπάρκεια⁶⁵. Παρά τους περιορισμούς αυτούς, η εφαρμοσιμότητα της ενδαγγειακής αποκατάστασης με θυριδωτά στεντ, σε ασθενείς οι οποίοι διαφορετικά θα υποβάλλονταν σε ανοικτές διαδικασίες επιδιόρθωσης, κάθε άλλο παρά μειώθηκε.



Εικόνα 1.14: Σχηματική αναπαράσταση του αποτελέσματος της αποκατάστασης ανευρύσματος με θυριδωτά ενδομοσχεύματα (fenestrated grafts)⁶⁶



Εικόνα 1.15: Συναρμολόγηση ενός σύνθετου μοσχευματος στεντ με θυριδωτά ενδομοσχεύματα (fenestrated grafts)⁶⁷

1.5.5.2.2 Δίκην καπνοδόχου (chimney) ενδομοσχεύματα

Η ενδαγγειακή αποκατάσταση ανευρυσμάτων (EVAR) αποτελεί επανάσταση στη θεραπεία των κοιλιακών αορτικών ανευρυσμάτων (ΑΚΑ) αλλά και σε ένα μεγάλο μέρος παθολογιών της θωρακικής αορτής. Η εισαγωγή του θυριδωτού μοσχεύματος στεντ (fenestrated endograft) έχει προσφέρει μια ενδαγγειακή επιλογή θεραπείας σε ασθενείς με ανευρύσματα που δεν έχουν επαρκή εγγύς ή άπω ζώνη σφράγισης του μοσχεύματος. Οι θυριδωτές ενδοπροθέσεις, ωστόσο, είναι δαπανηρές και χρονοβόρες στην κατασκευή, κάτι που περιορίζει τη δυνατότητα εφαρμογής τους, ιδιαίτερα σε περιπτώσεις έκτακτης ανάγκης. Επιπλέον, είναι αδύνατο να εμφυτευτούν με ασφάλεια σε πολύ ελικοειδή αγγεία.⁶⁸

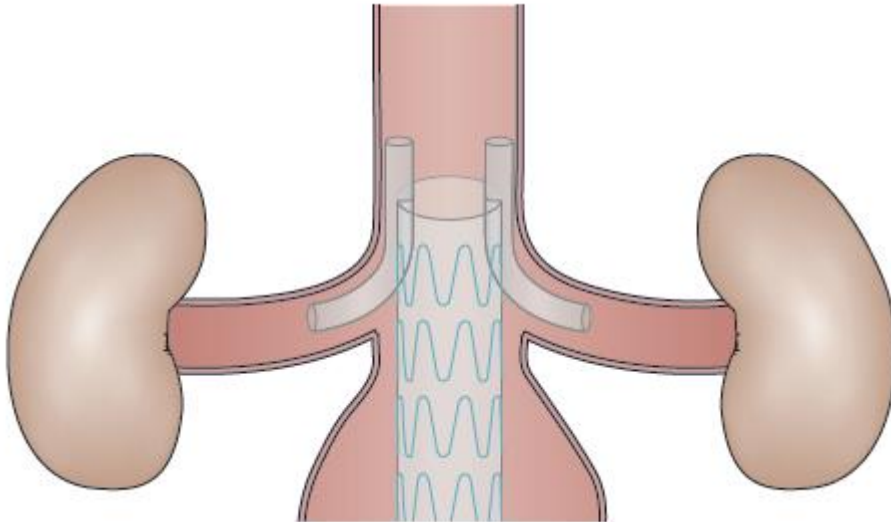
Αρκετά χρόνια πριν, ο Greenberg et al⁶⁹ χρησιμοποίησε νεφρικά ενδομοσχεύματα ώστε να συμπιέσει το εγγύς άκρο του κεντρικού μοσχεύματος στεντ που προεξείχε λίγα χιλιοστά πάνω από το στόμιο της νεφρικής αρτηρίας. Από τότε αυτή η τεχνική εξελίχθηκε και είναι σήμερα γνωστή ως τεχνική της "καπνοδόχου" (chimney technique) και χρησιμοποιείται για την αποκατάσταση της ροής στις αορτικές διακλαδισμένες αρτηρίες ζωτικής σημασίας (νεφρικές, μεσεντέριο, κοιλιακή, κλπ), οι οποίες τυχαία ή σκόπιμα καλύπτονται κατά τη διάρκεια της ενδαγγειακής αποκατάστασης στην αορτή. Αποτελεί μια εναλλακτική λύση, από την τεχνική με θυριδωτά μοσχεύματα στεντ, η οποία διατηρεί επίσης την αιμάτωση των ζητούμενων αρτηριών και υπερνικά το πρόβλημα του ανεπαρκούς υπονεφρικού λαιμού.

Η τεχνική της καμινάδας αποτελεί ουσιαστικά την εγκατάσταση ενός στεντ που τοποθετείται παράλληλα προς το κεντρικό αορτικό μόσχευμα. Αυτό προεξέχει παρόμοια με καμινάδα και διατηρεί τη ροή στις αρτηρίες στόχους οι οποίες καλύπτονται από το κεντρικό αορτικό μόσχευμα. Η τεχνική έχει χρησιμοποιηθεί στις νεφρικές αρτηρίες, στην άνω μεσεντέρια αρτηρία, στην αριστερά υποκλείδια αρτηρία και στην αριστερή κοινή καρωτιδική αρτηρία. Κατά την επέμβαση με αυτό το μόσχευμα, η ζητούμενη παράπλευρη αρτηρία της αορτής του ασθενούς διασωληνώνεται με ένα υδρόφιλο οδηγό σύρμα, το οποίο εναλλάσσεται με μια μακρά θήκη που περιέχει το καλυμμένο στεντ. Στη συνέχεια το αορτικό κυρίως μόσχευμα απελευθερώνεται, ενώ παράλληλα αναπτύσσεται το καλυμμένο παράπλευρο στεντ chimney.

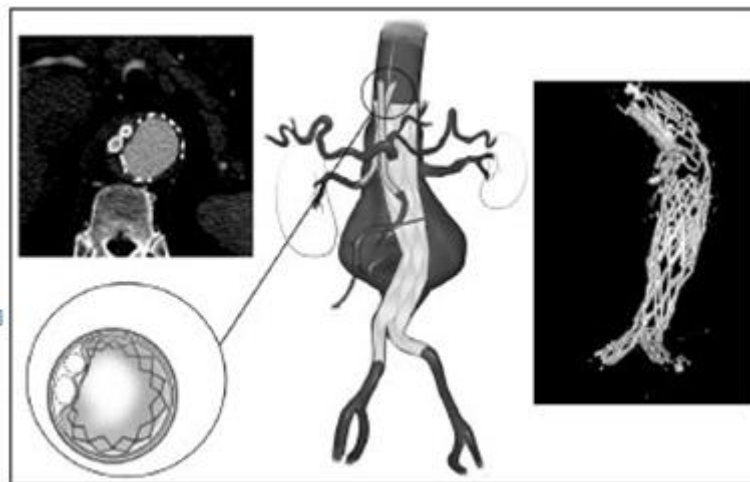
Το μόσχευμα chimney είναι φθηνότερο από το fenestrated μόσχευμα και έχει ευρύτερη εφαρμογή, καθώς χρησιμοποιείται σε επείγουσες περιπτώσεις ασθενών, λόγω της εύκολης προσαρμοσιμότητάς του^{70,71}. Οι ασθενείς που λόγω ανατομικών κριτηρίων του ανευρύσματος (γωνιώδης λαιμός, θρομβώσεις, ασβεστοποιήσεις πλησίον των αρτηριών στόχων) αποκλείονται από τη θεραπεία με θυριδωτά ενδομοσχεύματα, μπορούν να υποβληθούν σε αποκατάσταση με μόσχευμα chimney.

Μια συστηματική ανασκόπηση που περιλαμβάνει στοιχεία για 75 ασθενείς, οι οποίοι υποβλήθηκαν σε ενδαγγειακή αποκατάσταση με την τεχνική chimney (96 μοσχεύματα χρησιμοποιήθηκαν) έδειξε μια τεχνική επιτυχία σε ποσοστό 98,9%, αν και οι χειρουργικές τεχνικές διέφεραν σημαντικά μεταξύ των μελετών⁷². Κατά τη διάρκεια της παρακολούθησης, που κυμαίνονταν από 2 ημέρες έως 54 μήνες, τρεις θάνατοι συνέβησαν λόγω επιπλοκών που παρουσιάστηκαν μετεγχειρητικά και 3 chimney μοσχεύματα αποφράχθηκαν, απαιτώντας επανεπεμβάσεις⁵⁶. Η μακροχρόνια παρακολούθηση είναι δεν είναι ακόμα διαθέσιμη, ωστόσο η

έγκριση της FDA (U S Food and Drug Administration) έχει επιτευχθεί. Η τεχνική αυτή μπορεί να προσφέρει μια αποδεκτή ενδαγγειακή θεραπεία για ασθενείς με επινεφρικό ή υπερνεφρικό ΑΚΑ, ιδιαίτερα σε εκείνους που η ανοικτή χειρουργική επέμβαση σημαίνει μεγάλο ρίσκο για τη ζωή τους ή όταν η τεχνική θυριδωτών ενδομοσχευμάτων είναι ακατάλληλη για αυτούς⁷³⁷⁴⁷⁵.



Εικόνα 1.16: Σχηματική αναπαράσταση του αποτελέσματος της αποκατάστασης ανευρύσματος με δίκην καπνοδόχου ενδομοσχεύματα (chimney grafts).

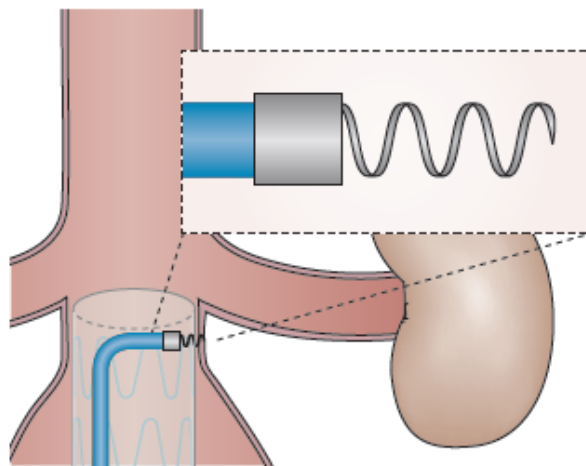


Εικόνα 1.17: Αναπαράσταση της τεχνικής chimney σε ανευρυσματικό μοντέλο ασθενούς⁷⁶

1.5.6 Άλλες τεχνικές ενδαγγειακής αποκατάστασης κοιλιακού αορτικού ανευρύσματος

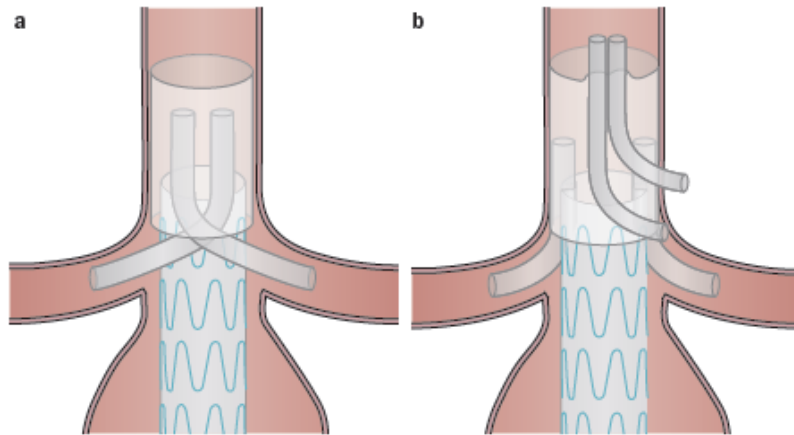
Εκτός από τις παραπάνω τεχνικές αποκατάστασης, που αφορούν κυρίως ανευρύσματα με πολύ κοντό αυχένα, αλλά και παρανεφρικά (pararenal), περινεφρικά (juxtarenal), υπερνεφρικά (suprarenal) ανευρύσματα, επιπρόσθετες τεχνικές έχουν αναπτυχθεί που αποσκοπούν στην αποτελεσματικότερη αποκατάσταση της ανευρυσματικής νόσου, με μια προσπάθεια περιορισμού της ανάγκης επανεπέμβασης.

Σε απάντηση στις ανησυχίες για αποτυχία της ενδαγγειακής θεραπείας, για την αποφυγή των πιθανών επιπλοκών όπως η δευτεροβάθμια εσωτερική διαρροή και μετανάστευση του μοσχεύματος στεντ, "ενδοσυρραφές" (endostapling)³⁷ (Εικόνα 1.188) έχουν αναπτυχθεί για να βελτιώσουν την ανθεκτικότητα του μοσχεύματος με στερέωση του στο αορτικό τοίχωμα κατά την τοποθέτησή του.



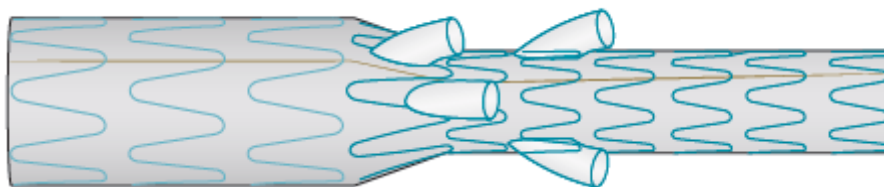
Εικόνα 1.18: Σχηματική αναπαράσταση αποκατάστασης κοιλιακού ανευρύσματος με ενδοσυρραφές (endostapling).

Μια άλλη ευρέως χρησιμοποιούμενη τεχνική, είναι η τεχνική "σάντουιτς" (sandwich technique) που είναι μια εξελιγμένη εκδοχή της τεχνικής της "καπνοδόχου". Περιλαμβάνει τη χρήση των στεντ που τοποθετήθηκαν στους αορτικούς κλάδους, "στριμωγμένα" αυτή τη φορά, μεταξύ δύο αορτικών μοσχευμάτων στεντ (Εικόνα 1.199)⁷⁷⁻⁷⁸. Αυτή η διαμόρφωση επιτρέπει μια σταθερή θέση των ομοαξονικών αορτικών μοσχευμάτων και είναι μια ελκυστική εναλλακτική λύση για ασθενείς που δεν επιδέχονται τη συμβατική ενδαγγειακή αποκατάσταση. Μάλιστα, επιτρέπει την επαναγγείωση σε μέχρι τέσσερις αορτικούς κλάδους, σε αντίθεση με τα "δίκην καπνοδόχου" ενδομοσχεύματα που τοποθετούνται μόνο στις νεφρικές αρτηρίες. Ωστόσο, αξίζει να σημειωθεί, ότι μακροπρόθεσμη παρακολούθηση της μεθόδου δεν είναι διαθέσιμη για την αξιολόγηση της αποτελεσματικότητάς της.



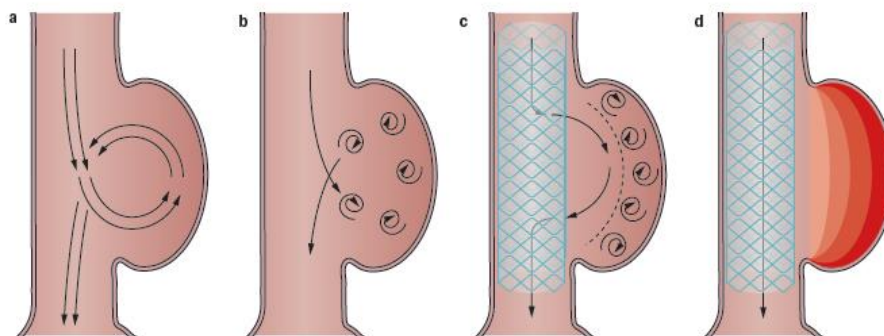
Εικόνα 1.19 Σχηματική αναπαράσταση της τεχνικής “σάντουιτς” (sandwich technique).

Μία μέθοδος παραλλαγή της θυριδωτής ενδοπρόθεσης που υπερτερεί έναντι αυτής, χάρη στην αμεσότητα που προσφέρει στην εγχείρηση είναι η τεχνική των τυποποιημένων θυριδωτών μοσχευμάτων (off-the-shelf fenestrated stent grafts) (Εικόνα 1.2020) που είναι άμεσα διαθέσιμα για την θεραπεία του ασθενούς. Η μέθοδος αυτή, μπορεί να αποτρέψει τη σημαντική καθυστέρηση της θεραπείας που συμβαίνει με την κλασική θυριδωτή μέθοδο, άρα και τον κίνδυνο ρήξης στην περίοδο που μεσολάβησε. Τα μοσχεύματα αυτά, μπορούν να χρησιμοποιηθούν για θωρακοκοιλιακά ανευρύσματα, καθώς και για ανευρύσματα που εμφανίζονται ακριβώς κάτω από την άνω μεσεντέρια αρτηρία. Τα περιορισμένα κλινικά στοιχεία που είναι διαθέσιμα σήμερα, όμως, δεν επιτρέπουν την ευρεία εφαρμογή αυτής της τεχνικής.



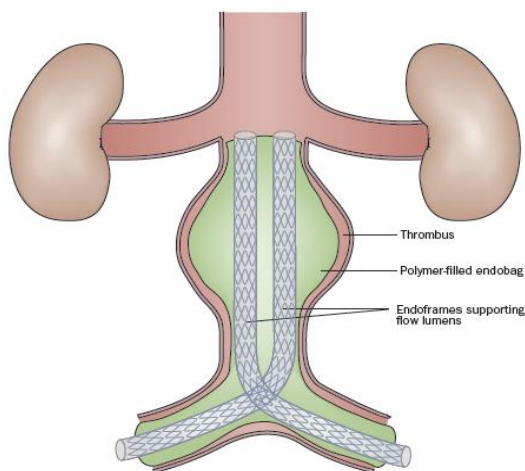
Εικόνα 1.20: Τυποποιημένα θυριδωτά ενδομοσχεύματα (Off-the-shelf fenestrated grafts)

Για τη διαχείριση των πολύπλοκων ανευρυσμάτων της αορτής, έχει αναπτυχθεί ένα νέο πολυστρωματικό στεντ (multilayer stent)³⁷, το οποίο έχει τη δυνατότητα να αποκλείσει το ανεύρυσμα διατηρώντας παράλληλα την παράπλευρη κυκλοφορία με μειωμένη όμως ταχύτητα, μέσω μιας σειρά πλεκτών στρωμάτων (Εικόνα 1.211).



Εικόνα 1.21: Αποκατάσταση με πολυστρωματικό μόσχευμα (multilayer stent)

Σε αντίθεση με την ανοικτή αποκατάσταση, η ενδαγγειακή μέθοδος διατηρεί το σάκο του ανευρύσματος ρισκάροντας την δημιουργία παραμένουσας ροής του αίματος (εσωτερική διαρροή τύπος 2) και τη μετανάστευση του στεντ. Η ενδοπρόθεση αγκύρωσης του ανευρυσματικού σάκου (sac-anchoring endoprosthesis)³⁷ (Εικόνα 1.222) είναι μια ενδοαυλική συσκευή η οποία εξαλείφει το χώρο μεταξύ μοσχεύματος και ανευρύσματος μέσω ενός πολυμερούς. Αυτή η τεχνολογία χρησιμοποιεί δύο μηριαία μοσχεύματα στεντ με πολυμερές γεμάτο ενδοσάκους, σε μία προκαθορισμένη πίεση, για τη στήριξη του στεντ εντός του σάκου του ανευρύσματος. Η εν λόγω τεχνολογία θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί κατά την αποκατάσταση υπονεφρικού ΑΚΑ με δυσμενή ανατομικά χαρακτηριστικά. Η ενδοπρόθεση αγκύρωσης σάκου είναι διαθέσιμη στην Ευρώπη από το 2012, αλλά εξακολουθεί να αναμένει την έγκριση της FDA.



Εικόνα 1.22: Ενδοπρόθεση ακύρωσης του ανευρυσματικού σάκου (sac-anchoring endoprosthesis)

Οι συνεχείς εξελίξεις στο σχεδιασμό του μοσχεύματος στεντ, έχουν διευκολύνει την ανάπτυξη της ενεργειακής μεθόδου αποκατάστασης ανευρύσματος, καθώς διευρύνουν την προσβασιμότητα του σε σχέση με το παρελθόν και επιτυγχάνουν βελτιωμένη σφράγιση και στερέωση σε μια ολοένα αυξανόμενη ομάδα ασθενών. Επιπλέον, λιγότερο πορώδη υφάσματα έχουν αναπτυχθεί για να καταστεί δυνατή η ταχεία μείωση του ανευρυσματικού σάκου. Η δυνατότητα διαχείρισης όλο και πιο προκλητικών ανατομιών, άλλα και τα μειωμένα ποσοστά θνησιμότητας που προσφέρει, την καθιστούν την πρώτη επιλογή της θεραπείας για ασθενείς με νεφρικού ΑΚΑ, με το 77% αυτών να αντιμετωπίζονται πλέον με την ενεργειακή μέθοδο⁷⁹. Έτσι, η συνεχής έρευνα είναι ζωτικής σημασίας, ώστε να διασφαλιστεί η όλο και πιο αποτελεσματική και τεκμηριωμένη χρήση αυτής της πολλά υποσχόμενης τεχνολογίας.

2 Στοιχεία Μηχανικής Ρευστών

Μηχανική ρευστών είναι ο κλάδος της μηχανικής που έχει ως κύριο αντικείμενο τη μελέτη της συμπεριφοράς των ρευστών κατά την κίνηση τους αλλά και των αιτιών που την προκαλούν. Σε αυτό το κεφάλαιο γίνεται μια συνοπτική παρουσίαση των εννοιών της μηχανικής των ρευστών καθώς και των εξισώσεων που χρησιμοποιήθηκαν στην μοντελοποίηση (Μηχανική των Ρευστών, Τσαγκάρης, Αθήνα 2005).

2.1 Ιδιότητες Ρευστών

Ως ρευστό ορίζεται το συνεχές σώμα που χαρακτηρίζεται από εύκολη μεταφορά των στοιχείων του και ασκεί μικρή αντίσταση στην αλλαγή της μορφής του.

2.2 Δυνάμεις-Εντατική κατάσταση

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

2.2.1 Ορθές τάσεις

Όταν το ρευστό βρίσκεται σε ηρεμία, μπορούμε να διαπιστώσουμε ότι μόνο κάθετες επιφανειακές δυνάμεις $d\vec{P}$ μπορούν να διαβιβαστούν μεταξύ των στοιχείων του ρευστού. Η τυχαία στοιχειώδης επιφάνεια του ρευστού dE ισορροπεί υπό την δράση των δύο ίσων, αντίθετων και κάθετων σε αυτήν στοιχειωδών δυνάμεων. Επομένως, η ορθή εντατική κατάσταση εκφράζεται από την κάθετη επιφανειακή δύναμη ανά μονάδα επιφάνειας, δηλαδή

$$d\vec{P} = -\vec{n}pdE$$

\vec{n} : το κάθετο μοναδιαίο διάνυσμα, που έχει φορά πάντα από το υλικό σώμα προς τα έξω

Το ανηγμένο μέγεθος ρονομάζεται πίεση και μετριέται σε Pascal ($\text{Pa} = \text{N/m}^2$). Η έννοια της πίεσης όπως δίνεται στο ρευστό σε ηρεμία, μπορεί να επεκταθεί και στη περίπτωση ρευστού σε κίνηση.

2.2.2 Διατμητικές τάσεις

Η διατμητική εντατική κατάσταση οφείλεται στο ότι δύο γειτονικά μεταξύ τους στοιχεία του ρευστού βρίσκονται σε σχετική κίνηση μεταξύ τους. Άρα η διατμητική εντατική κατάσταση εμφανίζεται όταν τα ρευστά βρίσκονται σε κίνηση και μηδενίζεται σε ακίνητα. Τη χαρακτηρίζει η συνεκτικότητα, ή αλλιώς ιξώδες, η οποία είναι η ιδιότητα των ρευστών να ανθίστανται στη διάτμησή τους, δηλαδή στην κίνηση του ενός στοιχείου προς το διπλανό του. Αν θεωρήσουμε δυο γειτονικά στοιχεία που βρίσκονται σε σχετική κίνηση, τότε αναπτύσσεται μεταξύ τους εφαπτόμενη δύναμη η οποία ονομάζεται διατμητική δύναμη $d\vec{T}$. Η διατμητική αυτή δύναμη ανά μονάδα επιφανείας dE λέγεται διατμητική τάση (shear stress) και συμβολίζεται με τ .

$$d\vec{T} = \tau dE \vec{r}_0$$

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

Το μέτρο της διατμητικής τάσης μετριέται συνήθως σε μονάδες πίεσης, Pa ή dyn/cm² και εξαρτάται από την κλίση της αντίστοιχης ταχύτητας που εφάπτεται στο τοίχωμα (du/dr) (ή διαφορετικά, από το ρυθμό αύξησης της ταχύτητας της ροής καθώς κινούμαστε από το τοίχωμα προς το κέντρο του αγωγού) και από την δυναμική συνεκτικότητα μ (Pa·s). Μια άλλη έκφρασή της είναι η εξής:

$$\tau = \mu \frac{du}{dr}$$

όπου r , η θέση του εκάστοτε στοιχείου του ρευστού

Εάν σταθερό και ανεξάρτητο από τον ρυθμό διάτμησης, τότε το ρευστό λέγεται Νευτώνειο. Πολλά ρευστά ωστόσο, συμπεριφέρονται ως μη γραμμικά (μη νευτώνεια ρευστά), υπάρχει δηλαδή μη γραμμική σχέση μεταξύ της διατμητικής τάσης και του ρυθμού παραμόρφωσης.

2.3 Γραμμές ροής

Σε πεδίο ταχυτήτων ενός συνεχούς μέσου, για κάθε χρονική στιγμή, σε κάθε θέση του πεδίου ροής ορίζεται η κατεύθυνση της ταχύτητας. Οι ολοκληρωτικές γραμμές του πεδίου ταχυτήτων σε μία χρονική στιγμή, ονομάζονται γραμμές ροής του πεδίου για την εν λόγω στιγμή. Άρα λοιπόν, οι γραμμές ροής έχουν σε κάθε σημείο τους εφαπτομενικό το διάνυσμα της ταχύτητας της στιγμής αυτής. Η ροή κατά στρώσεις με λείες γραμμές ροής ονομάζεται στρωτή, ενώ όταν διασπάται πλήρως και συμβαίνει έντονη μακροσκοπική ανάμιξη μεταξύ δυο γειτονικών στρώσεων

ονομάζεται τυρβώδης. Η τυρβώδης ροή πραγματοποιείται όταν οι δυνάμεις αδράνειας είναι μεγαλύτερες από τις δυνάμεις συνεκτικότητας.

2.4 Εξισώσεις Ροής

Οι εξισώσεις της μηχανικής ρευστών βασίζονται στην αρχή διατήρησης της μάζας, στην αρχή διατήρησης της ενέργειας και τους νόμους του Newton ως βασικές αρχές για την μαθηματική διατύπωση των θεμελιωδών εξισώσεων ροής, με την προϋπόθεση της παραδοχής ότι το ρευστό είναι συνεχές μέσο.

2.4.1 Διατήρηση της Μάζας

Η εξίσωση διατήρησης της μάζας (ή εξίσωση της συνέχειας) εκφράζει τον πρώτο βασικό νόμο της κλασσικής Μηχανικής, ότι η μάζα δεν καταστρέφεται ούτε δημιουργείται. Εφόσον ρ είναι η πυκνότητα του ρευστού, η μάζα του ρευστού που εισέρχεται σε ένα χώρο ρ υισούται με την μεταβολή της πυκνότητας. Η διαφορική διατύπωση του θεωρήματος αυτού σε διανυσματική μορφή είναι:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div}(\rho \vec{v}) = 0$$

όπου \vec{v} , το διάνυσμα της ταχύτητας

2.4.2 Διατήρηση της Ορμής

Η εξίσωση για τη διατήρηση της ορμής, ή εξίσωση κίνησης, εκφράζει το δεύτερο νόμο του Newton και περιγράφει την μεταβολή της ορμής σε συγκεκριμένο όγκο ενός ρευστού ως άθροισμα όλων των δυνάμεων που ασκούνται στο συγκεκριμένο όγκο.

$$\frac{\partial(\rho \vec{v})}{\partial t} + \text{div}(\rho \vec{v}) \vec{v} + \text{grad}^T \vec{v} \cdot \rho \vec{v} = \rho \vec{g} + \text{div} \vec{\sigma}$$

όπου $\vec{\sigma}$, ο τανυστής των τάσεων

2.4.3 Διατήρηση της ενέργειας

Η εξίσωση διατήρησης της ενέργειας εκφράζει το γενικευμένο νόμο της Θερμοδυναμικής (α' αξίωμα). Στη Μηχανική των Ρευστών προσφορότερη μορφή είναι ο ισολογισμός ισχύων δηλαδή ενεργειών ανά μονάδα χρόνου. Οι παραγόμενες ισχύεις των διαφόρων δυνάμεων είναι η ισχύς των υλικών δυνάμεων, η ισχύς των επιφανειακών δυνάμεων καθώς και η ισχύς από την πρόσδοση θερμότητας. Η εξίσωση διατήρησης της ενέργειας είναι:

$$\frac{\partial}{\partial t} \left[\rho \left(\frac{1}{2} v^2 + e \right) \right] + \left[\rho \vec{v} \left(\frac{1}{2} v^2 + e \right) \right] = \rho \vec{v} \cdot \vec{g} + \text{div}(\vec{\sigma} \cdot \vec{v}) - \text{div} \vec{q} + w\rho$$

όπου e , η εσωτερική ενέργεια του ρευστού ανά μονάδα μάζας
 q , το διάνυσμα της πυκνότητας θερμορροής
 w , το ποσό της ενέργειας ανά μονάδα μάζας που εκλύεται από κάποια
π.χ. εξώθερμη αντίδραση στο στοιχείο μάζας του ρευστού

2.5 Οι Εξισώσεις Navier-Stokes

Οι εξισώσεις Navier-Stokes είναι ένα σύστημα μερικών διαφορικών εξισώσεων που περιγράφουν την κίνηση των ρευστών και προκύπτουν από την εφαρμογή νόμων διατήρησης για τη μάζα, την ορμή και την ενέργεια, λαμβάνοντας όμως υπόψη ότι η συνολική πίεση στο ρευστό προκύπτει από την στατική πίεση και από τις διατμητικές τάσεις που υφίστανται λόγω της ιξώδους ροής. Οι εξισώσεις Navier-Stokes χρησιμοποιούνται στην επίλυση προβλημάτων ρευστοδυναμικής με αριθμητικές μεθόδους. Η διαφορική της μορφή είναι:

$$\rho \left(\frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + \vec{v} \cdot \text{grad} \vec{v} \right) = -\text{grad} p + \text{div}[\mu \cdot (\text{grad} \vec{v} + \text{grad}^T \vec{v})] + \text{grad}(\lambda \text{div} \vec{v}) + \rho \vec{g}$$

και αποτελεί τη γενική περίπτωση της εξίσωσης Navier-Stokes.

Στη περίπτωση που θεωρούμε το ρευστό ασυμπίεστο και το ιξώδες σταθερό σε όλο το χώρο, η σχέση γίνεται:

$$\rho \frac{D\vec{v}}{Dt} = \rho \vec{g} - \text{grad}p + \mu \Delta \vec{v}$$

Η αναλυτική επίλυση των εξισώσεων αυτών σε πολύπλοκες γεωμετρίες όπως αυτή της αορτής, είναι αδύνατη. Έτσι, χρησιμοποιούνται διάφορες μέθοδοι αριθμητικού υπολογισμού τους, αφού πρώτα "πλεγματοποιηθούν" οι ζητούμενες γεωμετρίες, όπως θα αναλυθεί παρακάτω.

3 Η Υπολογιστική Ρευστομηχανική στη μοντελοποίηση ανευρυσμάτων

Η μελέτη της κίνησης των ρευστών, άρχισε από τον Γάλλο γιατρό L. Poiseuille (1799-1869), ο οποίος επιθυμούσε να κατανοήσει την κίνηση του αίματος στο σώμα. Τα τελευταία χρόνια, χάρη στην εξέλιξη των ιατρικών τεχνικών απεικόνισης αλλά και στην ανάπτυξη υλικού και λογισμικού υπολογιστών, υπήρξε πολύ μεγάλη ανάπτυξη στις τεχνικές και τις μεθόδους μοντελοποίησης ανευρυσμάτων, αλλά και των αγγειακών παθήσεων γενικότερα. Οι σύγχρονες τεχνικές ιατρικής απεικόνισης δίνουν λεπτομερή ανάλυση δομών του κυκλοφορικού συστήματος του ασθενή που μπορούν να χρησιμοποιηθούν με τη σειρά τους για τη δημιουργία εξατομικευμένων ρεαλιστικών μοντέλων (patient specific CFD). Το πεδίο έρευνας δημιουργείται από τη σύζευξη της υπολογιστικής μηχανικής ρευστών, της μηχανικής των στερεών και των ιατρικών απεικονιστικών μεθόδων (αξονικές τομογραφίες) και στοχεύει στη βαθύτερη κατανόηση του εκάστοτε προβλήματος, άρα και στην όλο και αποτελεσματικότερη αντιμετώπισή του.

Η κυκλοφορία του αίματος στο σώμα μπορεί να περιγραφεί απλοϊκά σαν ένα υδραυλικό σύστημα στο οποίο η καρδιά λειτουργεί ως αντλία, ενώ οι φλέβες οι αρτηρίες και τα τριχοειδή αγγεία είναι οι σωλήνες στους οποίους ρέει το αίμα. Η μελέτη της ροής του αίματος στην ανευρυσματική αορτή με τη χρήση της υπολογιστικής ρευστομηχανικής, γίνεται με βάση τις αρχές των απλών ρευστών που αναφέρθηκαν σε προηγούμενο κεφάλαιο. Όμως, η πολυπλοκότητα του αίματος ως ρευστό, αλλά και η ελαστικότητα του αορτικού τοιχώματος, απαιτεί να ληφθούν πολλοί παράγοντες υπόψη κατά τη μοντελοποίηση της ανευρυσματικής νόσου, συμπεριλαμβανομένων και των αντιδράσεων των ιστών και των κυττάρων του οργανισμού στις μηχανικές συνιστώσες που δρουν πάνω τους.

3.1 Ερευνητική δραστηριότητα κινδύνου ρήξης ανευρύσματος

Πλήθος μελετών έχουν γίνει τα τελευταία χρόνια για την ανάδειξη των αιμοδυναμικών παραμέτρων που επιδρούν στην εξέλιξη του ανευρύσματος. Στη κλινική πράξη σήμερα, η εκτίμηση του κινδύνου ρήξης των μη ραγέντων ανευρυσμάτων γίνεται βάσει μορφολογικών χαρακτηριστικών του ανευρύσματος (διάμετρος ανευρύσματος $>5\text{cm}$)⁸⁰ λαμβάνοντας ταυτόχρονα υπόψη το ιστορικό του ασθενή, κάτι που μπορεί να οδηγήσει σε μη αναγκαίες επεμβάσεις. Από την άλλη πλευρά, ανευρύσματα μικρής σχετικά διαμέτρου μπορεί να οδηγηθούν σε ρήξη κάτι που θα μπορούσε να αποφευχθεί με έγκαιρη αντιμετώπιση (Darling 1977, Nicholls 1998). Μολονότι η φυσική ιστορία των ανευρυσμάτων εξαρτάται πρωτίστως από πολύπλοκες κυτταρικές διαδικασίες μέσα στους ιστούς που συνθέτουν το αρτηριακό τοίχωμα, η υπολογιστική μηχανική μπορεί να βοηθήσει στη κατανόηση των μηχανισμών που συμβάλλουν στη διόγκωση και τελικά, στη ρήξη του ανευρύσματος. Με βάση λοιπόν, την εμπιομηχανική προσέγγιση για την πρόβλεψη του κινδύνου ρήξης και τις βασικές αρχές της Καρδιαγγειακής Μηχανικής, η ρήξη

επισυμβαίνει όταν η απόλυτη τιμή των τοιχωματικών τάσεων ξεπεράσει την αντοχή του υλικού του τοιχώματος του ΑΚΑ. Έτσι, οι περισσότερες μελέτες επικεντρώνονται στη διατμητική τάση (wall shear stress, WSS) στο τοίχωμα του ανευρύσματος, δηλαδή την εφαπτομενική δύναμη που ασκείται από το αίμα στο τοίχωμα καθώς κινείται κατά μήκος του άξονα της ροής. Δύο επιπλέον συνιστώσες που σχετίζονται με την παθογένεση του ΑΚΑ, είναι η υδροστατική πίεση (hydrostatic pressure), δηλαδή η κάθετη δύναμη που ενεργεί στο αγγειακό τοίχωμα και η σχετική τοιχωματική παραμόρφωση (relative wall strain, RWS), δηλαδή η περιμετρική έκταση του τοιχώματος του αγγείου που δημιουργείται από τις κυκλικές μεταβολές της πίεσης του αυλού και την προκύπτουσα τάση εφελκυσμού. Άλλες παράμετροι όπως η πολυπλοκότητα της ροής και το σημείο κρούσης του jet στο τοίχωμα ερευνώνται επίσης.

Τα πρώτα δειλά βήματα στην υπολογιστική μελέτη της επιρροής των αιμοδυναμικών παραγόντων στα ΑΚΑ έγιναν τη δεκαετία του 80⁸¹. Οι έρευνες γίνονταν σε πειραματικά μοντέλα ανευρυσμάτων, τα οποία κατασκευάζονταν από τους εκάστοτε ερευνητές, με σκοπό μια πρώτη εκτίμηση της ροής του αίματος σε αυτά. Φυσικά, οι απλουστεύσεις και οι παραδοχές για την υλοποίηση των μελετών αυτών ήταν πολλές και οδηγούσαν σε πολύ γενικευμένα συμπεράσματα. Χάρη στην ανάπτυξη των υπολογιστικών δυνατοτήτων, σταδιακά, τα πειραματικά αυτά μοντέλα προσέγγιζαν όλο και περισσότερο το ανεύρυσμα, ώσπου τελικά, τη θέση τους πήραν τα πραγματικά μοντέλα ανευρυσματικής αορτής, με τη βοήθεια των τεχνικών ιατρικής απεικόνισης και την αξιοποίησή τους από κατάλληλα προγραμματιστικά πακέτα, που προσέφεραν τη δυνατότητα "απομόνωσης" των ζητούμενων αγγειακών γεωμετριών και την περαιτέρω επεξεργασία τους. Ακολουθεί, μια συνοπτική παρουσίαση, των πιο πρόσφατων και αξιοσημείωτων ερευνών πάνω στον κίνδυνο ρήξης του ΑΚΑ.

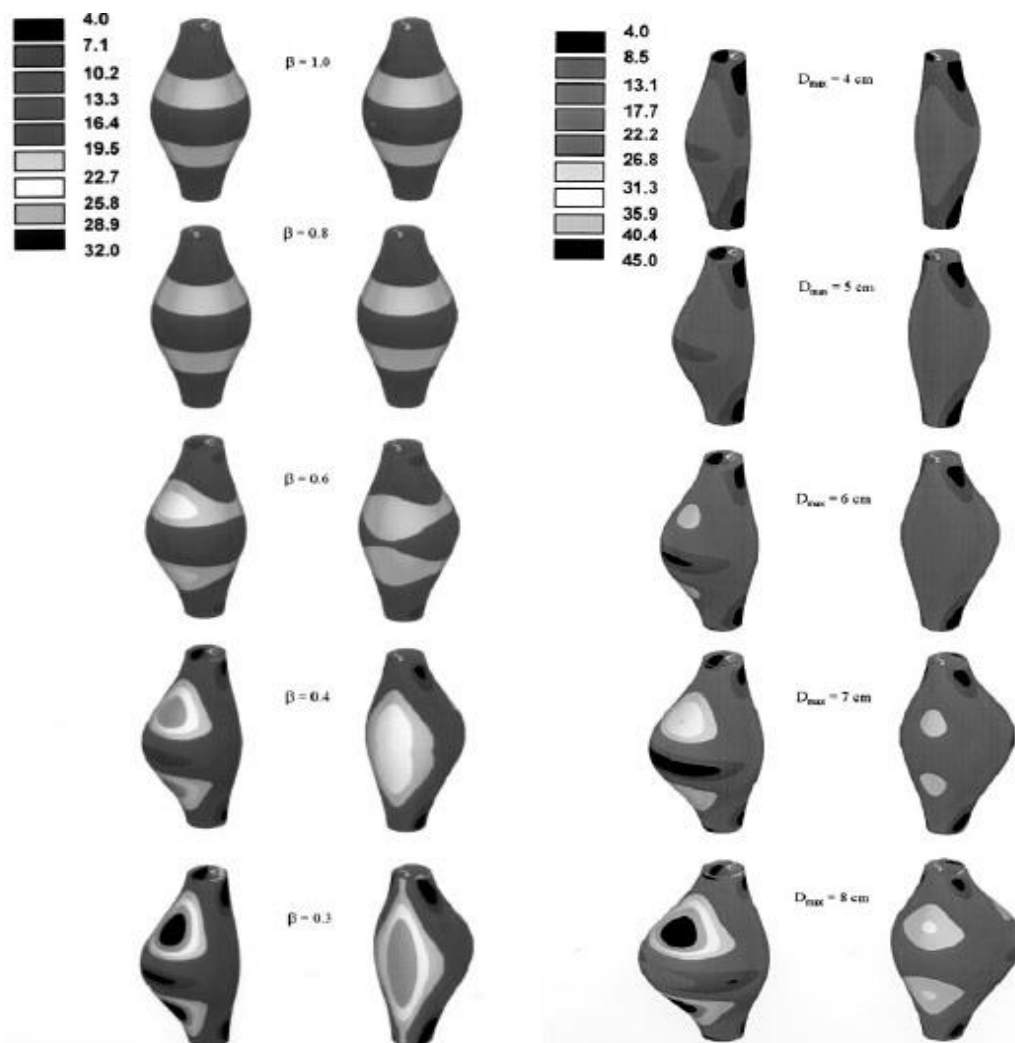
Μια σημαντική ανάλυση, ήταν αυτή των Khosla Set al⁸² πάνω σε 9 προηγούμενες υπολογιστικές μελέτες, η οποία κατέδειξε τη σημασία της μέγιστης διατμητικής τάσης στο σάκο του ανευρύσματος, συγκρίνοντας την τιμή της σε ένα μεγάλο δείγμα 348 εξατομικευμένων αορτικών ανευρυσμάτων. Τα ανευρύσματα αυτά, ήταν είτε συμπτωματικά, είτε ραγέντα, είτε εντελώς ασυμπτωματικά. Τα αποτελέσματα έδειξαν, ότι η μέγιστη διατμητική τάση ήταν σημαντικά μεγαλύτερη στα συμπτωματικά και ραγέντα ΑΚΑ σε σχέση μετά ασυμπτωματικά (Εικόνα 3.1). Μάλιστα, πολλά από τα ασυμπτωματικά ανευρύσματα, στα οποία υπολογίστηκε υψηλή μέγιστη διατμητική τάση, αργότερα έχρησαν άμεσης επέμβασης, λόγω της ρήξης που υπέστησαν.

Reference	Year	Country	Total no.	Asymptomatic intact AAA		Symptomatic or ruptured AAA		P [¶]
				n	PWS (N/cm ²)*	n	PWS (N/cm ²)*	
Measured at population systolic blood pressure								
Fillinger <i>et al.</i> ¹⁸ †	2002	Lebanon	40	30	36.9(8.8)	10	47.7(20.6)	0.024
Fillinger <i>et al.</i> ²² †	2003	Lebanon	61	39	42.0(12.5)	22	58.0(18.8)	< 0.001
Venkatasubramaniam <i>et al.</i> ²⁴ ‡	2004	UK	27	15	62.0(28.0)	12	102.0(38.0)	0.004
Vande Geest <i>et al.</i> ²¹ †	2006	USA	13	5	46.0(9.6)	8	49.9(11.3)	0.537
Truijers <i>et al.</i> ²³ †	2007	USA	20	10	39.7(10.4)	10	51.7(7.6)	0.009
Heng <i>et al.</i> ²⁰ ‡	2008	UK	70	40	67.0(30.0)	30	111.0(51.0)	< 0.001
Vande Geest <i>et al.</i> ²⁵ †	2008	USA	14	5	46.0(9.5)	9	49.9(12.1)	0.546
Maier <i>et al.</i> ¹⁹ §	2010	Germany	53	30	34.3(10.5)	23	47.7(12.5)	< 0.001
Gasser <i>et al.</i> ²⁶ §	2010	Sweden	50	30	27.6(11.7)	20	35.2(12.6)	0.034
Measured at standard systolic blood pressure (120 mmHg)								
Fillinger <i>et al.</i> ¹⁸ †	2002	Lebanon	40	30	32.2(7.7)	10	38.0(9.5)	0.058
Fillinger <i>et al.</i> ²² †	2003	Lebanon	61	39	37.0(12.5)	22	46.0(14.1)	0.012
Venkatasubramaniam <i>et al.</i> ²⁴ ‡	2004	UK	27	15	55.0(24.0)	12	77.0(29.0)	0.041
Truijers <i>et al.</i> ²³ †	2007	USA	20	10	31.7(7.3)	10	36.7(12.6)	0.293
Heng <i>et al.</i> ²⁰ ‡*	2008	UK	70	40	65.0(25.0)	30	84.0(31.0)	0.006

*Values are mean(s.d.); peak wall stress (PWS) values converted from †s.c.m. to s.d., ‡MPa to N/cm² and §kPa to N/cm². ¶Two-sample t test.

Εικόνα 3.1: Σύγκριση της μέγιστης τοιχωματικής τάσης (PWS) σε ασυμπτωματικά και συμπτωματικά ή ραγέντα ανευρύσματα

Σημαντικός στην πιθανότητα ρήξης του ΑΚΑ φαίνεται πως είναι και ο παράγοντας ασυμμετρία, κάτι που καταδεικνύει η μελέτη των David A. Vorp et al⁸³, οι οποίοι πειραματίστηκαν με τρισδιάστατα υπολογιστικά μοντέλα ανευρυσματικής αορτής. Με σκοπό να εξετάσουν την επιρροή της διαμέτρου του ΑΚΑ σε σχέση με την ασυμμετρία του σχήματός του, κατασκεύασαν 2 πειραματικά ανευρυσματικά μοντέλα, το ένα συμμετρικό ως προς τον κατακόρυφο και τον οριζόντιο άξονα, ενώ το άλλο μόνο ως προς τον οριζόντιο. Στο πρώτο, διατηρώντας τη μέγιστη διάμετρο, μετέβαλλαν το σχήμα, απομακρύνοντας το κέντρο της από τον κατακόρυφο άξονα συμμετρίας του αρχικού μοντέλου ανευρύσματος. Στο δεύτερο, διατηρώντας σταθερό το σχήμα, αύξαναν συνεχώς τη μέγιστη διάμετρο (Εικόνα 3.2). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι τόσο η μέγιστη διάμετρος όσο και ο παράγοντας ασυμμετρία, βρέθηκαν να έχουν σημαντική επίδραση στην κατανομή της τάσης τοιχώματος μέσα στο ανεύρυσμα. Σε ορισμένες περιπτώσεις η μέγιστη πίεση συνέβη στο μεσαίο τμήμα, ενώ σε άλλες αυτό συνέβη αλλού (Εικόνα 3.2). Το μέγεθος της μέγιστης τοιχωματικής τάσης που δρούσε στο ανεύρυσμα αυξήθηκε γραμμικά με την αύξηση της μέγιστης διαμέτρου ή την αύξηση της ασυμμετρίας, κάτι που επιβεβαιώνει την επιρροή τους στην ανάπτυξη του ΑΚΑ.



Εικόνα 3.2: Διανομή της μηχανικής τάσης σε 10 εικονικά ανευρύσματα. Αριστερά "ασυμμετροποιείται" η αρχική γεωμετρία, με σταθερή τη μέγιστη διάμετρο. Δεξιά, αυξάνεται η διάμετρος, διατηρώντας σταθερό το αρχικό σχήμα.

Μια άλλη υπολογιστική μελέτη σχετικά με την επιρροή των αιμοδυναμικών παραγόντων στη ρήξη του υπονεφρικού ΑΚΑ, που πραγματοποιήθηκε σε 7 ασθενείς, έδειξε ότι η ρήξη του ανευρύσματος επισυμβαίνει στις ζώνες ανακυκλοφορίας της ροής, όπου υπερισχύει η χαμηλή τοιχωματική τάση, αλλά και συχνά η παρουσία θρόμβωσης, ως επακόλουθο της πρώτης. Οι ανακυκλοφορίες πραγματοποιούνται κατά τη φάση της διαστολής, όπου η ταχύτητα και η πίεση του αίματος μειώνονται. Τα αποτελέσματα αυτά, ήρθαν σε αντίθεση με την αρχική εκτίμηση των ερευνητών, οι οποίοι θεωρούσαν ότι η ρήξη θα λάμβανε χώρα στα σημεία υψηλής πίεσης και τάσης. Τα ευρήματα αυτά εγείρουν την πιθανότητα ότι αυτό το μοτίβο ροής μπορεί να οδηγήσει στη δημιουργία θρόμβωσης, η οποία μπορεί να οδηγήσει στην εκφύλιση του χιτώνα της αορτής και άρα την τελική ρήξη του ΑΚΑ. Σημειωτέον, ότι μόνο 3 από τα 7 ανευρύσματα αυτά, ράγισαν στη μέγιστη διάμετρό τους.⁸⁴

Συνοψίζοντας, μπορούμε να συμπεράνουμε ότι με βάση τις μέχρι τώρα υπολογιστικές αναλύσεις, ο υψηλός κίνδυνος ρήξης του ΑΚΑ συνδέεται κυρίως με: 1) την υψηλή μέση χωρική WSS 2) χαμηλή μέση χωρική WSS ως αποτέλεσμα των ανακυκλοφοριών της ροής στις χαμηλές ταχύτητες 3) υψηλή μέγιστη τιμή WSS, που επισυμβαίνει κατά τη μέγιστη συστολική πίεση του αίματος, με το κριτήριο της διαμέτρου να παίζει μεν σημαντικό ρόλο, χωρίς όμως να είναι πρωταρχικής σημασίας. Τα παραπάνω σε συνδυασμό με την έντονη ασυμμετρία του ανευρύσματος, φαίνεται πως αποτελούν βασικούς παράγοντες που συνδέονται με τον κίνδυνο ρήξης του ΑΚΑ.

Η υπολογιστική ρευστομηχανική ανάλυση (computational fluid analysis, CFD) εξατομικευμένων ανευρυσματικών γεωμετριών, είναι μια ελπιδοφόρα μέθοδος, η οποία εξελίσσεται συνεχώς για την επίτευξη όλο και περισσότερης ακρίβειας στη μοντελοποίηση, για την αξιολόγηση του κινδύνου ρήξης μιας ανευρυσματικής αορτής, σε μια πιο σταθερή, βιολογική βάση σε σχέση με το κριτήριο της διαμέτρου.

3.2 Ερευνητική δραστηριότητα στην αξιολόγηση της ενδαγγειακής αποκατάστασης

Τα τελευταία χρόνια, όλο και περισσότερες μελέτες γίνονται για την αξιολόγηση της ενδαγγειακής αποκατάστασης ανευρύσματος. Οι στατιστικές έρευνες σε ασθενείς που έχουν υποβληθεί σε ενδαγγειακή αποκατάσταση, σχετικά με την επιτυχία της μεθόδου είναι πολυάριθμες και καταλήγουν σε ένα πρώτο συμπέρασμα για την αποτελεσματικότητά της. Παρότι η ενδαγγειακή αποκατάσταση παρουσιάζει πολλά και σημαντικά πλεονεκτήματα, δεν λείπουν οι περιπτώσεις αστοχίας, καθώς λόγω της πίεσης του αίματος και της υψηλής ταχύτητας της ροής, είναι δυνατό το μόσχευμα να μετατοπιστεί (μετανάστευση) και να υπάρξει ενδοδιαρροή μέσα στο σάκο του ανευρύσματος. Κάτι τέτοιο εντείνει και πάλι τον κίνδυνο ρήξης του και θέτει σε κίνδυνο τη ζωή του ασθενούς. Η επιτυχία των ενδοαυλικών συστημάτων (μοσχεύματα) στον εμβολισμό των ανευρυσμάτων εξαρτάται από διάφορες διαδικασίες που λαμβάνουν χώρα στο σημείο που εκπύσσονται τα συστήματα και είναι αποτέλεσμα της αλληλεπίδρασης των συστημάτων με το αίμα και το τοίχωμα του αγγείου. Η μοντελοποίηση της ροής σε ενδαγγειακά

αποκατεστημένα ανευρύσματα έρχεται να δώσει μια πρώτη απάντηση στην αναζήτηση πιθανών αιτιών αστοχίας, ο εντοπισμός των οποίων μπορεί να συμβάλλει σε ένα καλύτερο προεγχειρητικό σχεδιασμό του μοσχεύματος άλλα και στην καλύτερη τοποθέτηση του.

Μια πρώτη μελέτη στο πεδίο αυτό, ήταν αυτή των Mohan IVet al.⁸⁵, οι οποίοι προσπάθησαν να αξιολογήσουν τους κλινικούς παράγοντες που σχετίζονται με την προδιάθεση μετανάστευσης του μοσχεύματος. Από ένα δείγμα 2862 ασθενών ανέλυσαν τα δημογραφικά και ανατομικά χαρακτηριστικά, αλλά και τα χαρακτηριστικά του μοσχεύματος, για τον εντοπισμό των μεταβλητών που συνδέονται με τη μετανάστευση του. τα αποτελέσματα έδειξαν ότι στους 99 από αυτούς παρουσιάστηκε μετανάστευση του μοσχεύματος. Η υπέρταση, το κάπνισμα, η μέγιστη διάμετρος της αορτής, η μέγιστη διάμετρος στην κοινή λαγόνιο και η αύξηση του εγγύς μεγέθους του μοσχεύματος σχετίστηκαν σημαντικά με τη μετανάστευσή του. Στο μαθηματικό μοντέλο που δημιούργησαν υπολογίστηκε η δύναμη μετατόπισης που ασκείται στην εγγύς περιοχή στερέωσης του μοσχεύματος στεντ. Η αναλογία της αλλαγής της διαμέτρου του μοσχεύματος από το εγγύτερη αορτή προς την άπω λαγόνια φάνηκε να επηρέασε τη μεγαλύτερη αύξηση στη δύναμη μετατόπισης.

Μια πιο πρόσφατη έρευνα, ήταν αυτή των D.S. Molony et al.⁸⁶ οι οποίοι μελέτησαν τις δυνάμεις οπισθέλκουσας που ασκούνται στο μόσχευμα, σε ένα δείγμα από 9 ασθενείς με ανεύρυσμα, προσομοιάζοντας το πρόβλημα υπολογιστικά. Η μέση συνισταμένη δύναμη αντίστασης βρέθηκε να είναι 5,46 N (εύρος : 2,53 - 10,84). Μάλιστα, μια αύξηση στην γωνίωση στο λαιμό της αορτής είχε ως αποτέλεσμα την αύξηση στην προκύπτουσα δύναμη οπισθέλκουσας με τη μέγιστη δύναμη που εντοπίστηκε να είναι λίγο μεγαλύτερη των 16 N. Συμπερασματικά οι ερευνητές κατέληξαν στο ότι η πρόσθια ή οπίσθια γωνίωση του αυχένα φαίνεται να είναι ο μεγαλύτερος καθοριστικός παράγοντας της αύξησης της οπισθέλκουσας δύναμης.

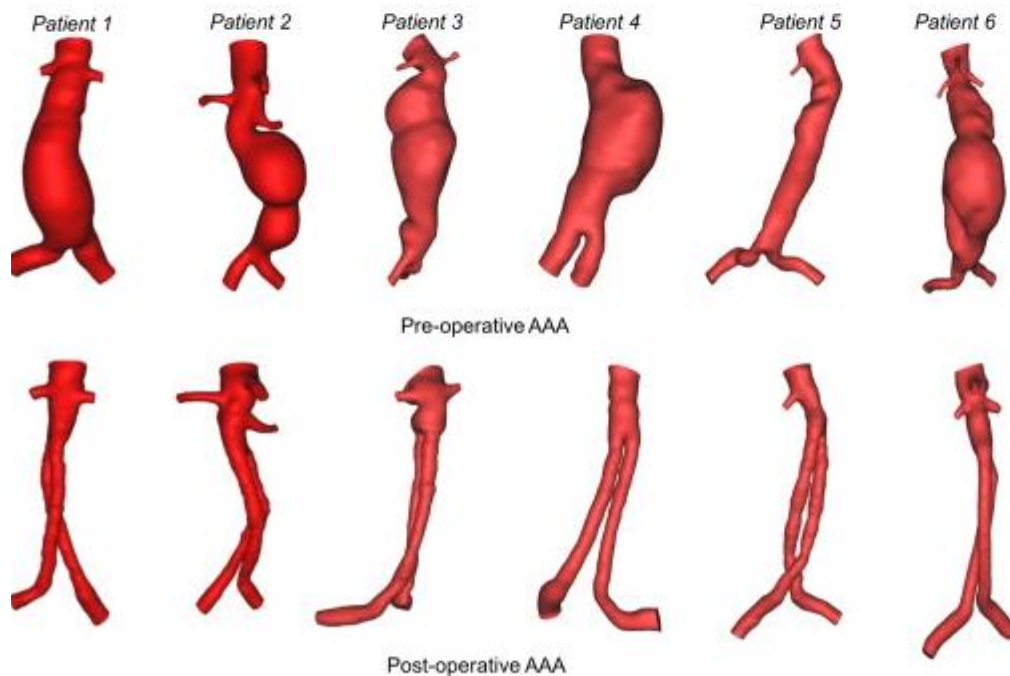
Patient No.	Drag force (N)			Resultant	Hypertension
	x-component	y-component	z-component		
1	-0.76	10.78	-0.85	10.84	16.3
2	2.09	0.36	3.4	4	5.98
3	0.76	1.54	2	2.53	3.91
4	0.96	2.34	4.67	5.31	7.89
5	0.49	0.68	4.4	4.48	6.66
6	-0.72	5.65	2.89	6.38	9.61
7	-2.9	3.68	2.62	5.37	7.93
8	-2.41	4.99	-0.39	5.55	8.24
9	1.7	8.73	5.2	10.3	15.47
10	-0.31	0.53	6.67	6.7	9.97

Εικόνα 3.3 Μέσες δυνάμεις οπισθέλκουσας στα 3 επίπεδα x,y,z, η συνισταμένη και η μέγιστη, που εντοπίζεται τη χρονική στιγμή της μέγιστης πίεσης του αίματος.

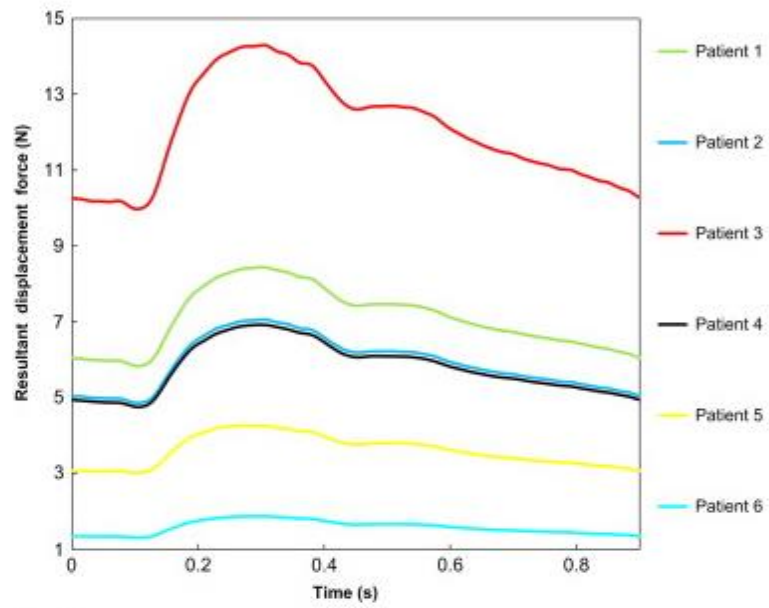
Μεταγενέστερη έρευνα σε 4 εξατομικευμένα αορτικά ανευρύσματα πριν και μετά την αποκατάσταση με ενδοαυλικό μόσχευμα (Polina A. Segalova et al⁸⁷), υπολόγισε το μέγεθος της

συνολικής δύναμης μετατόπισης σε κάθε συσκευή από 2,43 N έως 8,68 N για τους τέσσερις ασθενείς που εξετάστηκαν. Μέσα σε κάθε μία από τις τέσσερις ανατομίες, η συνολική δύναμη μετατόπισης ήταν παρόμοια (μεταβολή τουλάχιστον από 0,12 N και το πολύ κατά 1,43 N), αν και υπήρχαν κάποιες διαφορές στην κατεύθυνση των συνιστωσών δυνάμεων. Και σε αυτή τη μελέτη εντοπίστηκε η καμπυλότητα της γεωμετρίας της αορτής ως παράγοντας αύξησης της δύναμης μετατόπισης.

Σε παρόμοια κατεύθυνση πραγματοποιούνται έρευνες στις πιο πρόσφατες μεθόδους ενδαγγειακής αποκατάστασης όπως *fenestrated* και *chimney* τεχνικές. Μέχρι τώρα το πεδίο έρευνας στο επίπεδο αυτό είναι περιορισμένο, ωστόσο υπάρχουν κάποια δείγματα. Ένα από αυτά είναι οι μελέτη των Kandail H et al⁸⁸ πάνω στις δυνάμεις μετατόπισης που ασκούνται στα θυριδωτά ενδομοσχεύματα. Η μελέτη πραγματοποιήθηκε σε 6 ασθενείς (Εικόνα 3.4), για τους οποίους εξετάστηκε η μέγιστη δύναμη μετατόπισης κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού παλμού. Το μέγεθος της, κυμάνθηκε από 1,9N σε 14,3N με μέσο όρο τα 7,0 N (Εικόνα 3.5). Μάλιστα, παρουσιάστηκε μία συσχέτιση της μέγιστης δύναμης, με την διάμετρο στην περιοχή στερέωσης ή την καμπυλότητα που παρουσίαζε η ανατομία της αορτής. Όσο μεγαλύτερη ήταν οι διάμετρος ή η καμπυλότητα, τόσο μεγαλύτερη ήταν και η μέγιστη δύναμη μετατόπισης. Στο ίδιο πεδίο μελέτης, έχει καταδειχθεί ότι η χαμηλή διατμητική τάση θα μπορούσε να οδηγήσει σε μείωση του εμβαδού διατομής του στομίου της νεφρικής λόγω της παρουσίας συρμάτων ενδοπρόθεσης (λόγω του σχηματισμού θρόμβωσης στην επιφάνεια *stent*)⁸⁹, κάτι που είναι και το αντικείμενο της παρούσας εργασίας.



Εικόνα 3.4 Γεωμετρίες ανευρυσμάτων πριν και μετά την αποκατάσταση με θυριδωτά ενδομοσχεύματα



Εικόνα 3.5 Μελέτη των δυνάμεων μετατόπισης που ασκούνται στα θυριδικά ενδομοσχεύματα σε 6 ασθενείς

4 Μοντελοποίηση εξατομικευμένων αορτικών ανευρυσμάτων πριν και μετά την ενδαγγειακή αποκατάσταση

Στο κεφάλαιο αυτό, θα γίνει ολοκληρωμένη παρουσίαση της διαδικασίας που ακολουθήθηκε για τη μοντελοποίηση της ανευρυσματικής νόσου και της αποκατάστασής της με τις μεθόδους fenestrated και chimney. Για την υλοποίησή της, απαραίτητος στάθηκε, όπως έχει αναφερθεί, ο συνδυασμός των γνωστικών πεδίων της μηχανικής των ρευστών και της αριθμητικής ανάλυσης, αλλά και των απεικονιστικών ιατρικών μεθόδων. Θα γίνει λοιπόν, παρουσίαση όλων των τεχνικών που εφαρμόστηκαν ξεκινώντας από το στάδιο της αγγειακής απεικόνισης, συνεχίζοντας με τη μοντελοποίηση της αγγειακής γεωμετρίας, ώστε να μπορεί να γίνει επεξεργασία της στον ηλεκτρονικό υπολογιστή και καταλήγοντας στις βασικές σχέσεις της ρευστομηχανικής που διέπουν τη ροή του αίματος στην ανευρυσματική αορτή, καθώς και της μεθόδους υπολογιστικής ρευστομηχανικής που επιτρέπουν την προσέγγιση της λύσης τους. Στόχος μας ήταν η μελέτη των αιμοδυναμικών ροών σε μια πραγματική γεωμετρία ανευρύσματος και των παραμέτρων που καθορίζονται ως σημαντικές στη ρήξη του ανευρύσματος και στην αστοχία των ενδαγγειακών μοσχευμάτων chimney και fenestrated, λόγω θρόμβωσης του αίματος. Τέτοιες είναι: η διατμητική τάση (WSS), η πίεση και η αιμοδυναμικές γραμμές.

Η μοντελοποίηση έγινε σε εξατομικευμένα αορτικά ανευρύσματα πριν και μετά την αποκατάσταση με θυριδωτά και δίκην καπνοδόχου ενδομοσχεύματα. Επιλέχθηκαν 5 περιπτώσεις "πρώην" ασθενών, σε καθέναν από τους οποίους τοποθετήθηκαν fenestrated (2 περιπτώσεις) και chimney (2 περιπτώσεις) ενδομοσχεύματα στις νεφρικές ή και στην κοιλιακή αρτηρία και άνω μεσεντέριο αρτηρία, αλλά και υπονεφρικό μόσχευμα. Από αξονικές τομογραφίες των ασθενών αυτών, εξήχθησαν με χρήση του προγράμματος MIMICS 10, οι γεωμετρίες του αυλού ροής αίματος της αορτής (πριν και μετά την αποκατάσταση). Με το πακέτο της ANSYS ICEM δημιουργήθηκαν κατάλληλα επιφανειακά και χωρικά πλέγματα των γεωμετριών αυτών, ενώ με το πακέτο ANSYS FLUENT μοντελοποιήθηκαν και προσεγγίσθηκαν τα ρευστοδυναμικά φαινόμενα που λαμβάνουν χώρα στην αορτή 2 από τις παραπάνω περιπτώσεις (1 fenestrated και 1 chimney). Η μελέτη των αιμοδυναμικών ροών, έγινε σε χρονική διάρκεια ενός πλήρους καρδιακού παλμού, με την εισαγωγή δεδομένων για την ροή του αίματος, που πάρθηκαν από πειραματικά δεδομένα, προσαρμοσμένα στην εκάστοτε γεωμετρία. Στα μοντέλα που χρησιμοποιήθηκαν έγιναν απλουστεύσεις, που όμως εντοπίζονται στη διεθνή βιβλιογραφία και θεωρούνται αποδεκτές. Ακολουθεί αναλυτική παρουσίαση της παραπάνω διαδικασίας, ενδεικτικά για μία από τις περιπτώσεις που εξετάστηκαν.

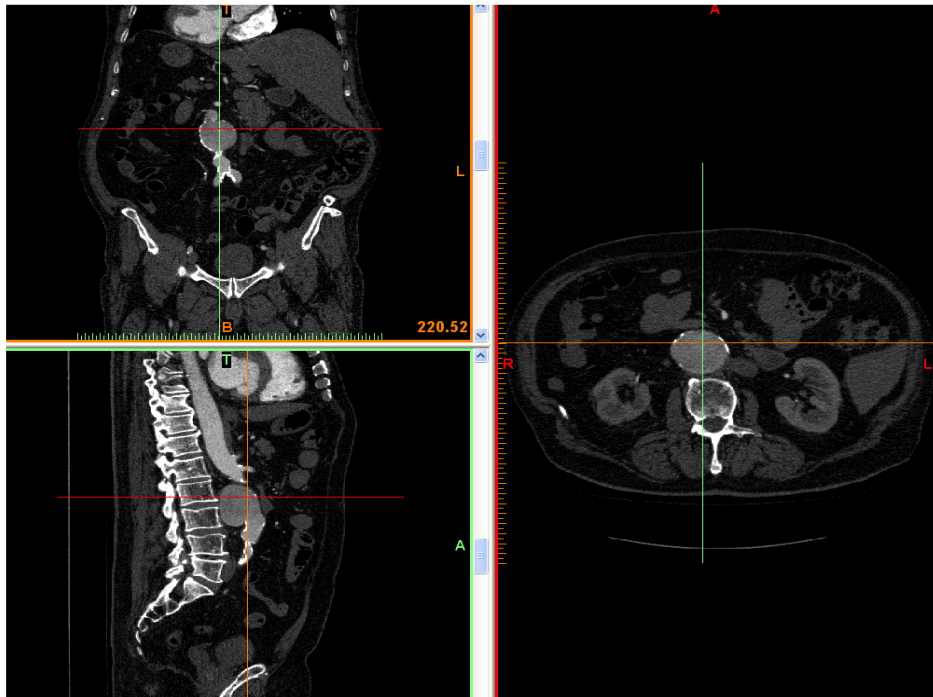
4.1 Δημιουργία γεωμετρίας της κοιλιακής αορτής

Το πρώτο στάδιο της μοντελοποίησης ήταν η κατασκευή της αορτικής γεωμετρίας. Για τον κάθε ασθενή, αναζητήθηκαν αξονικές τομογραφίες, πριν και μετά την αποκατάσταση με ενδαγγειακό μόσχευμα. Βασικά κριτήρια για την επιλογή τους, ήταν ο αριθμός τους (όσο περισσότερες, τόσο καλύτερη η προσέγγιση της ζητούμενης γεωμετρίας) και η ευκρινέστερη απεικόνιση του αυλού ροής της κοιλιακής αορτής μέσα σε αυτές. Τα δεδομένα από τις αξονικές τομογραφίες, ήταν αποθηκευμένα σε αρχεία μορφής DICOM και για την επεξεργασία τους χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό MIMICS 10, το οποίο δίνει την δυνατότητα επεξεργασίας και τρισδιάστατης αναδόμησης (3D reconstruction) αξονικών και μαγνητικών τομογραφιών. Το MIMICS, με τον ορισμό του προσανατολισμού από τον χρήστη, μετατρέπει με αυτοματοποιημένη μέθοδο, το σύνολο των διδιάστατων εικόνων που του εισάγουμε σε ένα ενοποιημένο αρχείο, στο οποίο δίνεται η δυνατότητα σειριακής προσπέλασης των εικόνων της εξέτασης, καθώς και ταυτόχρονη επόπτευση τους στις τρεις διαστάσεις. Επιπλέον, επιτρέπεται η επεξεργασία τους με τη χρήση ενός κατωφλιού φωτεινότητας, το οποίο διαχωρίζει τα διάφορα απεικονιζόμενα όργανα της εκάστοτε τομογραφίας, ώστε να γίνει εξαγωγή της προς μελέτη γεωμετρίας. Μάλιστα, για την αποτελεσματικότερη απεικόνιση του αυλού ροής, εισάγεται εκ των προτέρων, ένα σκιαγραφικό μέσο στο κυκλοφορικό σύστημα του ασθενούς, το οποίο αποδίδει τον αυλό της αορτής σε πιο ανοιχτό τόνο στην αξονική τομογραφία.

Θα ακολουθήσει παρουσίαση της διαδικασίας που πραγματοποιήθηκε σε έναν από τους ασθενείς, καθώς σε κάθε άλλη περίπτωση η ροή των ενεργειών ήταν η ίδια. Στόχος της παρακάτω διαδικασίας, ήταν η βέλτιστη απόδοση της γεωμετρίας του αυλού ροής της αορτής των ασθενών, μέχρι τον διαχωρισμό των λαγονίων αρτηριών, ώστε να συνδυάζει την καλύτερη προσέγγιση της πραγματικής γεωμετρίας με όσο το δυνατόν λιγότερο υπολογιστικό κόστος.

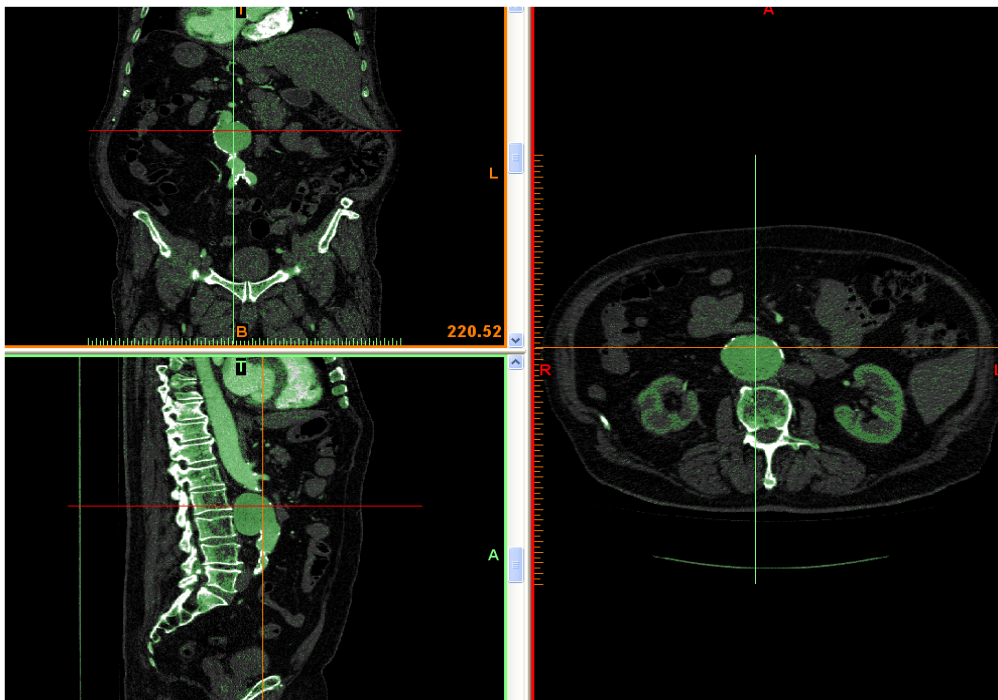
Συνοπτικά, για την επίτευξή της, εκτελέστηκαν οι εξής ενέργειες:

- Εισαγωγή κατά μέσο όρο 1000 αξονικών τομογραφιών από κάθε ασθενή, πριν και μετά την ενδαγγειακή αποκατάσταση



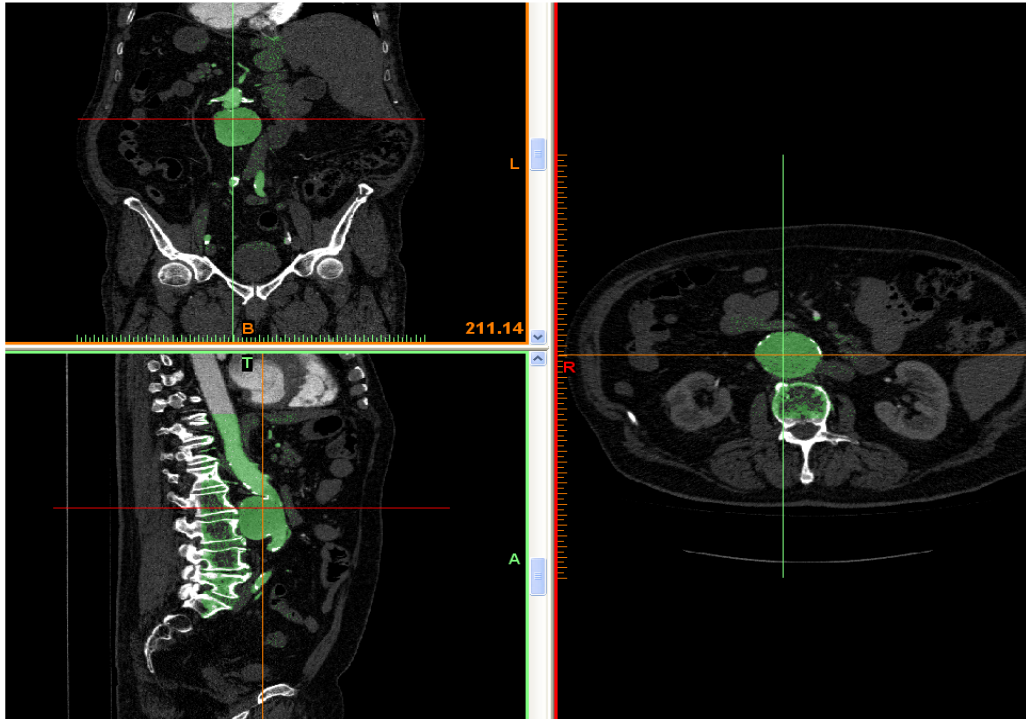
Εικόνα 4.1 Περιβάλλον του Mimics που δίνει τη δυνατότητα σειριακής προσπέλασης των αξονικών τομογραφιών που εισάγονται σε αυτό, σε 3 επίπεδα. Πάνω αριστερά φαίνεται η εμπρόσθια όψη της αορτής (η τομή βρίσκεται στην πορτοκαλί γραμμή). Κάτω αριστερά φαίνεται η πλάγια όψη από αριστερά (η τομή βρίσκεται στην πράσινη γραμμή) και δεξιά φαίνεται η κάτωψη της κοιλιακής αορτής, στο ύψος του ανευρύσματος (τομή στην κόκκινη γραμμή)

- Δημιουργία μάσκας, η οποία προσαρμόζεται για κάθε εικόνα, στα ζωτικά όργανα που αποτυπώνονται στην τομογραφία (κοιλιακή αορτή, οστά, νεφρούς, κλπ) με βάση το κατώφλι φωτεινότητας που της εισάγουμε(thresholding)



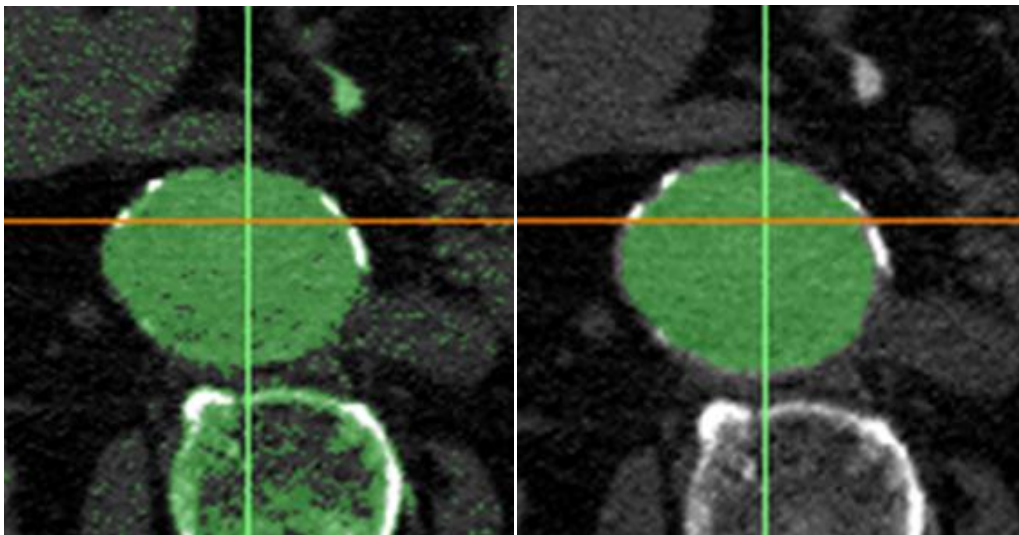
Εικόνα 4.2 Δημιουργία μάσκας φωτεινότητας

- Απομόνωση, κατά τον βέλτιστο τρόπο, της ζητούμενης γεωμετρίας με ειδική εντολή (crop mask)

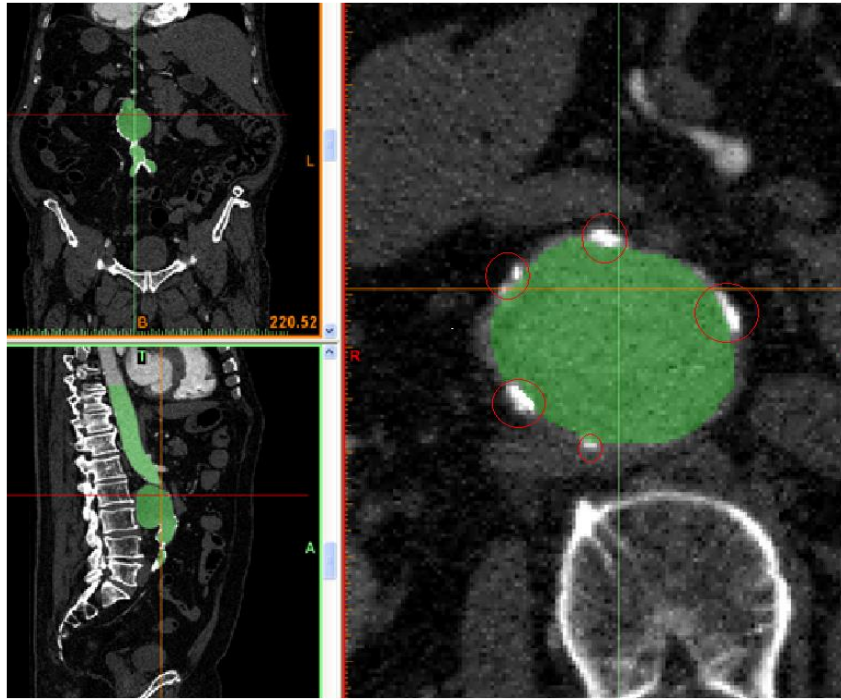


Εικόνα 4.3 Περιορισμός μάσκας φωτεινότητας

- Χειροκίνητη επεξεργασία κάθε εικόνας ξεχωριστά, που περιλαμβάνει διαγραφή (delete mask) των περιττών στοιχείων (κόκκαλα, όργανα, ασβεστοποιήσεις της αορτής, θρόμβοι, κλπ - Εικόνα 4.5) άλλα και το γέμισμα (draw mask) του αυλού όπου ήταν απαραίτητο (μη χρωματισμένα σημεία εντός του αυλού).

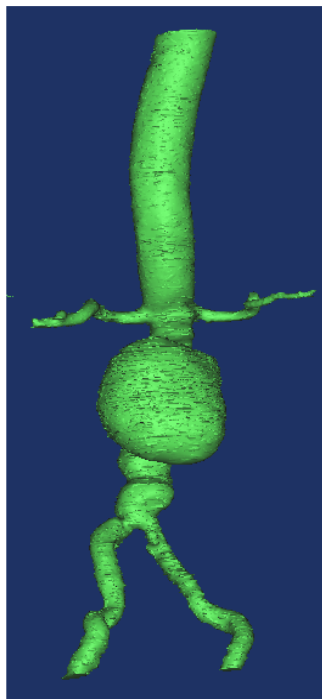


Εικόνα 4.4 Συνολική απομόνωση του αυλού ροής του αίματος. Στην παραπάνω αξονική τομογραφία, διακρίνονται ασβεστοποιήσεις στο τοίχωμα της κοιλιακής αορτής οι οποίες δεν συμπεριλήφθηκαν στην τελική γεωμετρία



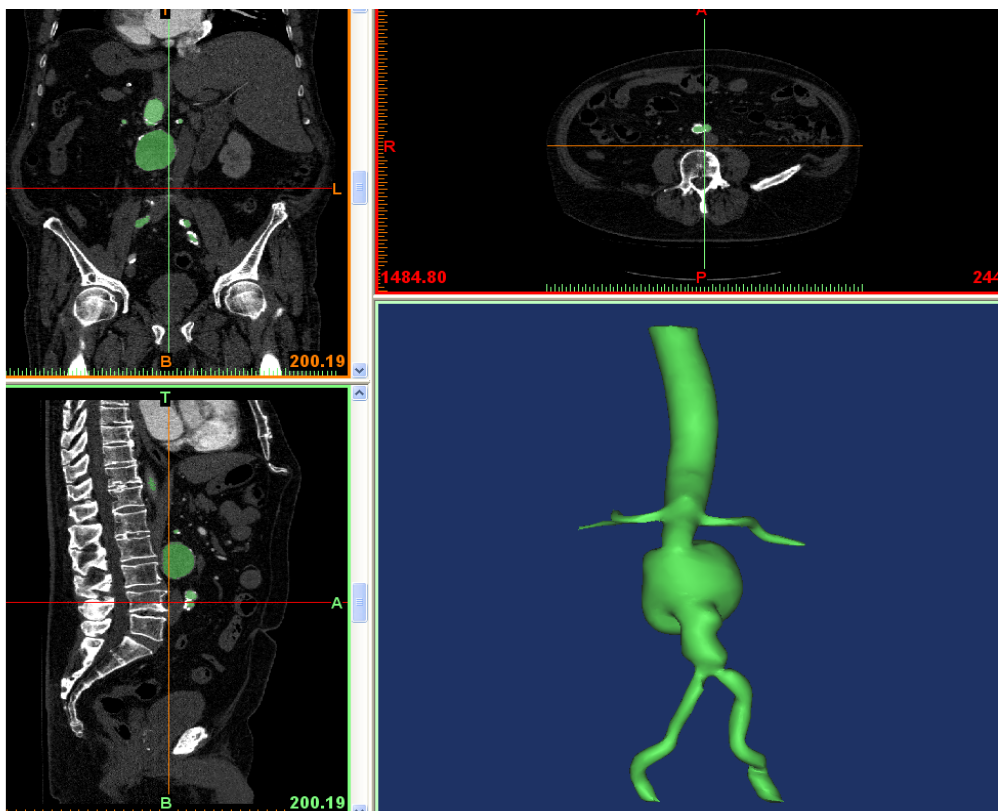
Εικόνα 4.5 (συνέχεια) Συνολική απομόνωση του αυλού ροής αίματος. Στην παραπάνω αξονική τομογραφία, διακρίνονται ασβεστοποιήσεις στο τοίχωμα της κοιλιακής αορτής (εντός των κόκκινων κύκλων) οι οποίες δεν συμπεριλήφθηκαν στην τελική γεωμετρία

- Τρισδιάστατη απεικόνιση της τελικής μάσκας (calculate 3D from mask)



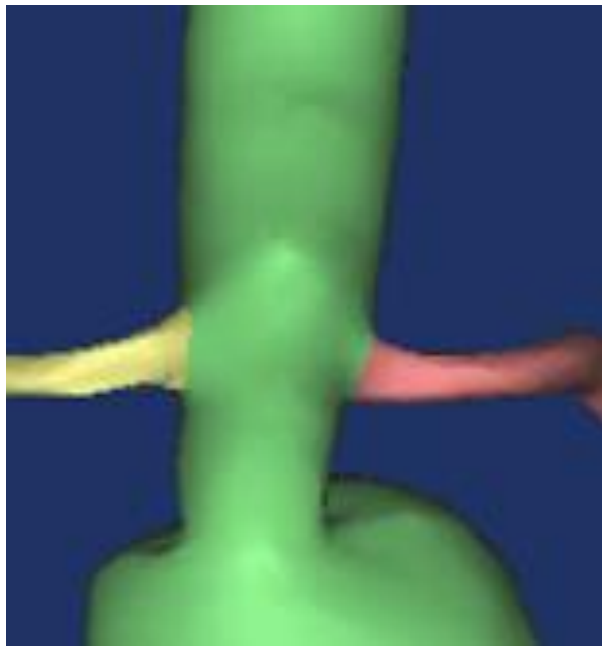
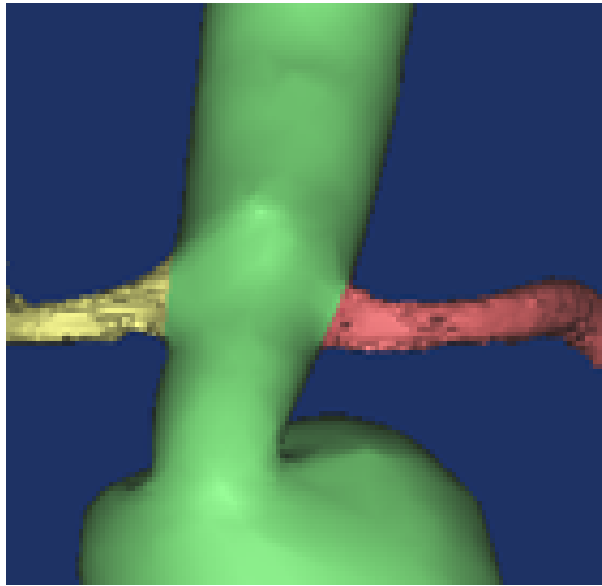
Εικόνα 4.6 3D απεικόνιση του αυλού ροής της κοιλιακής αορτής

- Εξομάλυνση της επιφάνειας της προκύπτουσας γεωμετρίας, αφού προηγηθεί μείωση του αριθμού των τριγώνων που την απαρτίζουν (triangle reduction, smoothing) για πιο λεία γεωμετρία. Σκοπός αυτής της εξομάλυνσης, ήταν η καλύτερη δυνατή προσέγγιση του αυλού ροής, με γνώμονα την, χωρίς μεγάλο υπολογιστικό κόστος, διεξαγωγή προσομοίωσης της ροής στο ANSYS FLUENT. Η προσεγγιστική βηματική υπορουτίνα Smoothing, εξομαλύνει τις έντονες διακυμάνσεις της επιφάνειας και στοχεύει στην όσο το δυνατόν μικρότερη αλλοίωση των αρχικών δεδομένων, επιβάλλοντας την διατήρηση του όγκου σε κάθε εξομάλυνση. Οι επαναλήψεις που έγιναν ήταν 120 με συντελεστή 0,9:



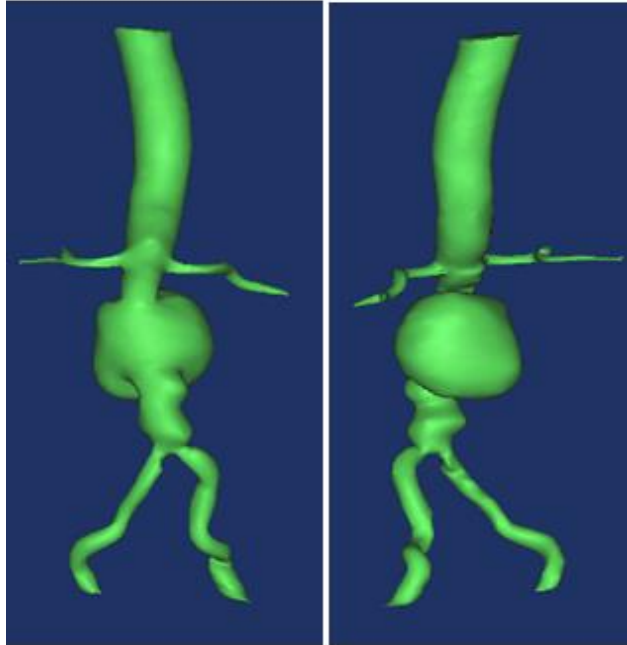
Εικόνα 4.7 Εξομάλυνση της 3D γεωμετρίας

- Κατά την εξομάλυνση της επιφάνειας της γεωμετρίας, παρατηρήθηκε αυξημένη μείωση της διατομής των νεφρικών αρτηριών, η οποία δεν προσέγγιζε ικανοποιητικά την πραγματική διατομή τους. Όσο μεγαλύτερο αριθμό επαναλήψεων θέταμε, στην εξομάλυνση (οι οποίες ήταν απαραίτητες για την όσο το δυνατόν πιο λεία επιφάνεια της γεωμετρίας), τόσο αυξανόταν οι συρρίκνωσή τους. Έτσι, ορίστηκε εκ νέου κατώφλι φωτεινότητας για κάθε μια από τις αρτηρίες αυτές ξεχωριστά. Ομοίως λοιπόν με πριν, απομονώθηκε ο αυλός ροής τους, αναδομήθηκε σε 3D μορφή και εξομαλύνθηκε, αυτή τη φορά με συντελεστή εξομάλυνσης 0.9 και 10 επαναλήψεις, για την ακριβέστερη απόδοση της ανατομίας τους. Στη συνέχεια, με την εντολή unite ενώθηκε το κυρίως μέρος της αορτής (που είχε αναδομηθεί προηγουμένως) με τις διακλαδώσεις αυτές και ακολούθησε μία επιπλέον εξομάλυνση με 5 επαναλήψεις για ομαλότερη ένωση:

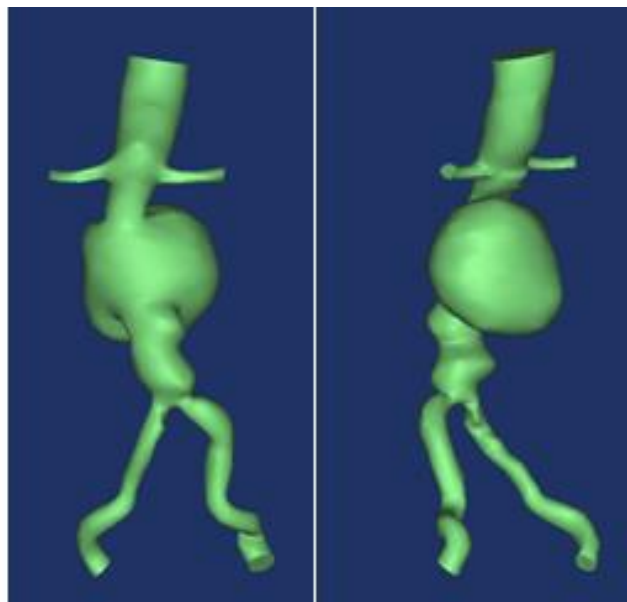


Εικόνα 4.8 Διαδικασία ακριβέστερης αποτύπωσης των νεφρικών αρτηριών

- Τέλος, δημιουργήθηκαν οι διατομές εισόδου και εξόδου της ροής, απομακρύνοντας κατάλληλα μέρη της γεωμετρίας με την εντολή cut. Οι τομές αυτές έγιναν σε σημεία της γεωμετρίας, για τα οποία είχαμε στη διάθεσή μας δεδομένα της ροής (ταχύτητες, πιέσεις) από μετρήσεις στη διεθνή βιβλιογραφία:



Εικόνα 4.9 Αριστερά: Εμπρόσθια όψη γεωμετρίας. Δεξιά: πίσω όψη με μια μικρή περιστροφή προς τα δεξιά



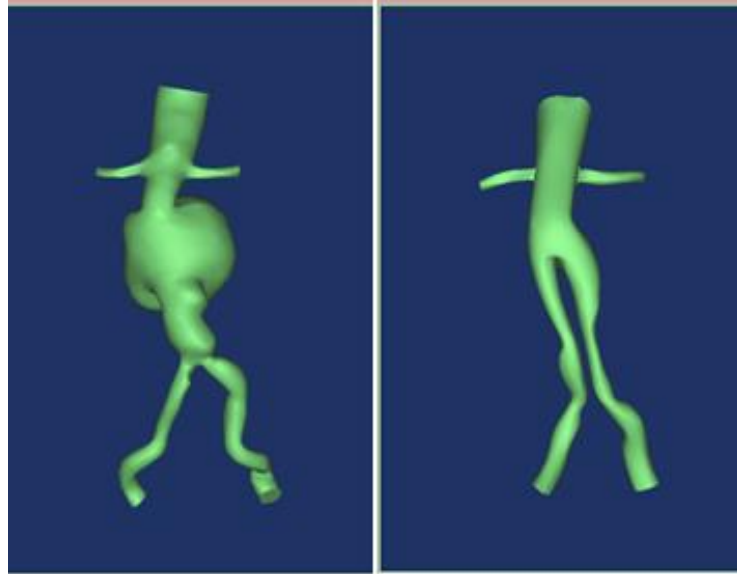
Εικόνα 4.10 Όψεις τελικής γεωμετρίας, μετά την αφαίρεση τμημάτων, προς το σχηματισμό των διατομών εξόδου της ροής

Με το τέλος της παραπάνω διαδικασίας, εξήγαμε την ζητούμενη αορτική γεωμετρία σε αρχείο .stl.

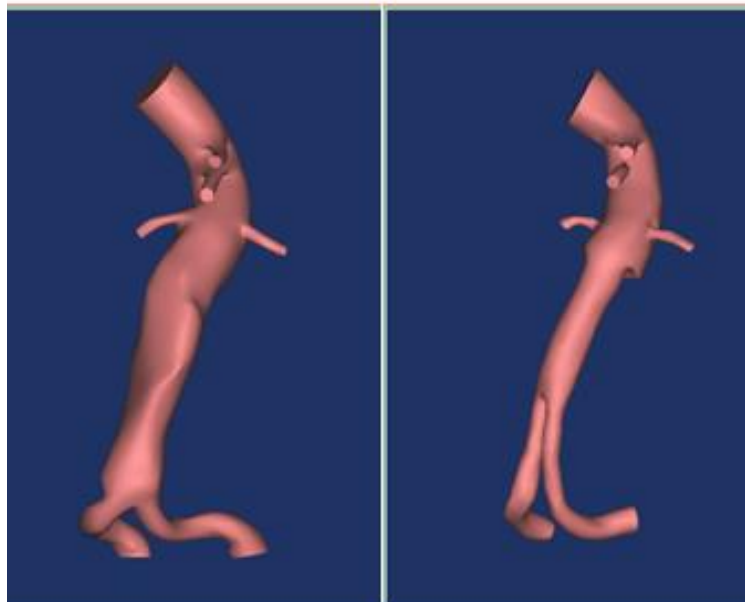
Παρόμοια διαδικασία έλαβε χώρα για την εξαγωγή των γεωμετριών του αυλού ροής και των υπόλοιπων ασθενών, πριν και μετά την αποκατάστασή τους. Βέβαια, κάθε γεωμετρία είχε τις

δικές της απαιτήσεις, οπότε η διαδικασία από ασθενή σε ασθενή ήταν ελαφρώς τροποποιημένη (διαφορετική συντελεστές εξομάλυνσης και επαναλήψεις), με γνώμονα πάντα την καλύτερη δυνατή προσέγγιση της ανατομίας της πραγματικής γεωμετρίας. Συμπερασματικά, θα λέγαμε όσο περισσότερες ήταν οι διαθέσιμες αξονικές τομογραφίες για κάθε περίπτωση και όσο καλύτερη ήταν η σκιαγράφιση του αυλού ροής αίματος, τόσο μικρότερη ήταν η επέμβασή μας στην επιδιόρθωση της 3D γεωμετρίας.

4.1.1 Τελικές γεωμετρίες που κατασκευάστηκαν

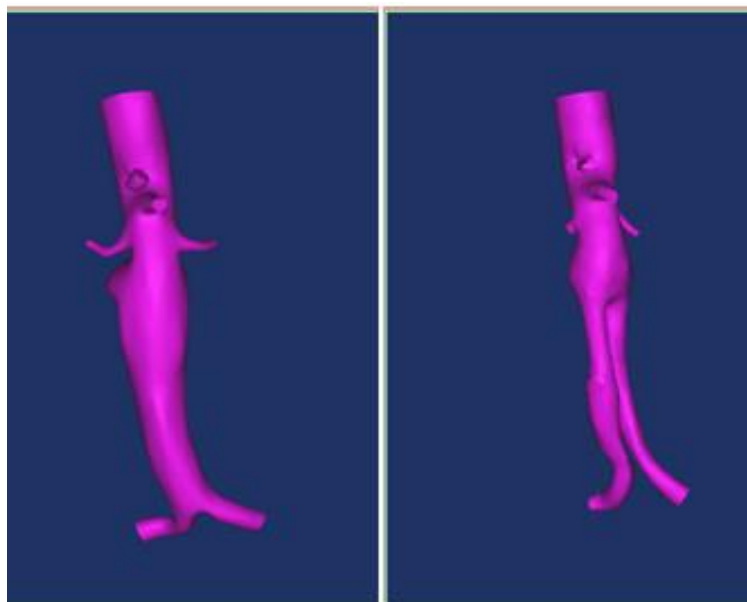


Εικόνα 4.11 Αυλός ροής αίματος κοιλιακής αορτής με σακοειδές ανεύρυσμα πριν (αριστερά) και μετά (δεξιά) την αποκατάσταση με υπονεφρικό μόσχευμα(Εμπρόσθια όψη)

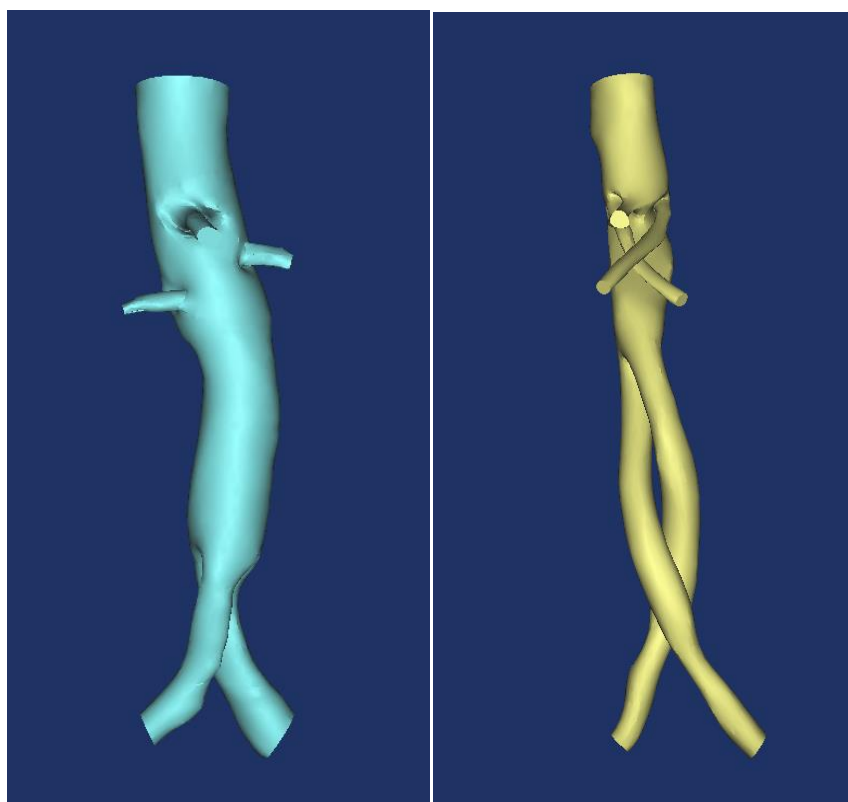


Εικόνα 4.12 Αυλός ροής κοιλιακής αορτής με ατρακτοειδές ανεύρυσμα πριν (αριστερά) και μετά (δεξιά) τη αποκατάσταση με fenestrated ενδομοσχεύματα (Εμπρόσθια όψη).¹

¹ Οι παραπάνω περιπτώσεις (Εικόνα 4.13-Εικόνα 4.14) ήταν περιπτώσεις αθηρωματικών ανευρυσμάτων γι' αυτό και ο αυλός ροής στην περιοχή του ανευρύσματος δεν έχει αυξημένη διάμετρο.



Εικόνα 4.13 Αυλός ροής κοιλιακής αορτής με ατρακτοειδές ανεύρυσμα πριν (αριστερά) και μετά (δεξιά) τη αποκατάσταση με chimney ενδομοσχεύματα (Εμπρόσθια όψη).



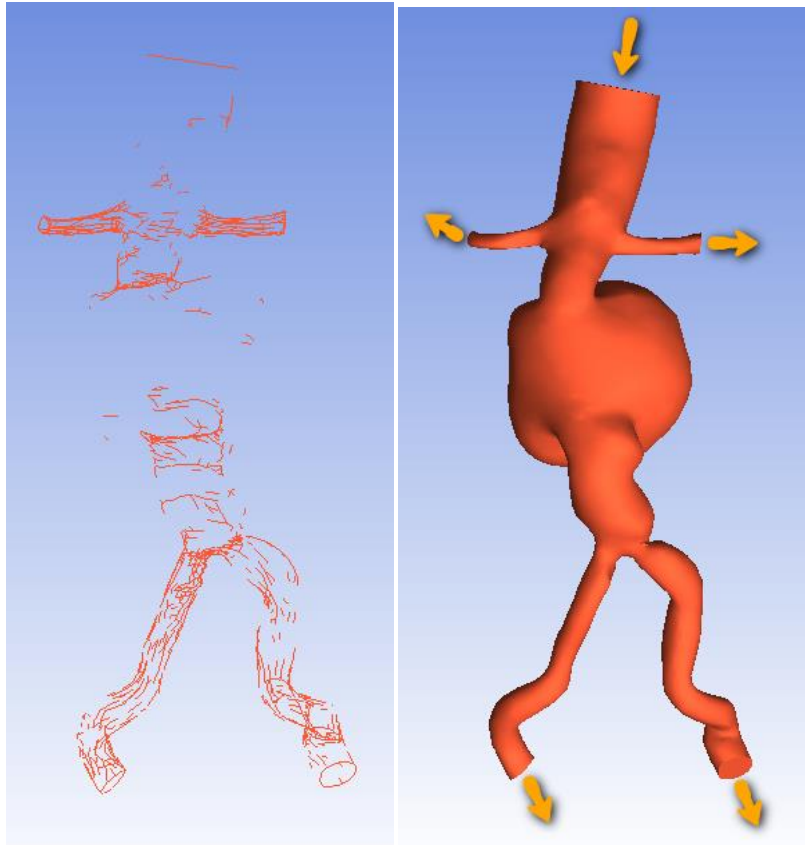
Εικόνα 4.14 Δύο αποκατεστημένες περιπτώσεις ανευρύσματος κοιλιακής αορτής με fenestrated (αριστερά) και chimney (δεξιά) ενδομοσχεύματα

4.2 Πλεγματοποίηση της επιφάνειας και του χώρου της γεωμετρίας της αορτής

Επόμενο βήμα, μετά την εξαγωγή της εκάστοτε γεωμετρίας, ήταν η πλεγματοποίησή της, άλλα και η πλεγματοποίηση του χώρου μέσα σε αυτή, ώστε να είναι δυνατή η μετέπειτα μοντελοποίηση και επεξεργασία του πεδίου ροής. Οι μερικές διαφορικές εξισώσεις που διέπουν τη ροή ρευστών είναι πολύ δύσκολο, έως αδύνατο να επιλυθούν αναλυτικά, πέρα από πολύ απλές περιπτώσεις. Έτσι, για τον ακριβή προσδιορισμό της ροής, το πεδίο ροής χωρίζεται σε στοιχειώδεις όγκους (τετράεδρα, πυραμίδες, πρίσματα 3D) και σε στοιχειώδεις επιφάνειες (τρίγωνα, 2D), τα οποία συνθέτουν το πλέγμα επίλυσης (mesh). Οι εξισώσεις στη συνέχεια λύνονται για τον κάθε στοιχειώδη χώρο, με την απαίτηση της συνέχειας των λύσεων στις κοινές ακμές ή επιφάνειες τους. Η μέθοδος αυτή ονομάζεται μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων και είναι αυτή που αξιοποιήσαμε για την επίλυση της ροής στις αορτικές μας γεωμετρίες. Η επιλογή του πλέγματος είναι καθοριστική στην προσομοίωση, καθώς μπορεί να επηρεάσει την ακρίβεια της λύσης, ακόμα και το βαθμό σύγκλισης της, ενώ επηρεάζει άμεσα και τον υπολογιστικό χρόνο της επίλυσης (CPU time). Σε πιο πολύπλοκες γεωμετρίες όπως και αυτή της ανθρώπινης αορτής, εφαρμόζεται μη δομημένο πλέγμα (unstructured grid) που δεν διαθέτει κάποια συγκεκριμένη δομή και δημιουργείται με αφετηρία διαφορετικά αρχικά δεδομένα.

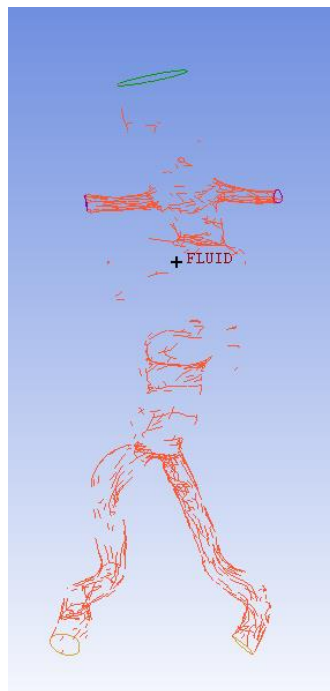
Η γένεση του πλέγματος από τις ήδη υπάρχουσες αορτικές γεωμετρίες των ασθενών μας, έγινε με τη χρήση το προγράμματος γένεσης πλέγματος ANSYS-ICEM. Η συγκεκριμένη μέθοδος που χρησιμοποιήθηκε, προέκυψε από εγχειρίδιο γένεσης πλέγματος ειδικά για γεωμετρία αορτής⁹⁰. Ενδεικτικά, ακολουθεί παρουσίαση της μεθοδολογίας που ακολουθήθηκε για μία από τις περιπτώσεις, μετά την εισαγωγή του αρχείου .stl που εισήγαμε:

- Το πρώτο βήμα που πραγματοποιήθηκε ήταν η τμηματοποίηση της γεωμετρίας. Η γεωμετρία που εισήγαμε στο ANSYS ICEM ήταν ενιαία (αριστερή εικόνα), κάτι που δε θα μας επέτρεπε στη συνέχεια να ορίσουμε τις οριακές συνθήκες της ροής. Έτσι, αφού εξήγαμε την στερεά απεικόνισή της με ειδική εντολή και διαχωρίσαμε με το κριτήριο της γωνίας των 35°, τις διατομές εισόδου- εξόδων από την υπόλοιπη γεωμετρία (αορτικό τοίχωμα), ορίσαμε την διατομή εισόδου της ροής, τις διατομές εξόδου αλλά και το τοίχωμα της αορτής, για την εκάστοτε γεωμετρία (δεξιά εικόνα).



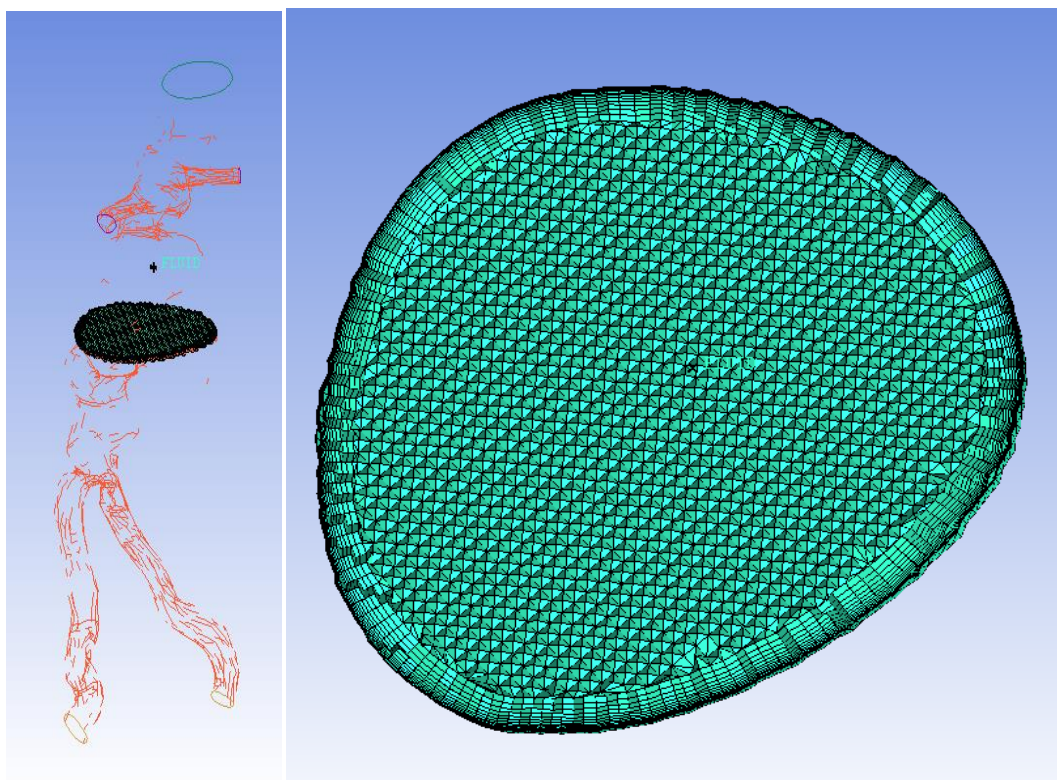
Εικόνα 4.15 Ορισμός διατομών εισόδου-εξόδου της ροής

- Στη συνέχεια, δημιουργήσαμε ένα σημείο εντός του αυλού ροής, ώστε να ορίσουμε το "υγρό" μέρος της δομής (αίμα).



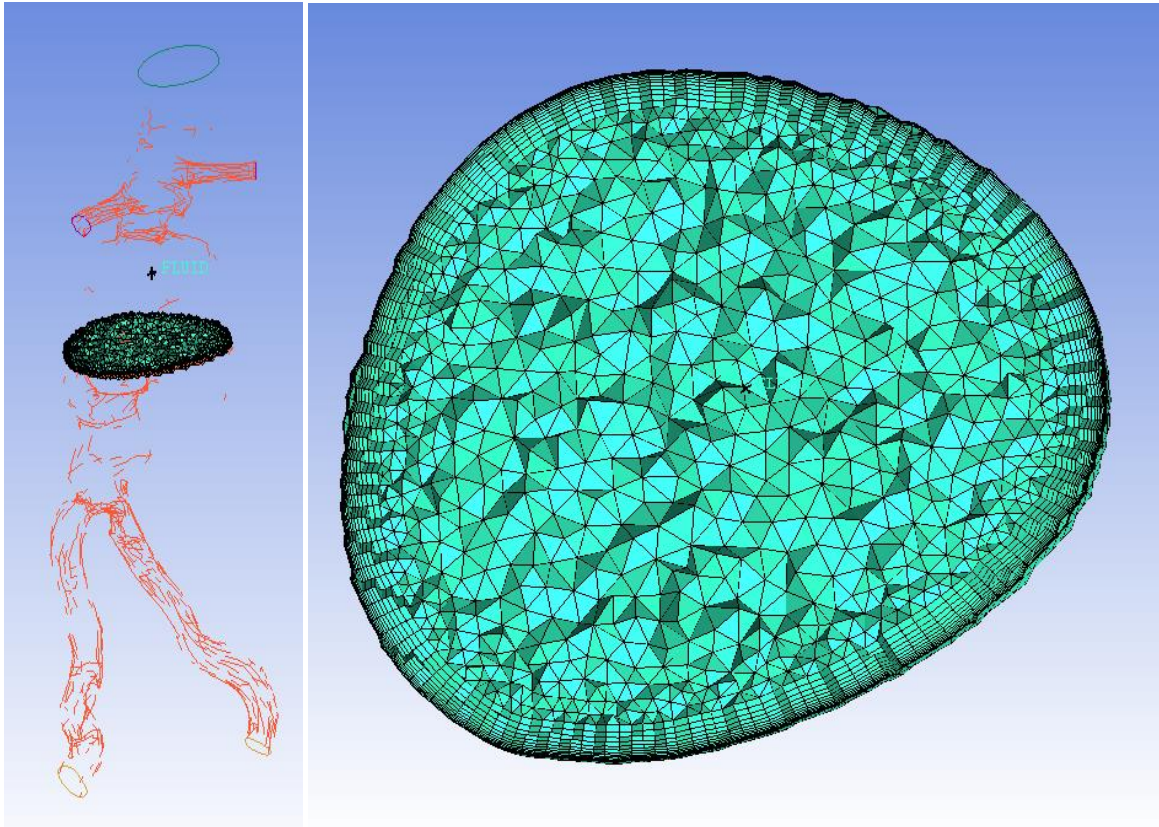
Εικόνα 4.16 Ορισμός του πεδίου ροής

- Επόμενο βήμα ήταν η γένεση του πλέγματος της επιφάνειας, και του χώρου που περιέχεται σε αυτή. Για τη γένεση του εν λόγω πλέγματος, ορίστηκε το μέγεθος του ελαχίστου στοιχείου-τετραέδρου να είναι ίσο με 0.3 mm^3 και του μέγιστου ίσο με 1.8 mm^3 . Ακόμη, καθορίστηκε η δημιουργία 12 πρισματικών στιβάδων παράλληλων με το τοίχωμα, μέγιστης γωνίας 180° και αναλογία ύψους ίση με 1.2. Η εισαγωγή των στιβάδων αυτών έγινε για καλύτερη και λεπτομερέστερη εποπτεία των αιμοδυναμικών παραγόντων που δρουν εκεί. Η μέθοδος γένεσης πλέγματος που εφαρμόστηκε αρχικά, εντός των πρισματικών στιβάδων, ήταν η Octree, μέθοδος δηλαδή, αυτόματης δημιουργίας σημείων στο επίπεδο ή το χώρο που δημιουργούνται μέσω αναδρομικών διχοτομήσεων του χωρίου.

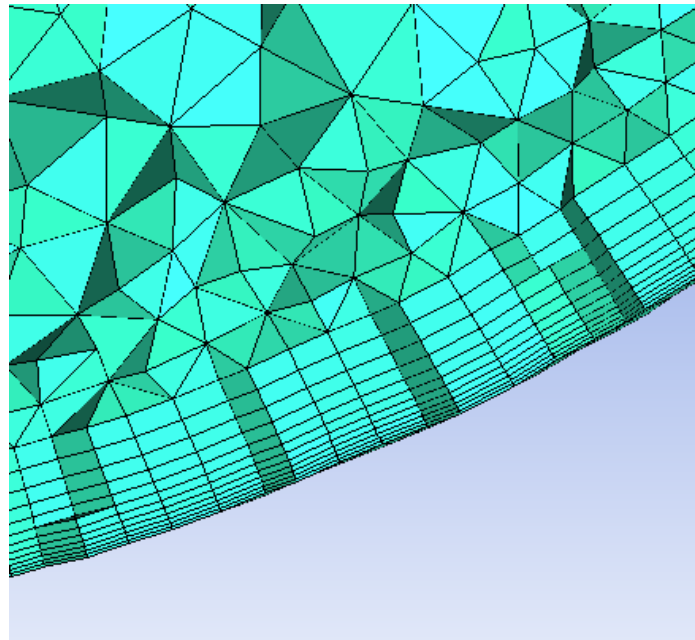


Εικόνα 4.17 Τομή του Octree πλέγματος στην περιοχή του ανευρύσματος

- Ακολούθησε μια εξομάλυνση του προκύπτοντος πλέγματος και έλεγχος για επιδιόρθωση τυχόν σφαλμάτων, όπως μη συνδεδεμένα στοιχεία, που θα μπορούσαν να δημιουργήσουν πρόβλημα στη ανάλυση της ροής.
- Στη συνέχεια, αντικαταστάθηκε το ήδη υπάρχον πλέγμα (Octree Mesh), το οποίο χρησιμοποιήθηκε ως αφετηρία για τη δημιουργία ενός νέου, υψηλής ποιότητας πλέγματος, χρησιμοποιώντας τη μέθοδο Delaunay. Οι πρισματικές στιβάδες στο τοίχωμα ωστόσο, διατηρήθηκαν και μετά το πέρας της παραπάνω διαδικασίας με ειδική εντολή.



Εικόνα 4.18 Τομή του delaunay πλέγματος μέσα στην περιοχή του ανευρύσματος

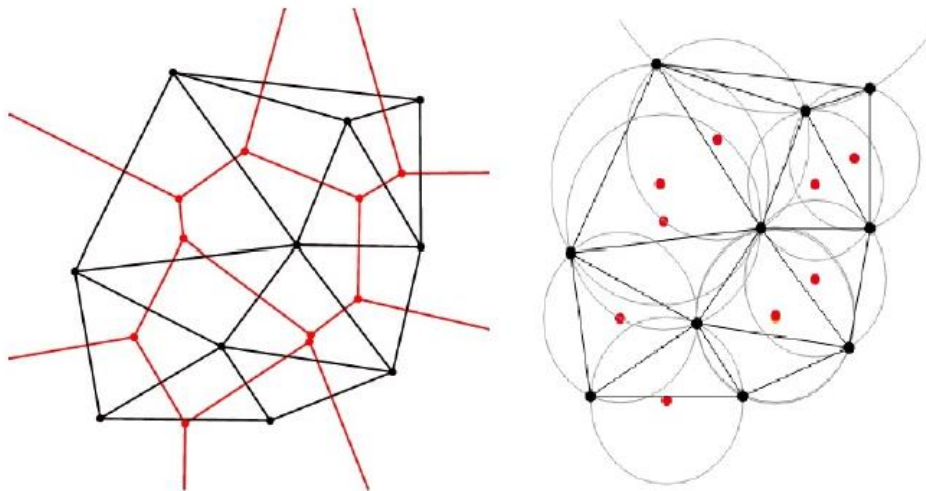


Εικόνα 4.19 Μεγέθυνση του πλέγματος της εικόνα 4.17

Σημείωση:

Η μέθοδος Delaunay γεννά μη δομημένα πλέγματα, που διαθέτουν ομαλότερη μετάβαση του όγκου των στοιχείων τους. Η δημιουργία τριγώνων κατά Delaunay βασίζεται σε απλές

γεωμετρικές θεωρήσεις. Αν προηγουμένα έχει δημιουργηθεί ένα νέφος σημείων διάσπαρτων στο χώρο μας (στην περίπτωση μας, οι κόμβοι του προϋπάρχοντος octree πλέγματος) , η τριγωνοποίηση κατά Delaunay στοχεύει αρχικά στη δημιουργία ψηφίδων (tiles). Κάθε ψηφίδα αποτελεί ένα υποσύνολο των σημείων του επιπέδου, αυτών που βρίσκονται γύρω από κάθε σημείο του νέφους με την ιδιότητα να βρίσκονται πλησιέστερα προς τον "κεντρικό" κόμβο της ψηφίδας, από ότι σε οποιοδήποτε άλλο σημείο του αρχικού νέφους. Τα όρια μιας τέτοιας ψηφίδας πρέπει να σχηματίζονται από τις μεσοκάθετες στα τμήματα που ενώνουν τον "κεντρικό" κόμβο της ψηφίδας με τους πλησιέστερους κόμβους του αρχικού νέφους. Τον ορισμό των ψηφίδων που θα σκεπάσουν όλο το χωρίο ακολουθεί η δημιουργία των τριγώνων. Κάθε ζεύγος κόμβων του αρχικού νέφους που οι ψηφίδες τους εφάπτονται έχοντας κοινή πλευρά ενώνονται με μια ακμή του πλέγματος. Οι ακμές σχηματίζουν τα τρίγωνα της τριγωνοποίησης κατά Delaunay. Η προηγηθείσα δημιουργία των ψηφίδων φέρεται ως ψηφιδοποίηση κατά Dirichlet ή, στη γεωμετρία ως σχεδιασμός του διαγράμματος Voronoi. Η τριγωνοποίηση κατά Delaunay έχει ορισμένες πολύ ενδιαφέρουσες ιδιότητες. Κάθε τρίγωνο της αντιστοιχεί σε έναν κόμβο του διαγράμματος Voronoi και ότι αυτός ο κόμβος είναι το κέντρο του περιγεγραμμένου κύκλου του τριγώνου και κανένας άλλος κόμβος - κορυφή τριγώνου δεν περιέχεται στο εσωτερικό αυτού του κύκλου.⁹¹



Εικόνα 4.20 Αριστερά: σχεδιάγραμμα του διαγράμματος voronoi. Δεξιά, τα τρίγωνα Delaunay με γεωμετρική απόδειξη των ιδιοτήτων τους

Στην πλεγματοποίηση των γεωμετριών μας, ο συνδυασμός των δύο μεθόδων πλεγματοποίησης του χώρου (octree-delaunay) δίνει το βέλτιστο αποτέλεσμα για το ζητούμενο πλέγμα, εξασφαλίζοντας παράλληλα την καλύτερη δυνατή αξιοποίησή του στη μετέπειτα υπολογιστική διαδικασία.

- Τέλος, ακολούθησε εκ νέου εξομάλυνση και έλεγχος για σφάλματα στο τελικό πλέγμα

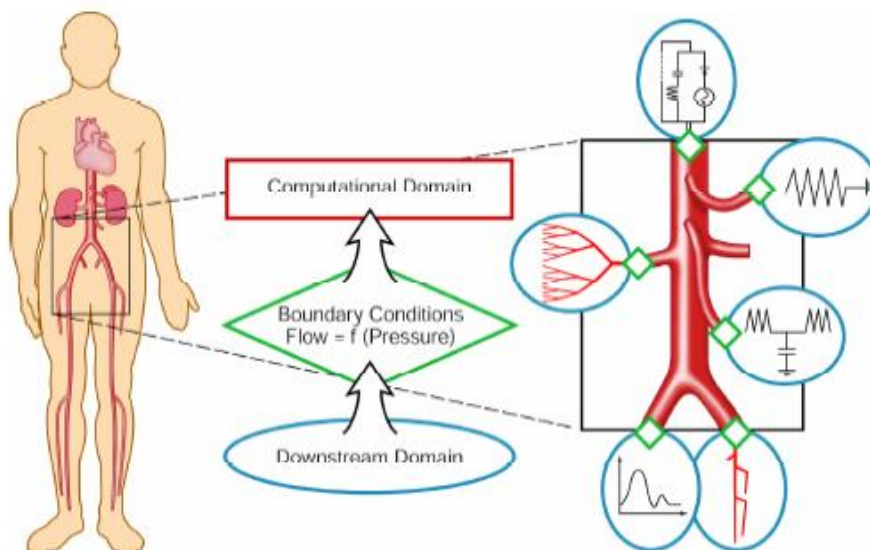
4.3 Εισαγωγή των οριακών συνθηκών του προβλήματος

Μετά την πλεγματοποίηση του χώρου της αορτικής γεωμετρίας κάθε ασθενούς, ακολούθησε η εισαγωγή του προκύπτοντος πλέγματος στο ANSYS FLUENT. Στο component αυτό του εμπορικού πακέτου ANSYS, είναι δυνατή η προσομοίωση ροών σε οποιοσδήποτε κατάλληλα πλεγματοποιημένες γεωμετρίες. Η προσομοίωση της ροής του αίματος, πριν και μετά την αποκατάσταση της ανευρυσματικής νόσου, ξεκινά με τον ορισμό οριακών συνθηκών. Στην είσοδο της ροής ορίστηκε χρονικά μεταβαλλόμενη ταχύτητα, ενώ στις εξόδους ορίστηκε η αντίστοιχη χρονικά μεταβαλλόμενη πίεση, στα πρότυπα ενός καρδιακού κύκλου. Τα παραπάνω δεδομένα, εισήχθησαν στο ANSYS FLUENT σε μορφή κατάλληλα διαμορφωμένου αρχείου .txt, το οποίο περιλάμβανε σε ξεχωριστές στήλες, τις χρονικές στιγμές και τις αντίστοιχες τιμές ταχύτητας και πίεσης στις εισόδους-εξόδους της ροής στην αορτή του ασθενούς. Το χρονικό βήμα που χρησιμοποιήθηκε ήταν 0.005second. Η ροή θεωρήθηκε στρωτή (laminar flow) (στις περιπτώσεις που εξετάστηκαν ο αριθμός Reynolds ήταν μικρότερος από 4000) και ασυμπιέστη. Επιπλέον ως υλικό της προσομοίωσης ορίστηκε το αίμα. Η συμπεριφορά του αίματος σε αγγεία μικρότερα των 100μm, είναι μη γραμμική (μη νευτώνεια συμπεριφορά) καθώς υπάρχει μη γραμμική σχέση μεταξύ της διατμητικής τάσης και του ρυθμού παραμόρφωσης του, λόγω της ύπαρξης σωματιδίων που προκαλεί πτώση της φαινομενικής συνεκτικότητας. Ωστόσο, η αορτή και τα αγγεία που μελετώνται (κοιλιακή αρτηρία, άνω μεσεντέριος, νεφρικές και λαγόνιες αρτηρίες) έχουν μεγάλες διαμέτρους και συνεπώς η θεώρηση της νευτώνειας συμπεριφοράς μπορεί να είναι επαρκώς ακριβής⁹². Έτσι, η συνεκτικότητα του αίματος ορίστηκε σταθερή και ίση με 0,0035Pa·s και η πυκνότητά του ίση με 1055 kg/m³. Ορίστηκε επίσης οριακή συνθήκη μη ολίσθησης (No Slip Wall) στο τοίχωμα του αγγείου, η οποία περιορίζει το ρευστό στο όρια του τοιχώματος να έχει ταχύτητα ίση με αυτή του τοιχώματος, δηλαδή μηδενική, και το τοίχωμα θεωρήθηκε απαραμόρφωτο. Επιπλέον, το πρόβλημα θεωρήθηκε ισόθερμο και η παράμετρος της θερμοκρασίας αγνοήθηκε. Ακολουθεί η μεθοδολογία εύρεσης οριακών συνθηκών εισόδου-εξόδου της ροής. Τα τελικά δεδομένα θα αναλυθούν παρακάτω, κατά την επεξεργασία του κάθε ασθενή ξεχωριστά.

4.3.1 Μεθοδολογία εύρεσης οριακών συνθηκών των ασθενών σε είσοδο και έξοδο της ροής

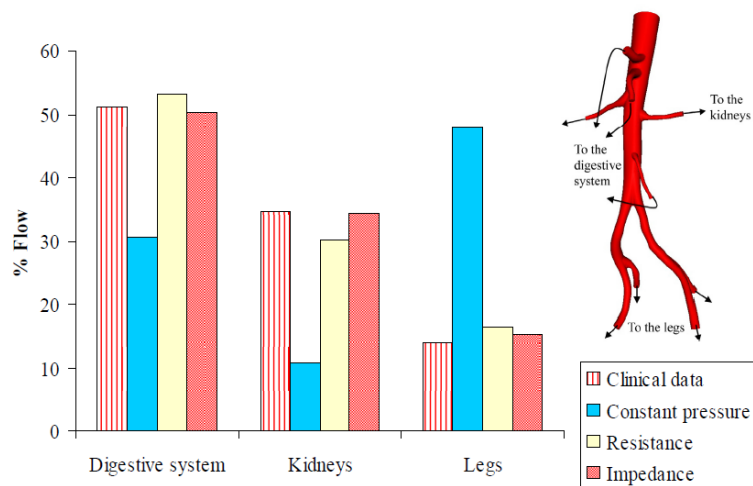
Στην παρούσα εργασία, δεν είχαμε στη διάθεσή μας τη χρονική εξέλιξη της ταχύτητας και της πίεσης που επικρατεί στις διατομές εισόδου και εξόδου της ροής των ασθενών που μελετήθηκαν. Για το λόγο αυτό, μεγάλο μέρος της μελέτης αποτέλεσε η αναζήτηση κατάλληλων για την εκάστοτε γεωμετρία, οριακών συνθηκών, ώστε να ανταποκρίνονται στις φυσιολογικές τιμές ταχύτητας και πίεσης σε κάθε θέση της γεωμετρίας. Πιο συγκεκριμένα, κριτήριο για την τελική επιλογή των οριακών συνθηκών ήταν η προσέγγιση των ποσοστώσεων των φυσιολογικών παροχών και πιέσεων στην κοιλιακή αρτηρία, την άνω μεσεντέριο, τις νεφρικές και τις λαγόνιες αρτηρίες, σε σχέση με την υπερκοιλιακή αορτή. Ένα επιπλέον κριτήριο, ήταν η διατήρηση της μορφολογίας των φυσιολογικών καμπυλών παροχής και πίεσης που επικρατούν στις διατομές

αυτές. Για την εύρεση των κυματομορφών αυτών, ανατρέξαμε στη διεθνή βιβλιογραφία μοντελοποίησης και υπολογιστικής ρευστομηχανικής ανάλυσης αορτικών γεωμετριών, όπου τελικά καταλήξαμε στη διδακτορική διατριβή των Vignon-Clementel, 2006⁹³. Οι Vignon-Clementel παρέθεσαν ένα σύνολο κυματομορφών παροχής και πίεσης στην υπερκοιλιακή αορτή και στις κύριες αρτηρίες που αποτελούν την κοιλιακή αορτή. Οι κυματομορφές αυτές, προέκυψαν από υπολογιστική ρευστομηχανική ανάλυση (Computational Fluid Dynamics, CFD) των Vignon-Clementel, οι οποίοι χρησιμοποίησαν οριακές συνθήκες, προσομοιώνοντας τα τερματικά αγγεία σε μια γεωμετρία φυσιολογικού ανθρώπου, ως ένα μοντέλο εμπέδησης, που απαρτίζεται από αντιστάσεις και πυκνωτές (Εικόνα 4.21), λαμβάνοντας υπ' όψη, τα φαινόμενα ανάκλασης που δημιουργούνται από την περιφέρεια. Το πλεονέκτημα ενός τέτοιου μοντέλου, είναι ότι συνυπολογίζει την επίδραση των τερματικών αγγείων (που είναι εκτός του πεδίου επίλυσης της ροής) χρησιμοποιώντας στοιχεία αντίστασης και ενδοτικότητας των αγγείων αυτών. Οι συγκεκριμένες οριακές συνθήκες⁹⁴, επιτυγχάνουν κατανομή της ροής του αίματος στους κλάδους της εν λόγω γεωμετρίας, φυσιολογικά, ρυθμίζοντας τα στοιχεία αντίστασης και ενδοτικότητας των αγγείων, χωρίς παρεμβολή στο συναρτησιακό της ίδιας της οριακής συνθήκης.

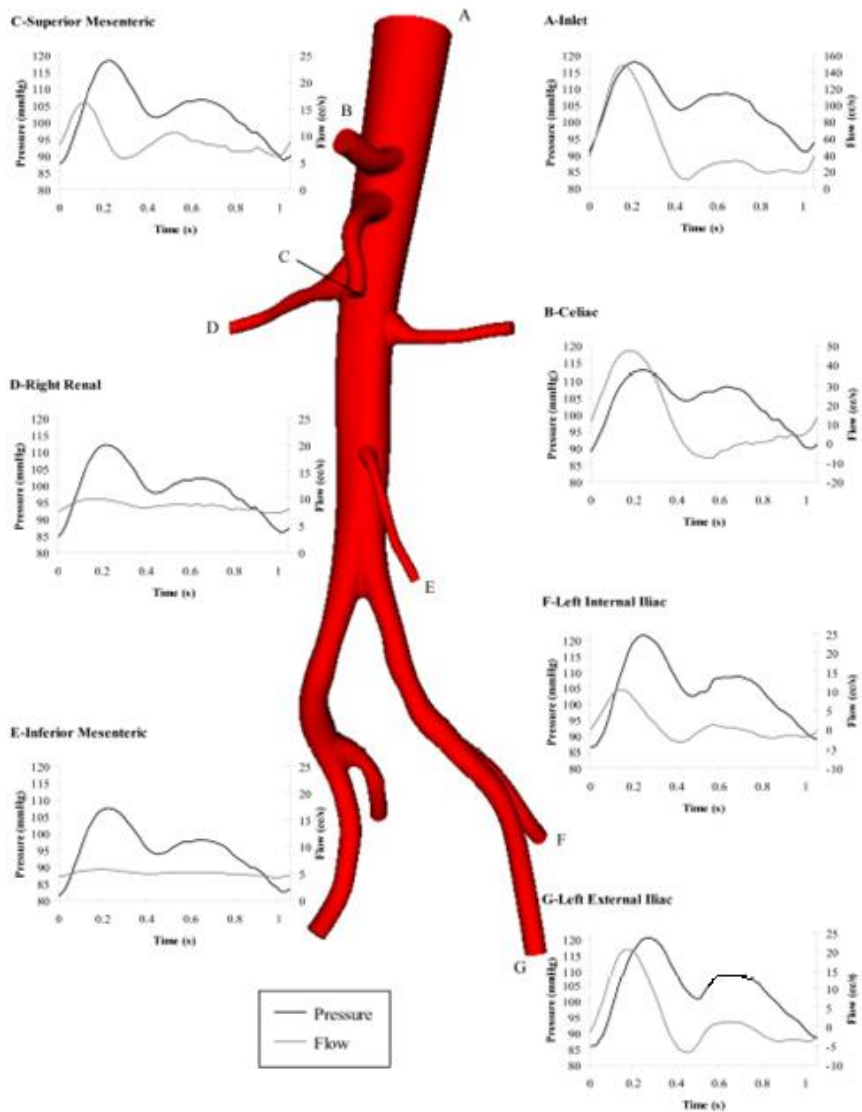


Εικόνα 4.21 Οριακές συνθήκες που χρησιμοποίησαν οι Vignon-Clementel

Στην Εικόνα 4.22 φαίνεται ότι η χρήση αυτών των οριακών συνθηκών αποδίδει ρεαλιστικά τις μετρούμενες μέσες τιμές της παροχής, που έχουν γίνει στις συγκεκριμένες θέσεις με τη μέθοδο MRI.



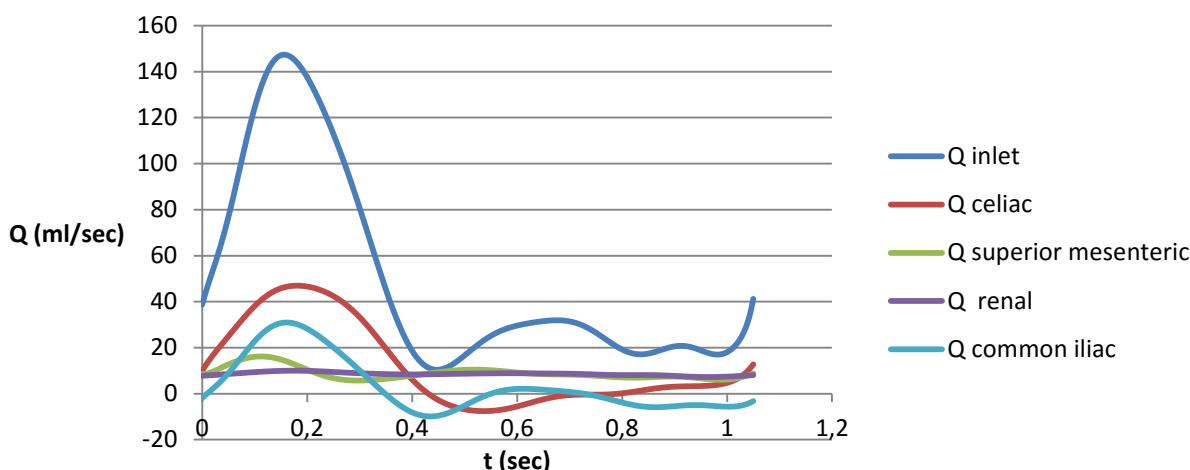
Εικόνα 4.22 Συσχέτιση είδους οριακών συνθηκών στις διατομές εισόδου- εξόδου της αγγειακής γεωμετρίας με τις συνθήκες που επικρατούν φυσιολογικά στον ανθρώπινο οργανισμό



Εικόνα 4.23 Παροχές-πιέσεις στις διατομές εισόδου- εξόδου της αγγειακής γεωμετρίας στις οποίες κατέληξαν οι Vignon-Clementel, βάζοντας ως οριακές συνθήκες στα άκρα αντιστάσεις και πυκνωτές

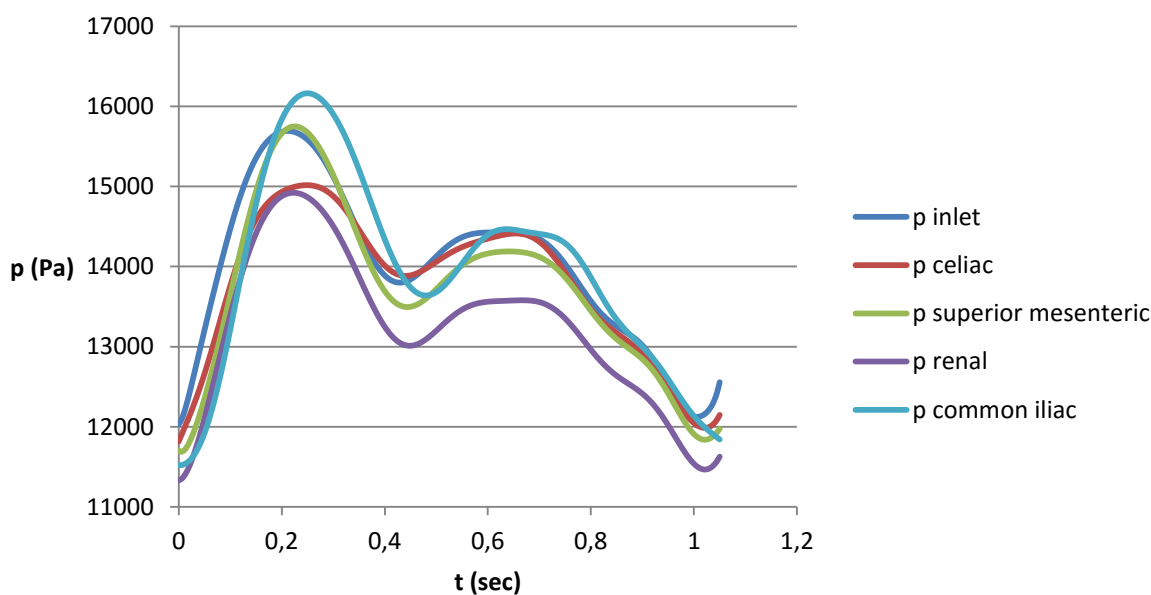
Μετά την ψηφιοποίηση των παραπάνω κυματομορφών με χρήση του προγράμματος Engauge και την προσέγγισή τους με σειρές Fourier στη Matlab, για την επίτευξη κατάλληλου χρονικού βήματος (0.005 sec), ξεκίνησε ένα πλήθος τρεξιμάτων (run) στο Ansys Fluent σε έναν από τους διαθέσιμους ασθενείς μας. Αφετηρία των οριακών συνθηκών που εισήγαμε, ήταν η χρονική καμπύλη ταχύτητας στην είσοδο της ροής (υπερκοιλιακή αορτή), η οποία προέκυψε από την μετατροπή της παραπάνω αντίστοιχης καμπύλης παροχής (εικόνα) σε ταχύτητα ($u=Q/A$) και οι χρονικές καμπύλες πίεσης στις εξόδους της ροής.

Παροχές Vignon-Clementel



Διάγραμμα 4.1 Ομαδοποιημένες οι παροχές εισόδου-εξόδου της αγγειακής γεωμετρίας που εξήγαγαν στη μελέτη τους οι Vignon-Clementel

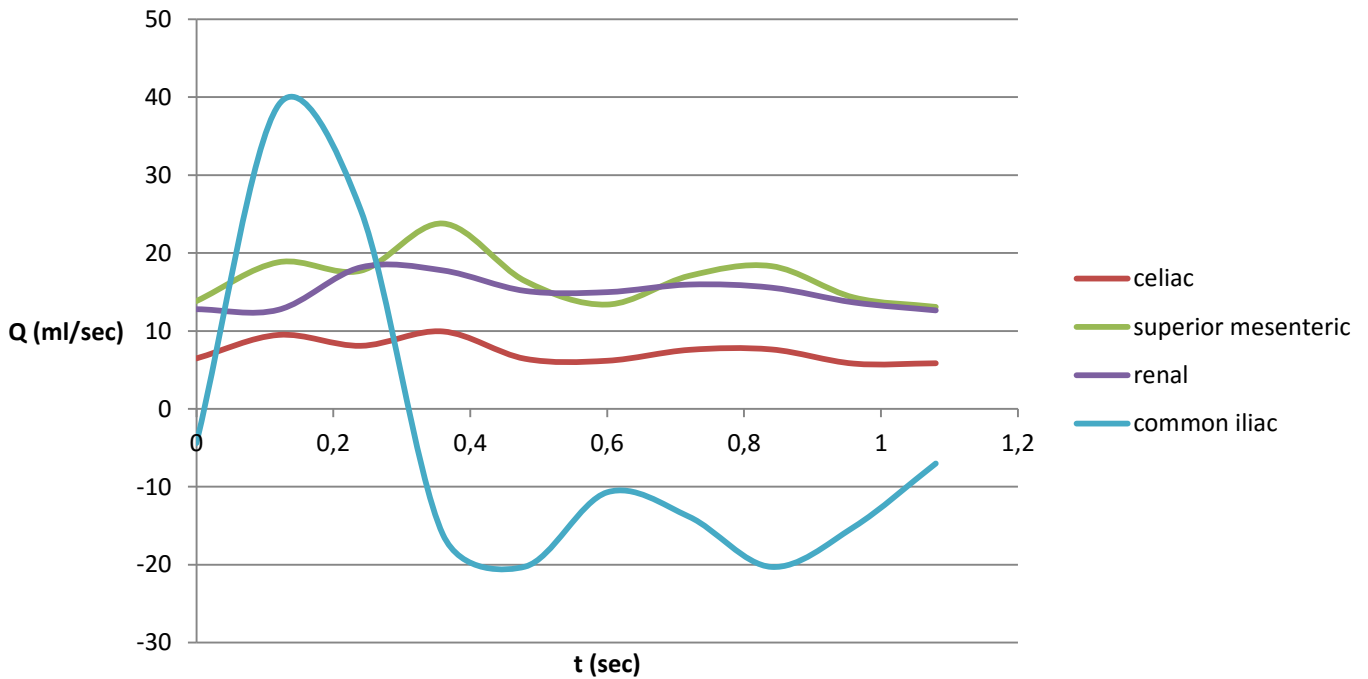
Πιέσεις Vignon-Clementel



Διάγραμμα 4.2 Ομαδοποιημένες οι πιέσεις εισόδου-εξόδου της ροής που εξήγαγαν στη μελέτη τους οι Vignon-Clementel

Οι δοκιμές που πραγματοποιήθηκαν (αυξομειώσεις πίεσης με βάση το ζητούμενο αποτέλεσμα), με οριακή συνθήκη πίεσης στην έξοδο της ροής, δεν προσέγγισαν ποτέ το φυσιολογικό προφίλ παροχών στην κοιλιακή αορτή στις αντίστοιχες θέσεις, λόγω της διαφορετικής ανατομίας και παθολογίας των ασθενών που μελετήθηκαν. Ενδεικτικά, ακολουθεί η πρώτη δοκιμή (velocity inlet- pressure outlets), για να γίνει αντιληπτή η δυσκολία προσέγγισης φυσιολογικών κυματομορφών παροχής με αυτή τη μέθοδο:

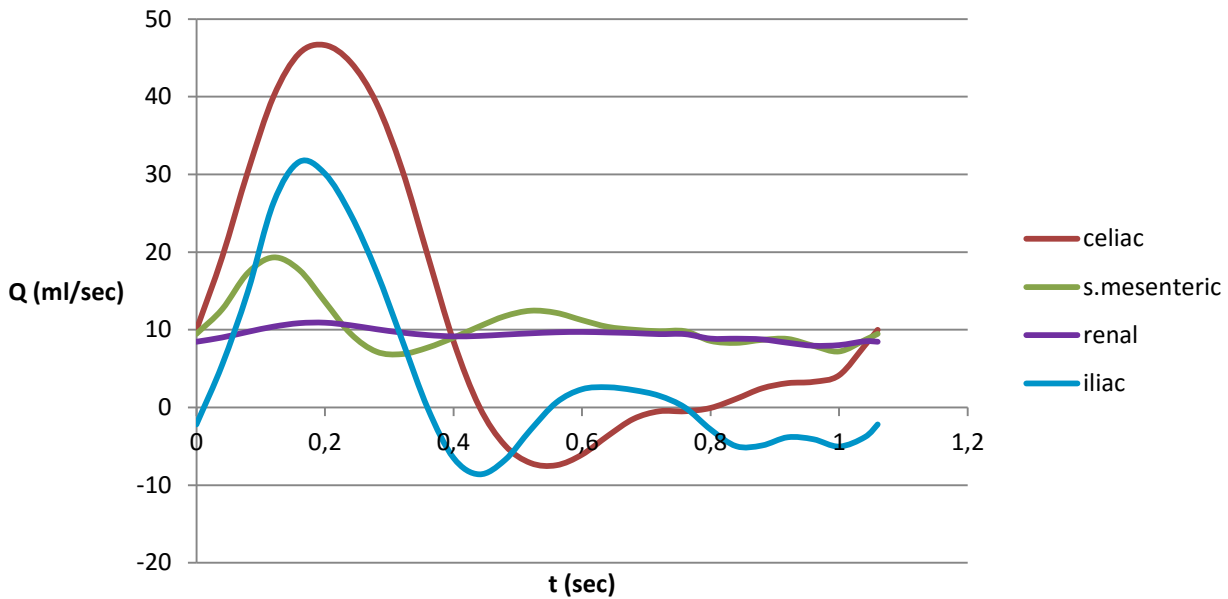
Παροχές διατομών εξόδου Ansys



Διάγραμμα 4.3 Χρονικές καμπύλες παροχών στις εξόδους της ροής που έδωσε το Ansys, με την εισαγωγή οριακών συνθηκών ταχύτητας στην είσοδο και πιέσεων στις διατομές εξόδου της αγγειακής γεωμετρίας

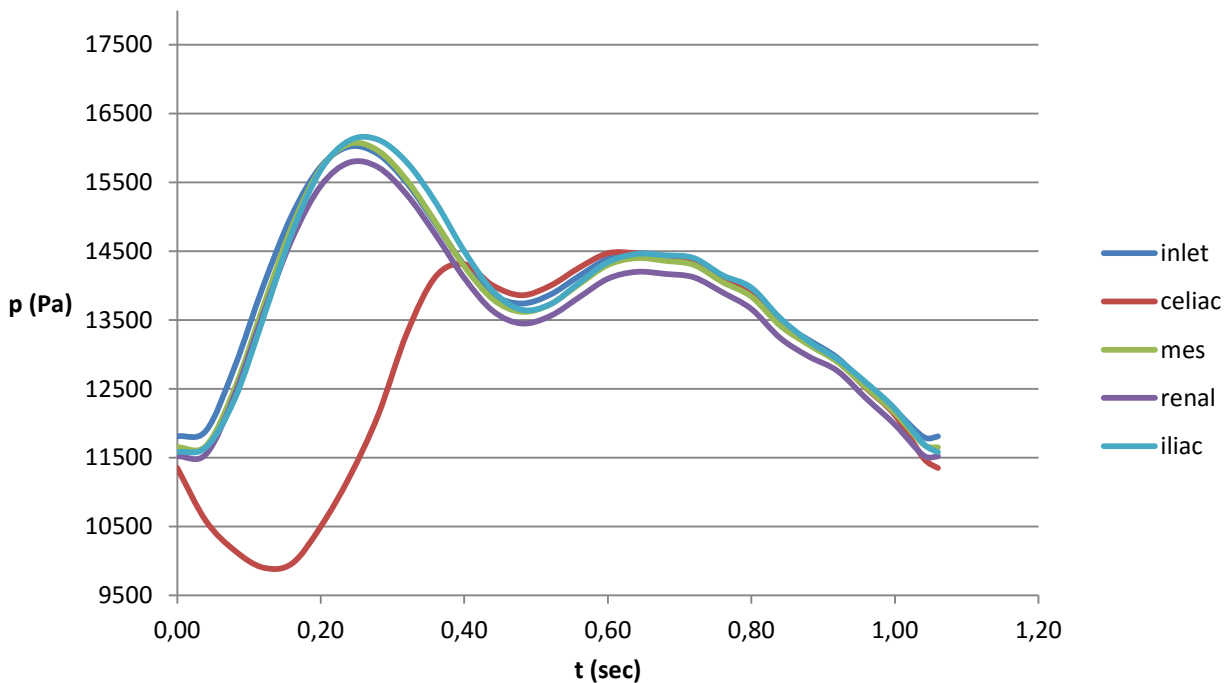
Στη συνέχεια πραγματοποιήσαμε, την περίπου αντίστροφη διαδικασία αναζήτησης οριακών συνθηκών, εισάγοντας πλέον προφίλ ταχυτήτων, με βάση τις χρονικές καμπύλες των Vignon-Clementel και τις διατομές των αγγείων, στις εξόδους. Πιο συγκεκριμένα, ξεκίνησε ένα νέο σύνολο δοκιμών με αφετηρία οριακών συνθηκών ταχύτητας στην είσοδο, στην κοιλιακή αρτηρία, στην άνω μεσεντέριο και στις νεφρικές αρτηρίες, ενώ στις λαγόνιες εισήχθη και πάλι πίεση. Κριτήριο για την επιλογή των οριακών συνθηκών πλέον, ήταν η επίτευξη φυσιολογικών καμπυλών πίεσης στις αντίστοιχες διατομές της γεωμετρίας μας, με παράλληλη διατήρηση των μορφών των καμπυλών της ταχύτητας, αλλά όχι και της μέσης τιμής τους, καθώς ανάλογα με την ανατομία των αρτηριών, κάποιες μπορεί να μην αιματώνονται αρκετά και αντίστροφα. Η πρώτη δοκιμή έφερε τα εξής αποτελέσματα παροχών και πιέσεων:

Παροχές διατομών εξόδου Ansys



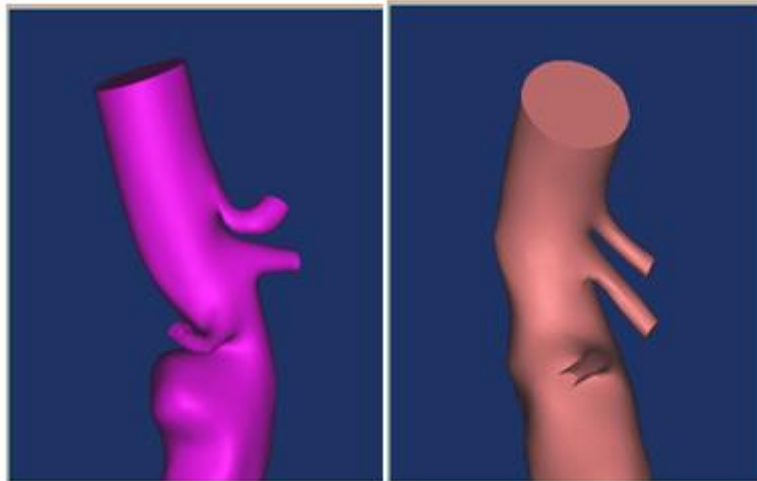
Διάγραμμα 4.4 Χρονικές καμπύλες παροχών στις διατομές εξόδου της αγγειακής γεωμετρίας κατά τη διάρκεια του ένατου καρδιακού παλμού, με οριακές συνθήκες παροχών στην είσοδο και στις σπλαχνικές αρτηρίες και πιέσεων στις λαγόνιες από τη διδακτορική διατριβή των Vignon-Clementel

Πιέσεις Ansys



Διάγραμμα 4.5 Χρονικές καμπύλες πιέσεων στις εξόδους της ροής κατά τη διάρκεια του ένατου καρδιακού παλμού, με οριακές συνθήκες παροχών στην είσοδο και στις σπλαχνικές αρτηρίες και πιέσεων στις λαγόνιες από τη διδακτορική διατριβή των Vignon-Clementel

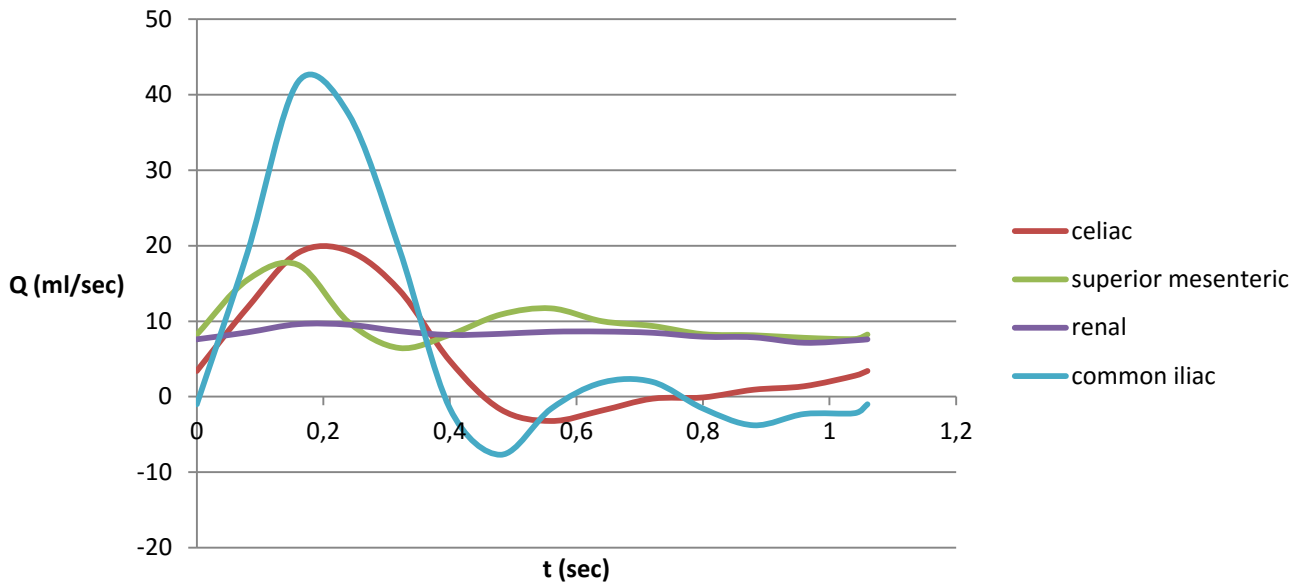
Παρατηρήθηκε, ότι ενώ οι κυματομορφές παροχών στις λαγόνιες αρτηρίες προσέγγιζαν τις φυσιολογικές, δεν συνέβαινε το ίδιο με τις αντίστοιχες πιέσεις. Συγκεκριμένα, η πίεση στην κοιλιακή αρτηρία βρέθηκε να αποκλίνει αρκετά από τις υπόλοιπες, κάτι που δεν συμβαίνει σε μια φυσιολογική αορτή, όπου οι διαφορές πίεσης είναι ελάχιστες. Πράγματι, ελέγχοντας την ανατομία της κοιλιακής αρτηρίας του συγκεκριμένου ασθενούς, παρατηρήθηκε η ιδιαιτερότητά της, η οποία εντοπίζεται και την παρακάτω εικόνα. Η στένωση, η απότομη διεύρυνση και η αλλαγή κατεύθυνσης της διατομής, δημιουργεί αυξημένη υδραυλική αντίσταση, οπότε, για την επίτευξη της φυσιολογικής παροχής που επιτάχθηκε, στην ιδιόμορφη και ίσως παθολογική αυτή γεωμετρία, η τερματική πίεση αναγκάστηκε σε δραματική πτώση.



Εικόνα 4.24 Πλάγιες όψεις 2 διαφορετικών αορτών. Αριστερά φαίνεται η ιδιαίτερη ανατομία που παρουσιάζει η κοιλιακή αρτηρία του ασθενούς, σε σχέση με τη δεξιά, που είναι μια τυπική φυσιολογική.

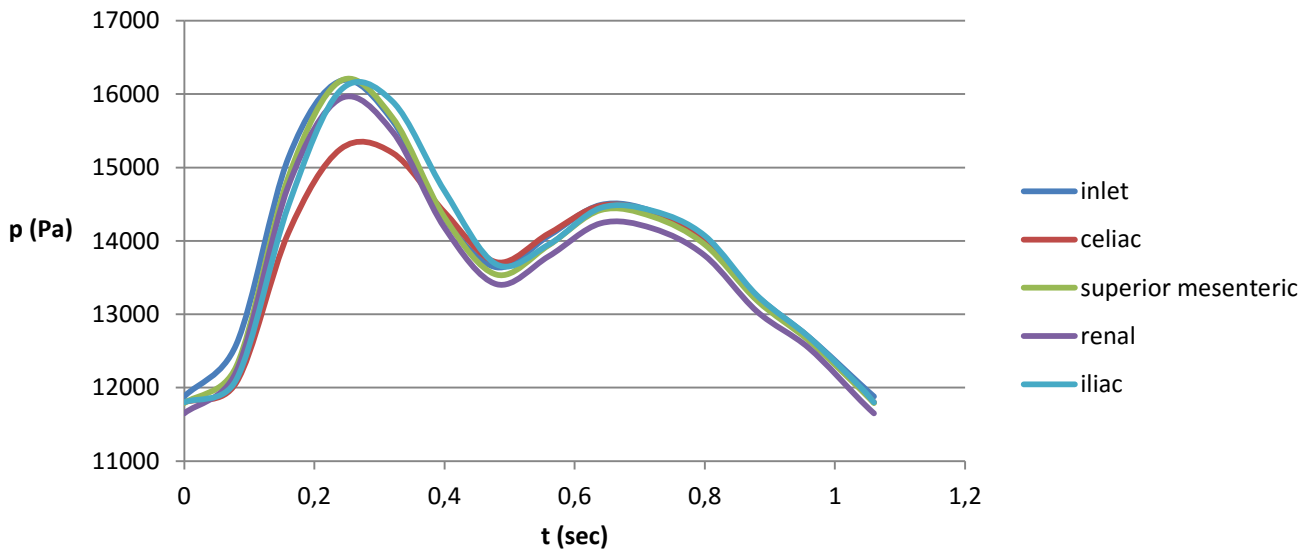
Στο ίδιο μοτίβο, ξεκίνησε ένα νέο σύνολο διαδοχικών δοκιμών, το οποίο περιλάμβανε διαδοχικές ποσοστιαίες μειώσεις της κοιλιακής παροχής, μέχρι η πίεση να φτάσει στα επίπεδα των υπολοίπων με την όσο το δυνατόν σχετικά καλύτερη αιμάτωση της κοιλιακής αρτηρίας. Καταλήξαμε λοιπόν στις εξής συνθήκες, οι οποίες ικανοποιούν τους περιορισμούς μας:

Παροχές στις διατομές εξόδου Ansys



Διάγραμμα 4.6 Τελικές χρονικές καμπύλες παροχών στις εξόδους της ροής κατά τη διάρκεια του ένατου καρδιακού παλμού, με οριακές συνθήκες τροποποιημένων παροχών

Πιέσεις Ansys



Διάγραμμα 4.7 Τελικές χρονικές καμπύλες πιέσεων στις εξόδους της ροής κατά τη διάρκεια του ένατου καρδιακού παλμού, με οριακές συνθήκες τροποποιημένων παροχών

Αν και τα παραπάνω αποτελέσματα ήταν ικανοποιητικά, κρίθηκε χρήσιμο οι οριακές συνθήκες στις εξόδους να είναι κυματομορφές πίεσης, καθώς η πίεση είναι πιο χαλαρή συνθήκη και λιγότερο επεμβατική από την ταχύτητα. Επίσης, με τον τρόπο αυτό, επιτυγχάνεται καλύτερη

εποπτεία των διανυσμάτων της ταχύτητας στις διατομές εξόδου. Έτσι τελικά, οι οριακές συνθήκες που εισάγουμε, είναι οι παραπάνω πιέσεις στις εξόδους της ροής και η παροχή στην είσοδο. Αντίστοιχη διαδικασία πραγματοποιήθηκε για την εύρεση των οριακών συνθηκών και του δεύτερου ασθενούς. Η παροχή εισόδου διατηρήθηκε και στις 2 περιπτώσεις ασθενών που μελετήθηκαν. Τέλος, οι οριακές συνθήκες του κάθε ασθενούς, διατηρήθηκαν πριν και μετά την αποκατάσταση. Λεπτομερής παρουσίασή τους θα γίνει παρακάτω για τον κάθε ασθενή ξεχωριστά (Κεφάλαιο 5).

4.4 Μέθοδοι επίλυσης του προβλήματος

Έχοντας ολοκληρώσει πλέον τον ορισμό των οριακών συνθηκών του προβλήματος προχωρούμε στην επίλυση του. Οι γεωμετρίες που κατασκευάσαμε χωρίζονται σε απειροστά στοιχεία του χώρου (πεπερασμένοι όγκοι) που το καθένα «παίρνει τροφή» από το προηγούμενό του για την επίλυση των εξισώσεων διατήρησης για μεγέθη όπως η μάζα, η ορμή και η ενέργεια, ενώ τα αρχικά στοιχεία τα τροφοδοτούμε εμείς με γνωστά ή υποθετικά μεγέθη που ανταποκρίνονται στην πραγματικότητα με αξιοποίηση της διεθνούς βιβλιογραφίας. Υπάρχουν διάφορες μεθοδολογίες επίλυσης των πεδίων που μελετούμε. Εμείς επιλέξαμε τον αλγόριθμο επίλυσης Simple, που είναι από τους πρώτους αλγόριθμους που χρησιμοποιήθηκαν για αριθμητική επίλυση των εξισώσεων Navier-Stokes και υπολογίζει τα διάφορα ρευστομηχανική μεγέθη που εμπλέκονται στην ροή ενός ρευστού. Για την επίλυση χρησιμοποιήθηκε το σχήμα διαφοροποίησης second order upwind, το οποίο προσεγγίζει τη τιμή της μεταβλητής από δύο ανάντη τιμές της παρεμβαλλόμενης. Το σχήμα αυτό αποτελεί ένα από τα πιο δημοφιλή αριθμητικά συστήματα καθώς συνδυάζει την ακρίβεια και τη σταθερότητα της λύσης.

Μετά και τον ορισμό της μεθόδου επίλυσης και αφού γίνει αρχικοποίηση του προβλήματος, ορίζοντας το ξεκίνημα των υπολογισμών στην είσοδο της ροής, ξεκινά η διαδικασία επίλυσης για κάθε χρονική στιγμή. Το Ansys προσπαθεί σε κάθε τρέξιμο (run) να επιτύχει λύση του προβλήματος με την μικρότερη δυνατή απόκλιση από τις οριακές τιμές που έχουμε θέσει και σταματά όταν συγκλίνει η λύση, δηλαδή η απόκλιση όλων των μεγεθών φτάσει στο δοθέν όριο. Για το πρόβλημα μας, η λύση κάθε χρονικής στιγμής θεωρείται αποδεκτή για απόκλιση μικρότερη του 10^{-5} .

Μετά τον πλήρη ορισμό του προβλήματος, προχωρήσαμε στην επίλυσή του, η οποία επεκτάθηκε σε 4 καρδιακούς παλμούς και στη συνέχεια στην επεξεργασία των αποτελεσμάτων που εξήχθησαν από το ANSYS FLUENT.

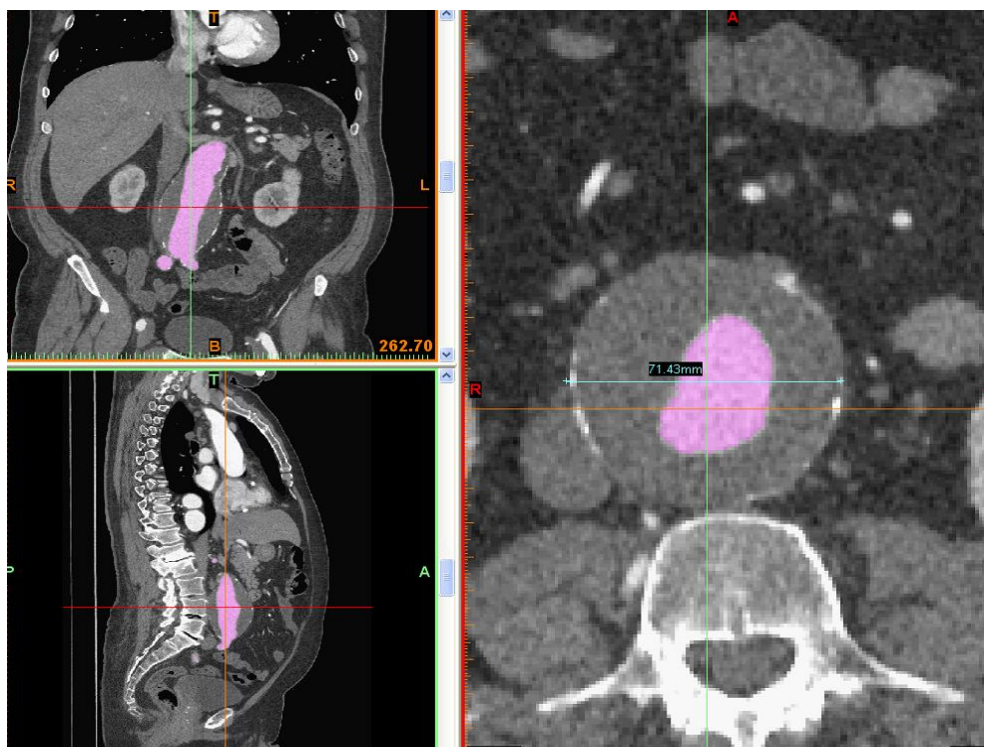
5 Μοντελοποίηση και αποτελέσματα

Στο κεφάλαιο αυτό, θα γίνει παρουσίαση της μοντελοποίησης του ανευρύσματος και της αποκατάστασης για 2από τους ασθενείς που παρουσιάστηκαν στην παράγραφο 4.1.1. Οι ασθενείς που τελικά επιλέχθηκαν για επεξεργασία, φέρουν τα μοσχεύματα που αποτελούν το αντικείμενο μελέτης μας (fenestrated-chimney) και έχουν τις πιο ολοκληρωμένες αορτικές γεωμετρίες (υπήρξε δυνατότητα πιστής αποτύπωσης της γεωμετρίας της αορτής τους και των αρτηριών που φέρει, χάρη στο πλήθος των αξονικών τομογραφιών που είχαμε στη διάθεσή μας και της καλύτερης σκιαγράφησης τους).

5.1 Ασθένος A: Αποκατάσταση με τεχνική Fenestrated

5.1.1 Περίπτωση ανευρύσματος

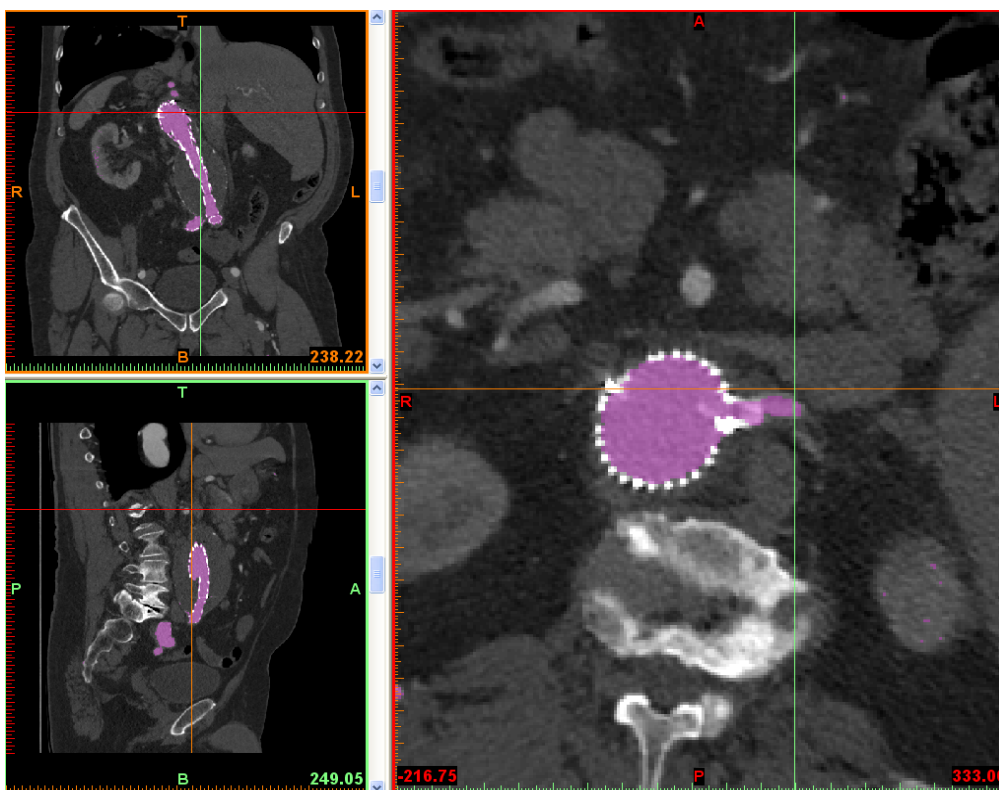
Πρόκειται για ασθενή με διανεφρικό ατρακτοειδές ανεύρυσμα με αθηροσκλήρωση στο τοίχωμα της κοιλιακής αορτής του. Η μέγιστη διάμετρος του ανευρύσματος είναι 71.4 mm, ενώ του αυλού ροής σε αυτή τη θέση 40mm. Το ανεύρυσμα εκτείνεται από τις νεφρικές αρτηρίες (αμέσως κάτω από αυτές) και φτάνει μέχρι το διαχωρισμό της κοινής λαγόνιας αρτηρίας και έχει μήκος 154.4 mm.



Εικόνα 5.1 Περιβάλλον Mimics. στην περίπτωση του ανευρύσματος του ασθενούς A

5.1.2 Περίπτωση ενδαγγειακού μοςχεύματος

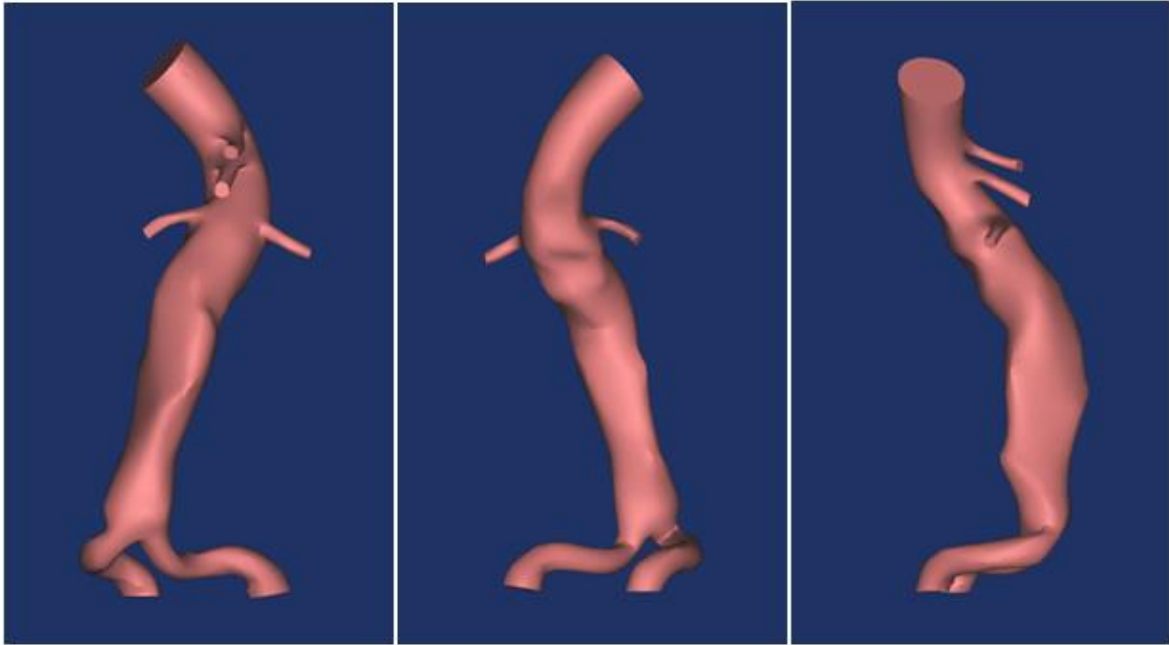
Στον ασθενή αυτό, τοποθετήθηκε υπερνεφρικό μόςχευμα στον αυλό της αορτής μέχρι και λίγο κάτω από τις νεφρικές αρτηρίες και θυριδωτά μοςχεύματα στις νεφρικές αρτηρίες, τα οποία "σφηνώθηκαν" στο κυρίως μόςχευμα κατά την εγχείρηση. Η άνω μεσεντέριος αρτηρία έχει συμπεριληφθεί στη γεωμετρία για πιο ολοκληρωμένο αποτέλεσμα. Επιπλέον, τοποθετήθηκε ένα δεύτερο ενδομόςχευμα στο επόμενο κομμάτι της ανευρσματικής αορτής και 2 ενδομοςχεύματα στις λαγόνιες αρτηρίες, αντίστοιχα με την Εικόνα 1.15: Συναρμολόγηση ενός σύνθετου μοςχεύματος στεντ με θυριδωτά ενδομοςχεύματα (fenestrated grafts).



Εικόνα 5.2 Περιβάλλον Mimics. στην περίπτωση της αποκατάστασης του ασθενούς A με fenestrated τεχνική

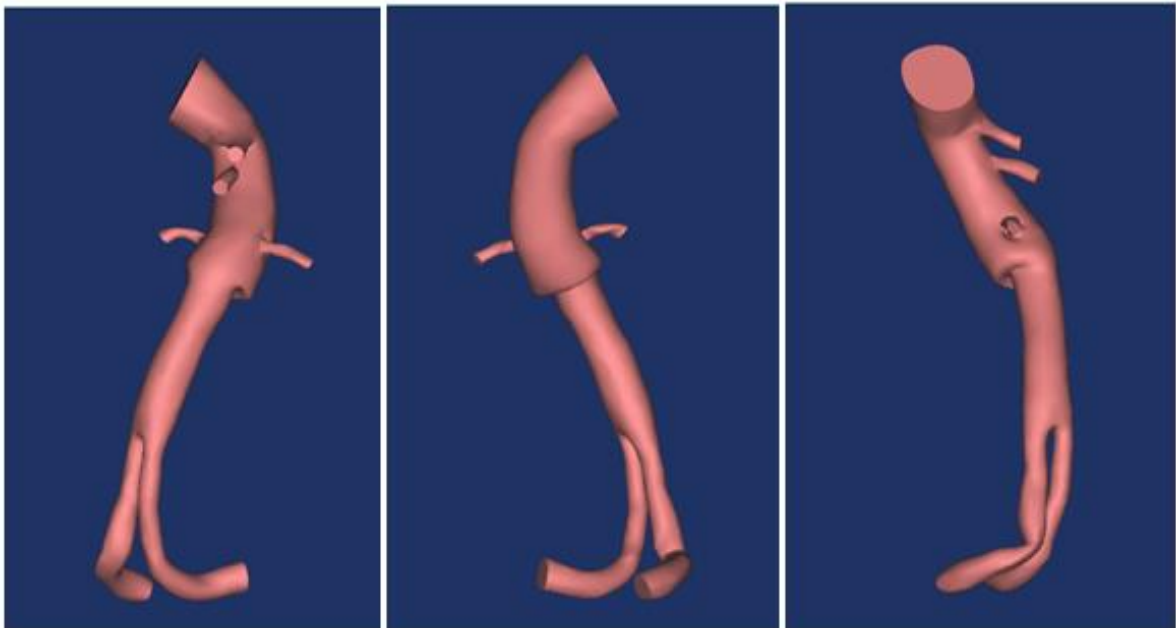
5.1.2.1 Τελικές γεωμετρίες

5.1.2.1.1 Περίπτωση ανευρύσματος



Εικόνα 5.3 Εμπρόσθια-Οπίσθια- πλάγια όψη από δεξιά της αγγειακής γεωμετρίας στην περίπτωση του ανευρύσματος

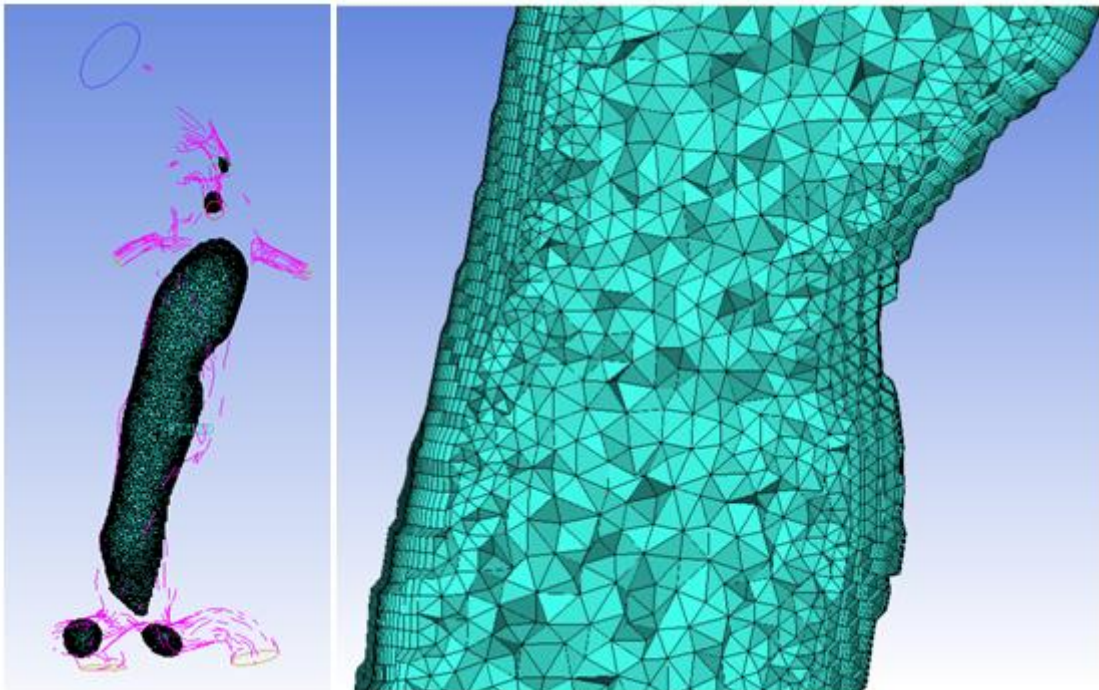
5.1.2.1.2 Περίπτωση fenestrated ενδομοσχευμάτων



Εικόνα 5.4 Εμπρόσθια-Οπίσθια- πλάγια όψη από δεξιά της αγγειακής γεωμετρίας στην περίπτωση της αποκατάστασης με fenestrated τεχνική

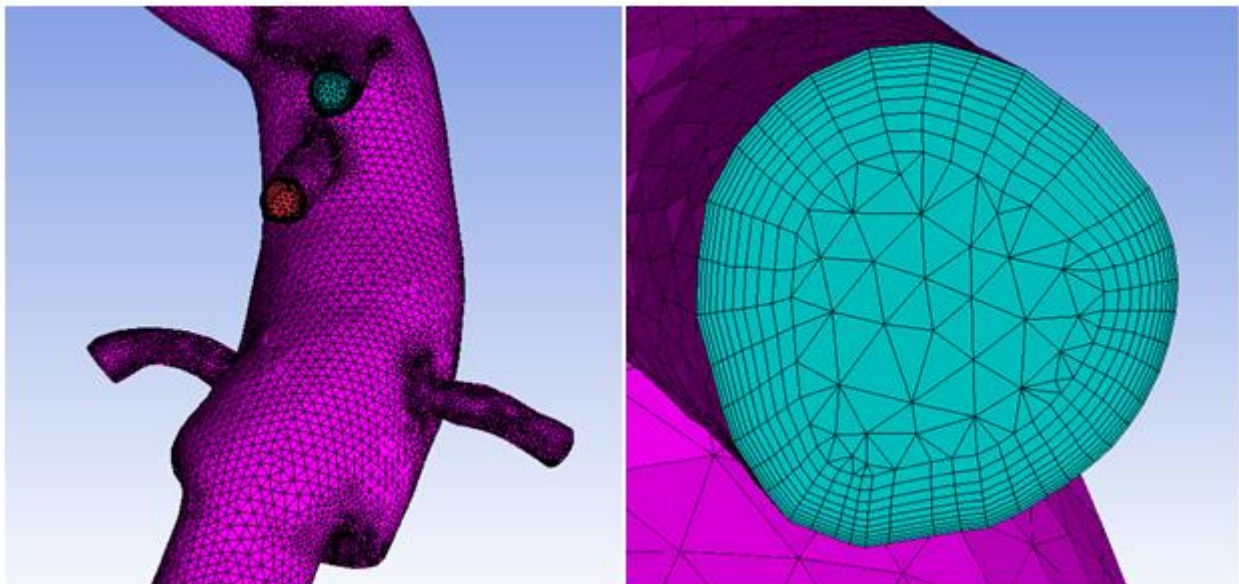
5.1.2.2 Τελικά πλέγματα

5.1.2.2.1 Περίπτωση ανευρύσματος



Εικόνα 5.5 Στεφανιαία τομή της γεωμετρίας του ανευρύσματος του ασθενούς Α

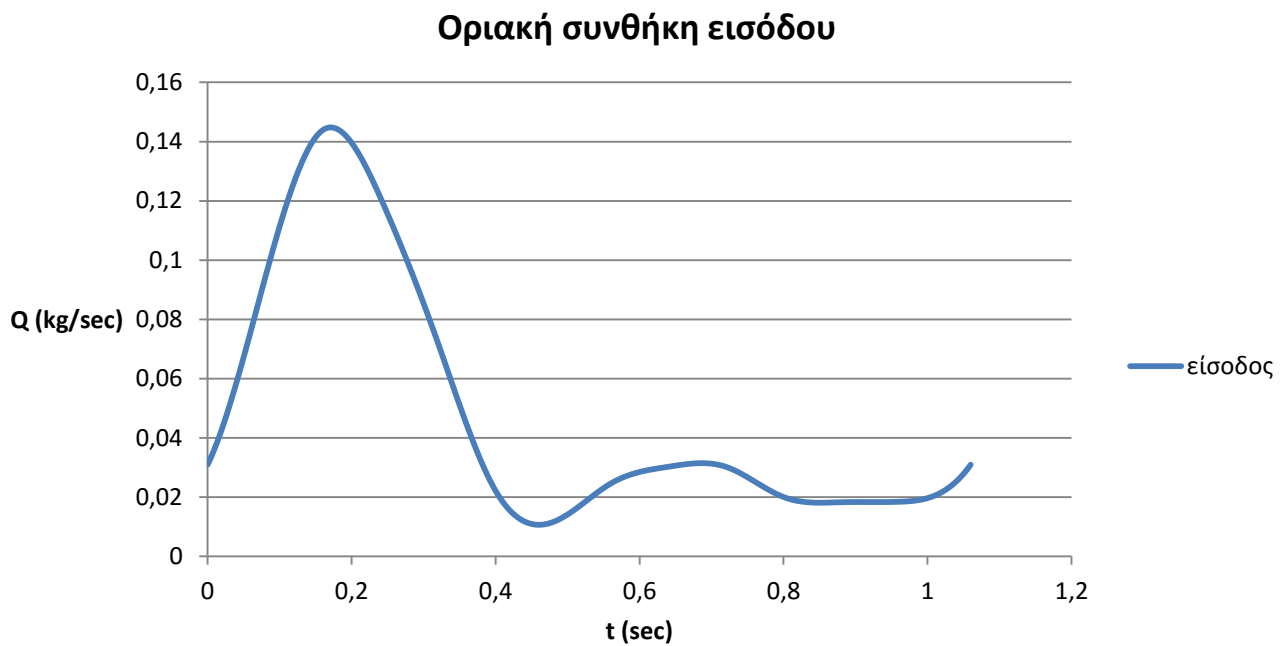
5.1.2.2.2 Περίπτωση fenestrated ενδομοσχευμάτων



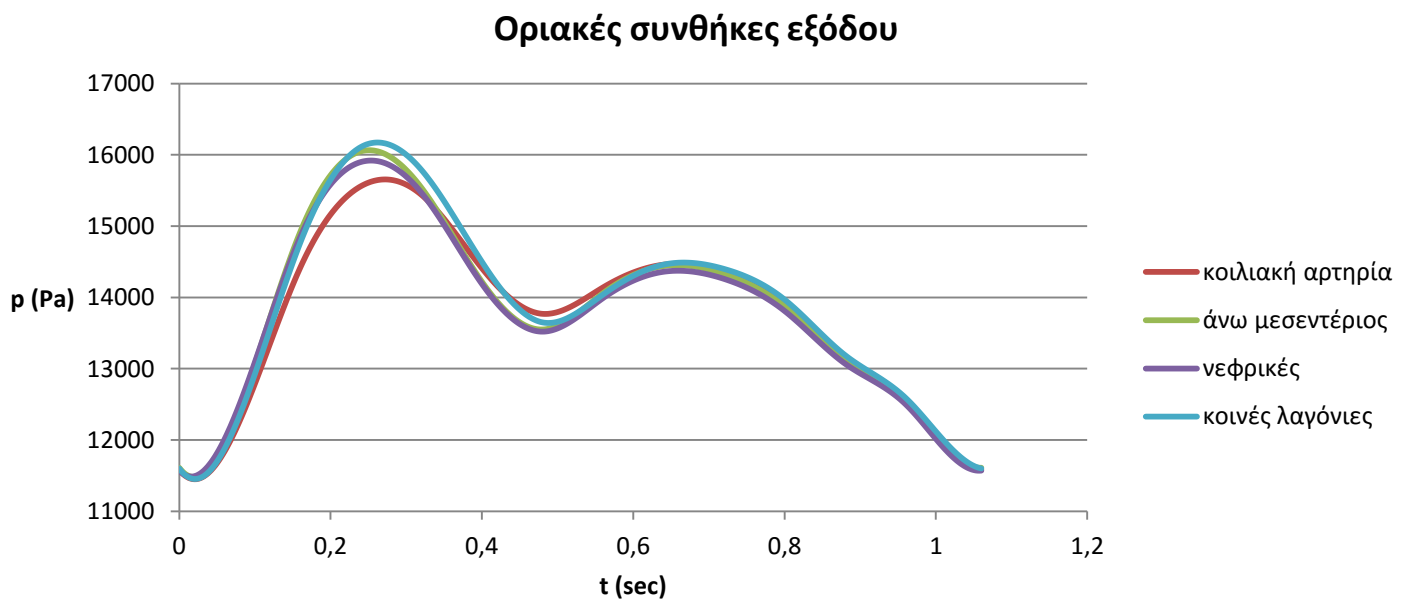
Εικόνα 5.6 Αριστερά: Εμπρόσθια όψη του πλέγματος στην αποκατεστημένη περίπτωση του ασθενούς Α. Δεξιά: Πλεγματοποιημένη διατομή εξόδου της κοιλιακής αρτηρίας για την περίπτωση αποκατάστασης του ασθενούς Α

5.1.2.3 Οριακές συνθήκες

Οι οριακές συνθήκες στις διατομές εισόδου και εξόδου της ροής στη γεωμετρία, ορίστηκαν ίδιες και για τις 2 περιπτώσεις, πριν και μετά την αποκατάσταση και η διαδικασία εύρεσής τους περιγράφηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο. Αυτές είναι:



Διάγραμμα 5.1 Οριακή συνθήκη στην είσοδο της ροής. Χρονικά μεταβαλλόμενη ταχύτητα στα πρότυπα ενός καρδιακού παλμού

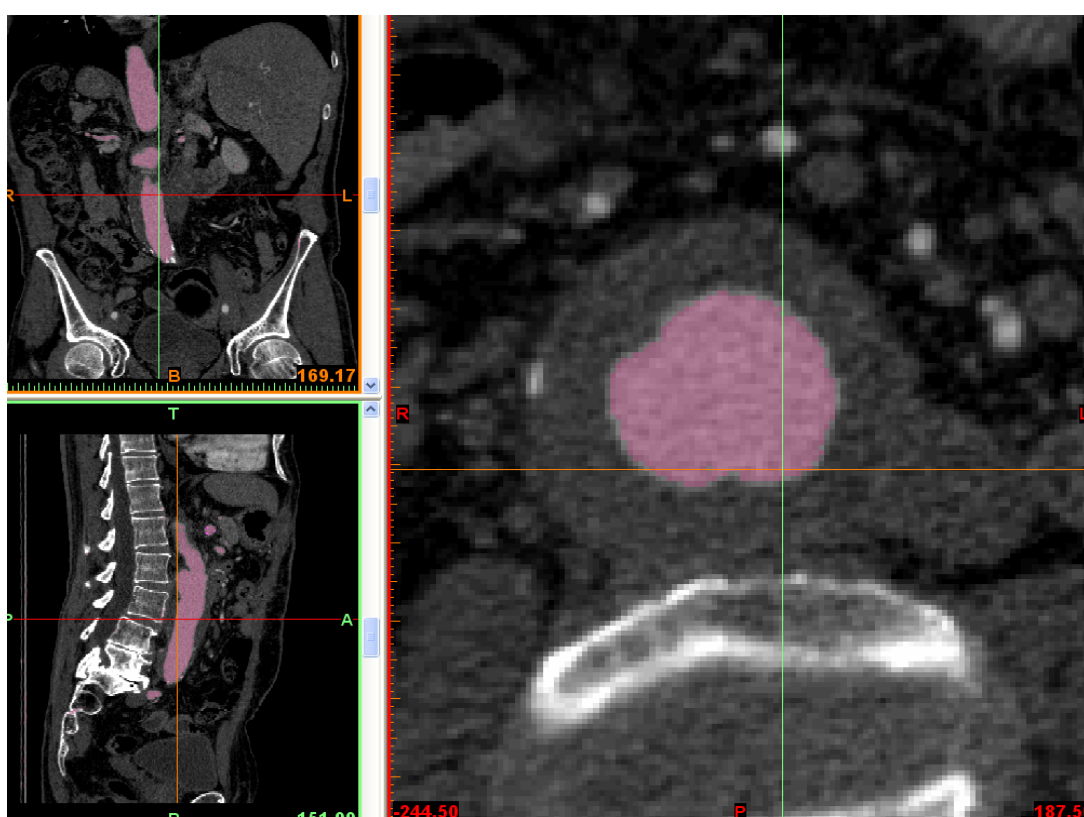


Διάγραμμα 5.2 Οριακές συνθήκες χρονικά μεταβαλλόμενης πίεσης στις εξόδους της ροής στα πρότυπα ενός καρδιακού παλμού

5.2 Ασθενής B: αποκατάσταση με τεχνική Chimney

5.2.1 Περίπτωση ανευρύσματος

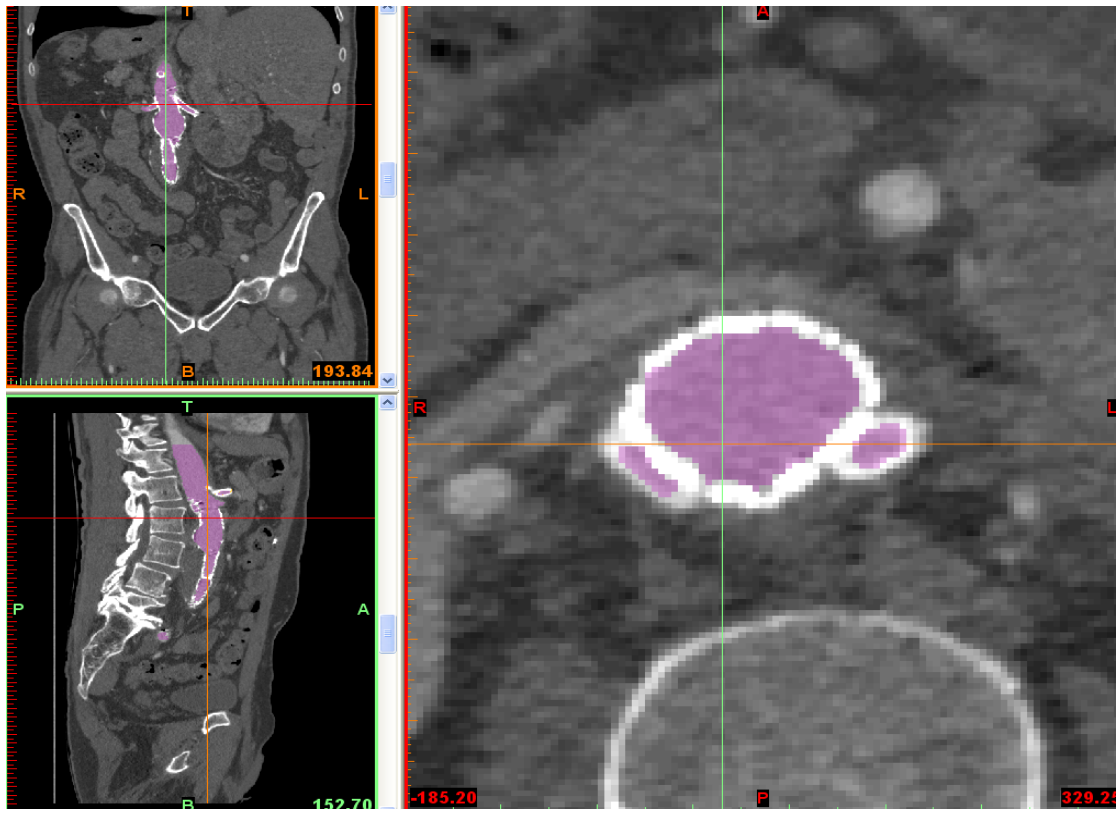
Πρόκειται για ασθενή με υπονεφρικό ατρακτοειδές ανεύρυσμα, το οποίο ξεκινάει σε απόσταση μόλις 5mm κάτω απ' τις νεφρικές αρτηρίες. Μεγάλο μέρος της κοιλιακής αορτής στην περιοχή του ανευρύσματος έχει υποστεί αθηροσκλήρωση περιορίζοντας σε μεγάλο βαθμό τον αυλό ροής. Η μέγιστη διάμετρος του ανευρύσματος ήταν 43.32 mm, ενώ η αντίστοιχη διάμετρος του αυλού ροής ήταν μόλις 23.58mm. Το μήκος του ανευρύσματος ήταν 113.47 mm. Επιπλέον, όπως φαίνεται και στην εικόνα η αορτή του ασθενούς περιείχε ασβεστοποιήσεις.



Εικόνα 5.7 Περιβάλλον Mimics. στην περίπτωση του ανευρύσματος του ασθενούς B

5.2.2 Περίπτωση ενδαγγειακού μόσχευματος

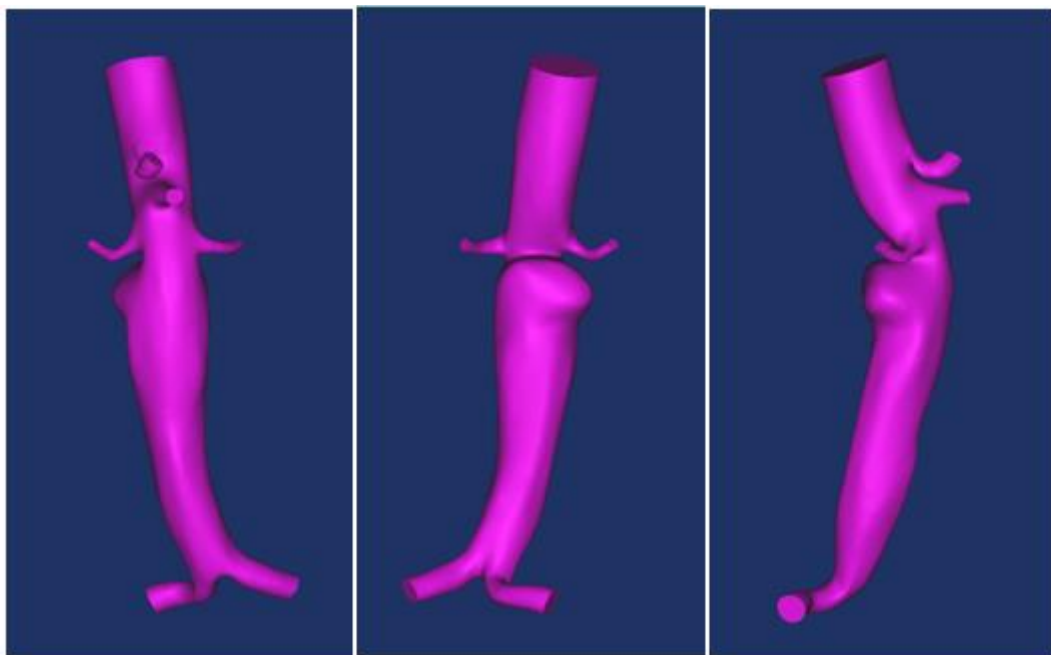
Στον ασθενή B, εκτός από το μόσχευμα στον αυλό της κοιλιακής αορτής, τοποθετήθηκαν δίκην καπνοδόχου ενδομοσχεύματα στις νεφρικές αρτηρίες και δίκην καπνοδόχου ενδομόσχευμα στον αλήρειο τρίποδα (κοιλιακή αρτηρία).



Εικόνα 5.8 Περιβάλλον Mimics. στην περίπτωση της αποκατάστασης του ασθενούς Α με chimney τεχνική

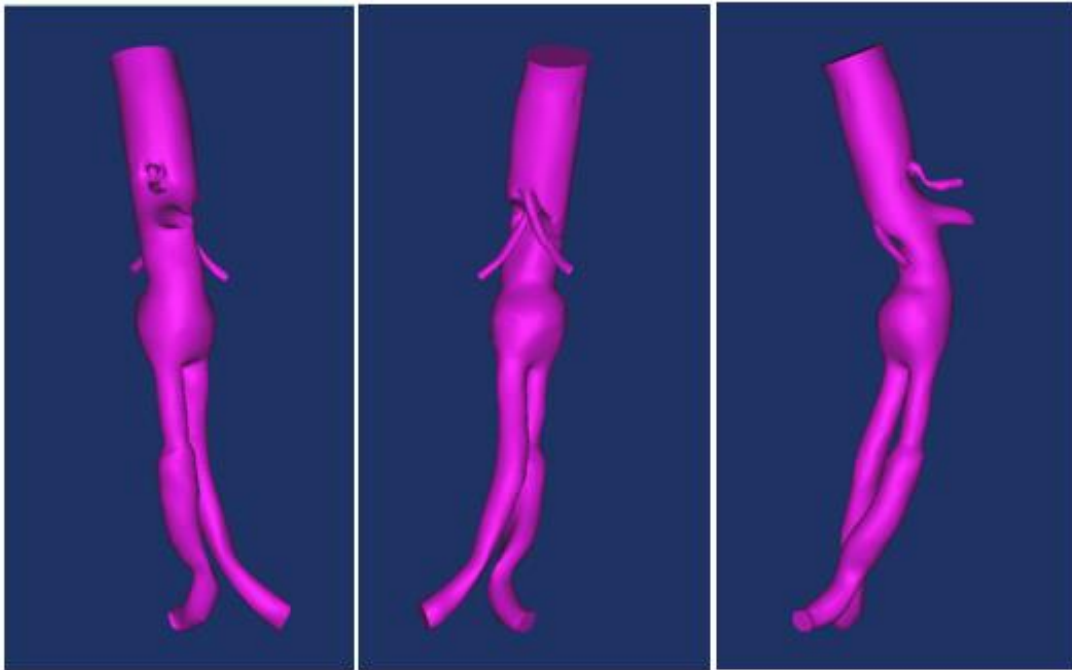
5.2.2.1 Τελικές γεωμετρίες

5.2.2.1.1 Περίπτωση ανευρύσματος



Εικόνα 5.9 Εμπρόσθια-Οπίσθια- πλάγια όψη από δεξιά της αγγειακής γεωμετρίας στην περίπτωση του ανευρύσματος

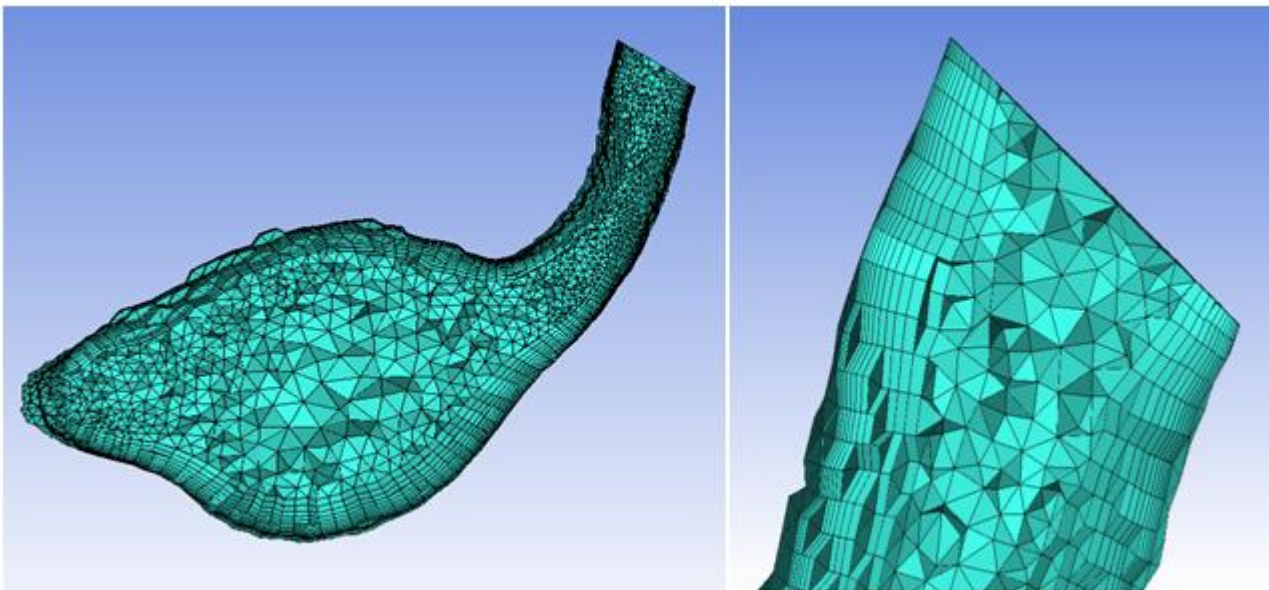
5.2.2.1.2 Περίπτωση chimney ενδομοσχευμάτων



Εικόνα 5.10 Εμπρόσθια-Οπίσθια- πλάγια όψη από δεξιά, της αγγειακής γεωμετρίας στην περίπτωση της αποκατάστασης με chimney τεχνική

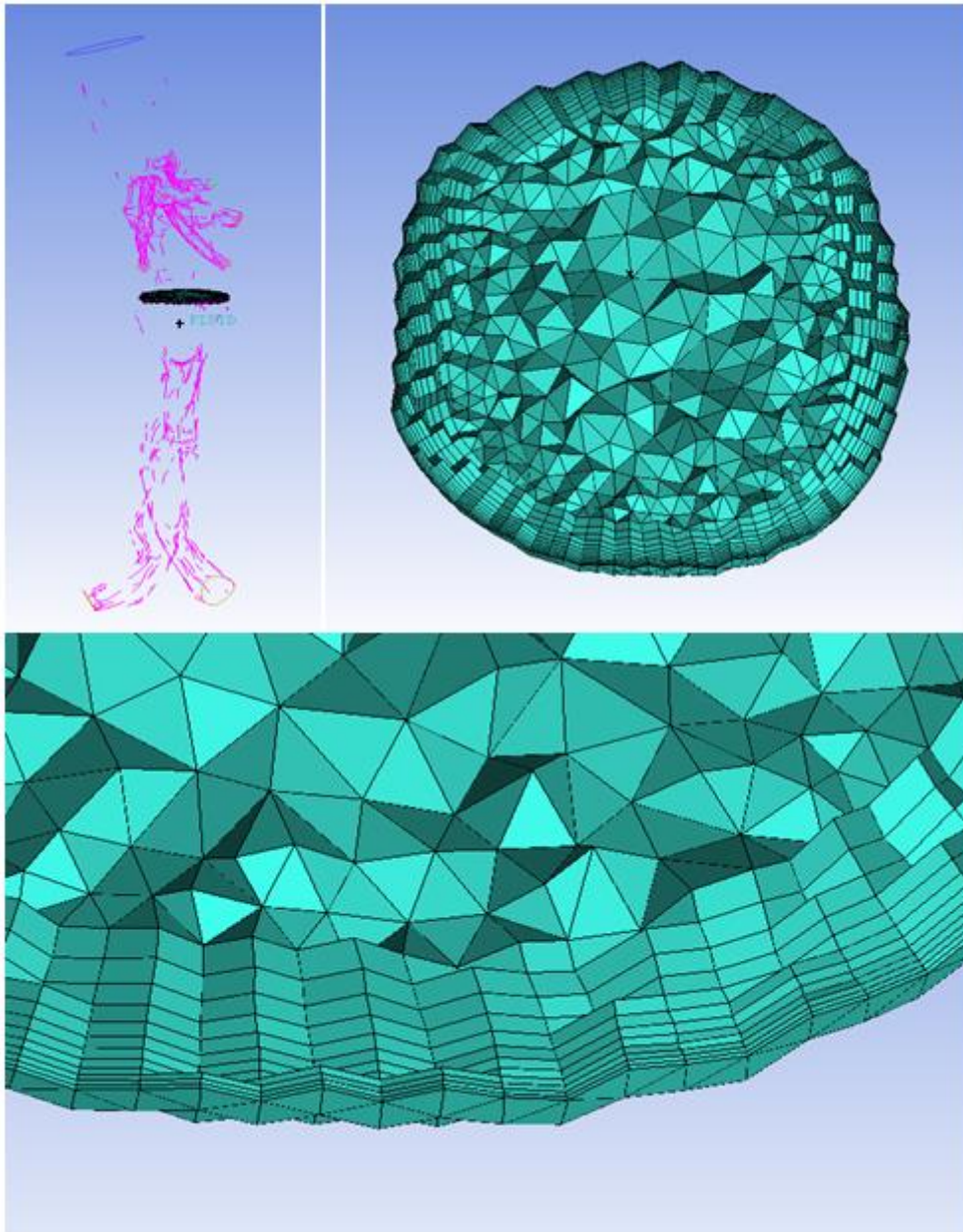
5.2.2.2 Τελικά πλέγματα

5.2.2.2.1 Περίπτωση ανευρύσματος



Εικόνα 5.11 Αριστερά: Εγκάρσια τομή του πλέγματος του ανευρύσματος του ασθενούς Β στο ύψος των νεφρικών αρτηριών. Δεξιά: μεγέθυνση του πλέγματος στη διατομή εξόδου της νεφρικής αρτηρίας

5.2.2.2.2 Περίπτωση Chimney μοσχεύματος

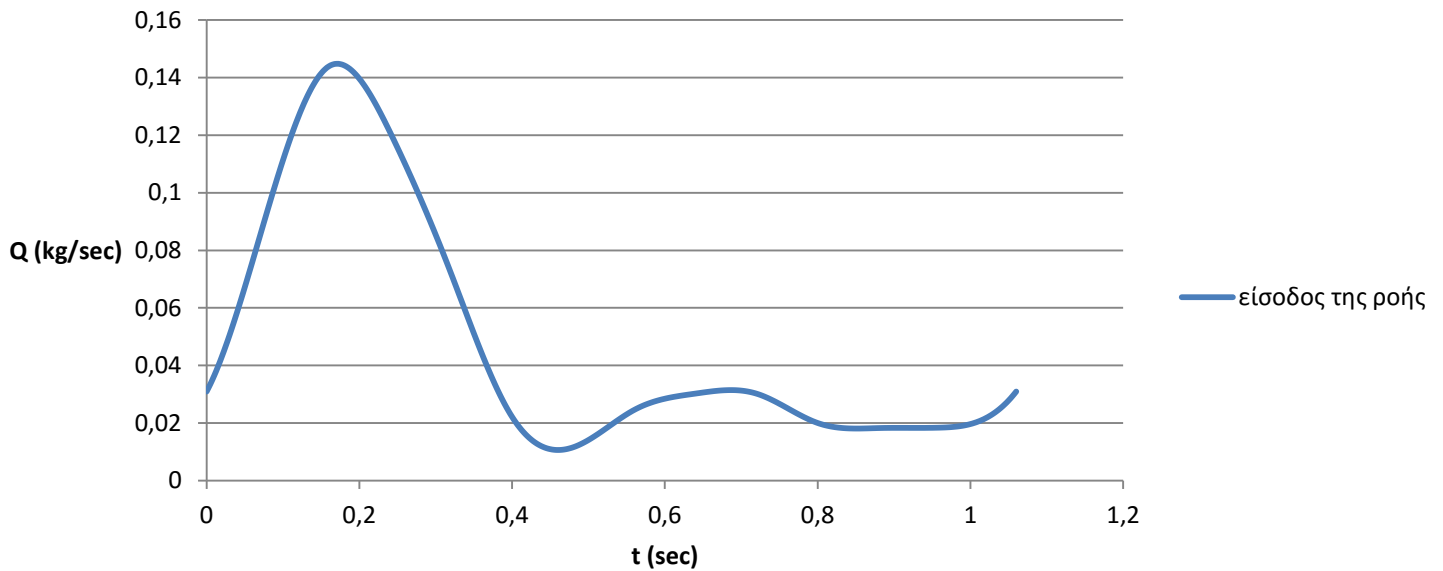


Εικόνα 5.12 Πλέγμα σε εγκάρσια διατομή του αυλού στη περίπτωση της αποκατάστασης (πάνω) και η μεγέθυνσή του (κάτω)

5.2.2.3 Οριακές συνθήκες

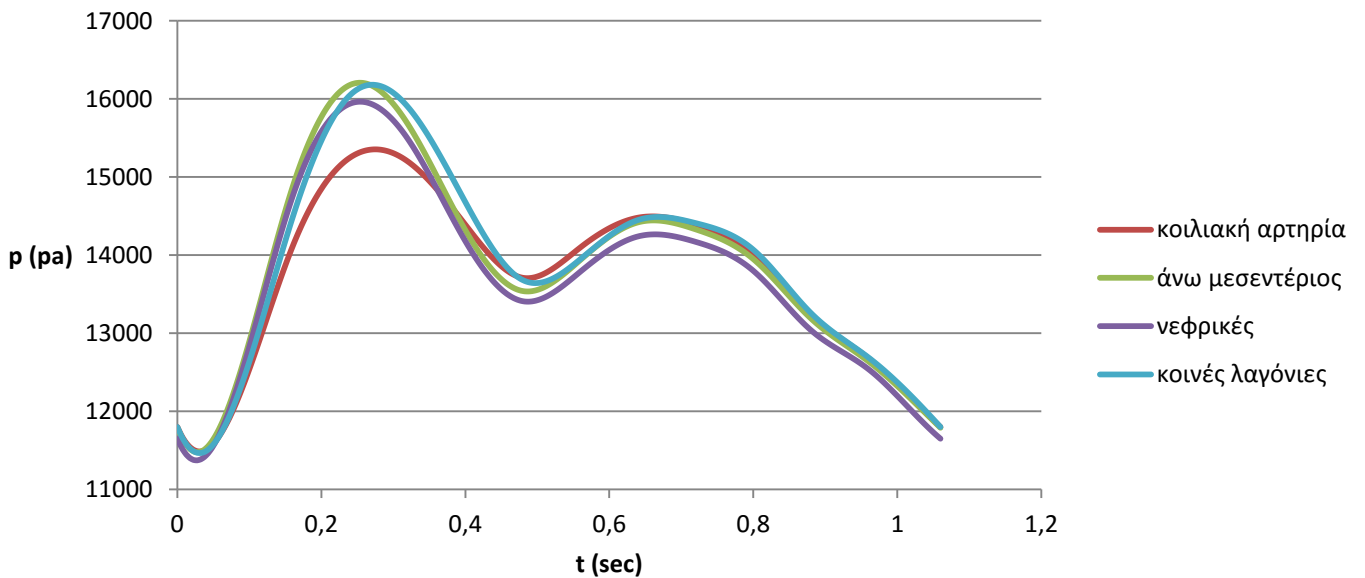
Οι οριακές συνθήκες στις διατομές εισόδου και εξόδου της ροής στη γεωμετρία, ορίστηκαν ίδιες και για τις 2 περιπτώσεις, πριν και μετά την αποκατάσταση και η διαδικασία εύρεσής τους περιγράφηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο. Αυτές είναι:

Οριακή συνθήκη εισόδου



Διάγραμμα 5.3 Οριακή συνθήκη στην είσοδο της ροής. Χρονικά μεταβαλλόμενη παροχή στα πρότυπα ενός καρδιακού παλμού

Οριακές συνθήκες εξόδου



Διάγραμμα 5.4 Οριακή συνθήκη στις εξόδους της ροής. Χρονικά μεταβαλλόμενες πιέσεις στα πρότυπα ενός καρδιακού παλμού

5.3 Στοιχεία γεωμετριών και πλέγματος

5.3.1 Περίπτωση ανευρύσματος

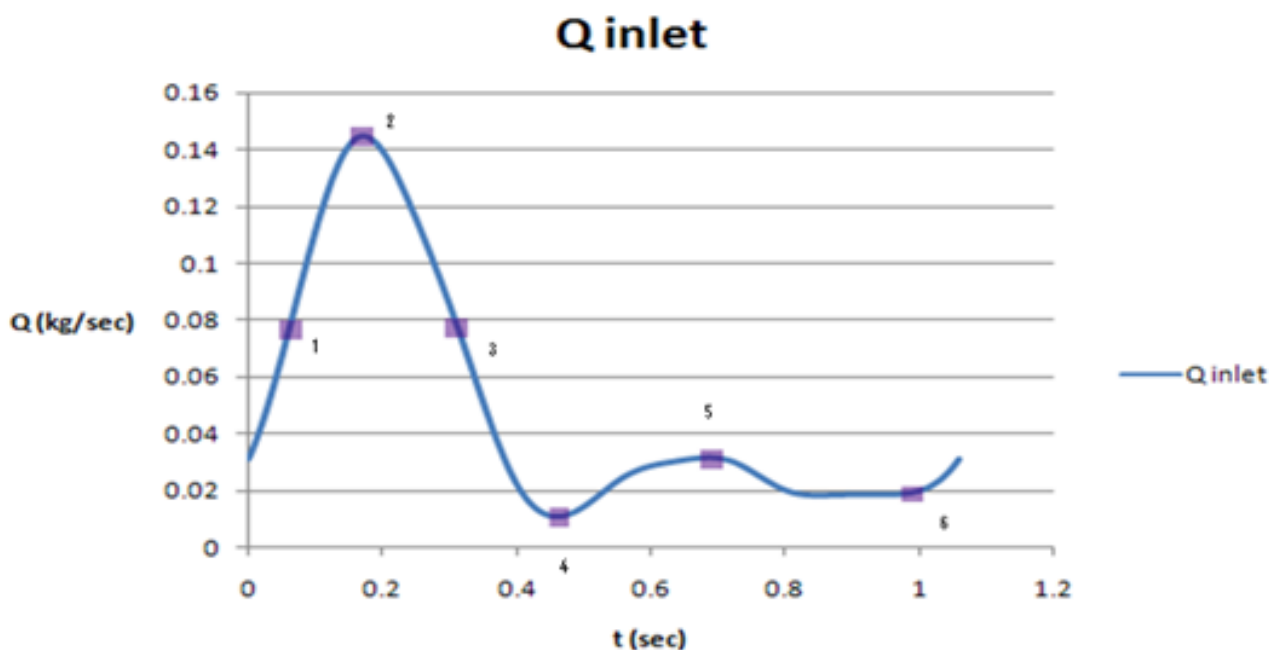
	Συνολικός αριθμός διαθέσιμων αξονικών τομογραφιών	Συνολικός αριθμός αξονικών τομογραφιών που χρησιμοποιήθηκαν στην τελική γεωμετρία	Μέγεθος pixel (mm)	Συνολικός αριθμός στοιχείων του τελικού πλέγματος	Διάρκεια επίλυσης 4 καρδιακών κύκλων (h)
Ασθενής A	1825	730	0.95	1.696.566	22.6
Ασθενής B	938	537	0.65	1.701.130	23.8

5.3.2 Περίπτωση αποκατάστασης

	Συνολικός αριθμός διαθέσιμων αξονικών τομογραφιών	Συνολικός αριθμός αξονικών τομογραφιών που χρησιμοποιήθηκαν στην τελική γεωμετρία	Μέγεθος pixel (mm)	Συνολικός αριθμός στοιχείων του τελικού πλέγματος	Διάρκεια επίλυσης 4 καρδιακών κύκλων (h)
Ασθενής A	1125	617	0.88	1.608.010	21.6
Ασθενής B	1223	575	0.68	1.509.517	20.9

6 Αποτελέσματα και σχολιασμός

Στο κεφάλαιο αυτό θα παρουσιαστούν τα αποτελέσματα που προέκυψαν από τη μοντελοποίηση της ανευρυσματικής νόσου πριν και μετά την αποκατάσταση για τις 2 περιπτώσεις ασθενών που παρουσιάστηκαν παραπάνω. Η παρουσίαση των αποτελεσμάτων θα γίνει για τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου). Τα στιγμιότυπα αυτά είναι κομβικά και μπορούν δώσουν μια καλή εικόνα για τη συμπεριφορά των αιμοδυναμικών φαινομένων μέσα σε ένα πλήρη καρδιακό παλμό. Πεδία έντονου ενδιαφέροντος αποτέλεσαν για την περίπτωση του ανευρύσματος, οι γραμμές ροής, η κατανομή της πίεσης στο τοίχωμα και οι ελάχιστες τιμές των διατμητικών τάσεων κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού παλμού. Για την περίπτωση της αποκατάστασης μελετήθηκαν οι γραμμές ροής συνολικά και ειδικά στις αποκατεστημένες αρτηρίες, αλλά και οι διατμητικές τάσεις σε αυτές. Περιοχές χαμηλών διατμητικών τάσεων και ταυτοχρόνων ανακυκλοφοριών της ροής, οι οποίες δεν εξαλείφονται ούτε κατά τη μέγιστη συστολή, είναι υποψήφιες για δημιουργία θρόμβου, ο οποίος σταδιακά εξελίσσεται, με κίνδυνο έμφραξης της εκάστοτε αρτηρίας που είναι ζωτικής σημασίας.

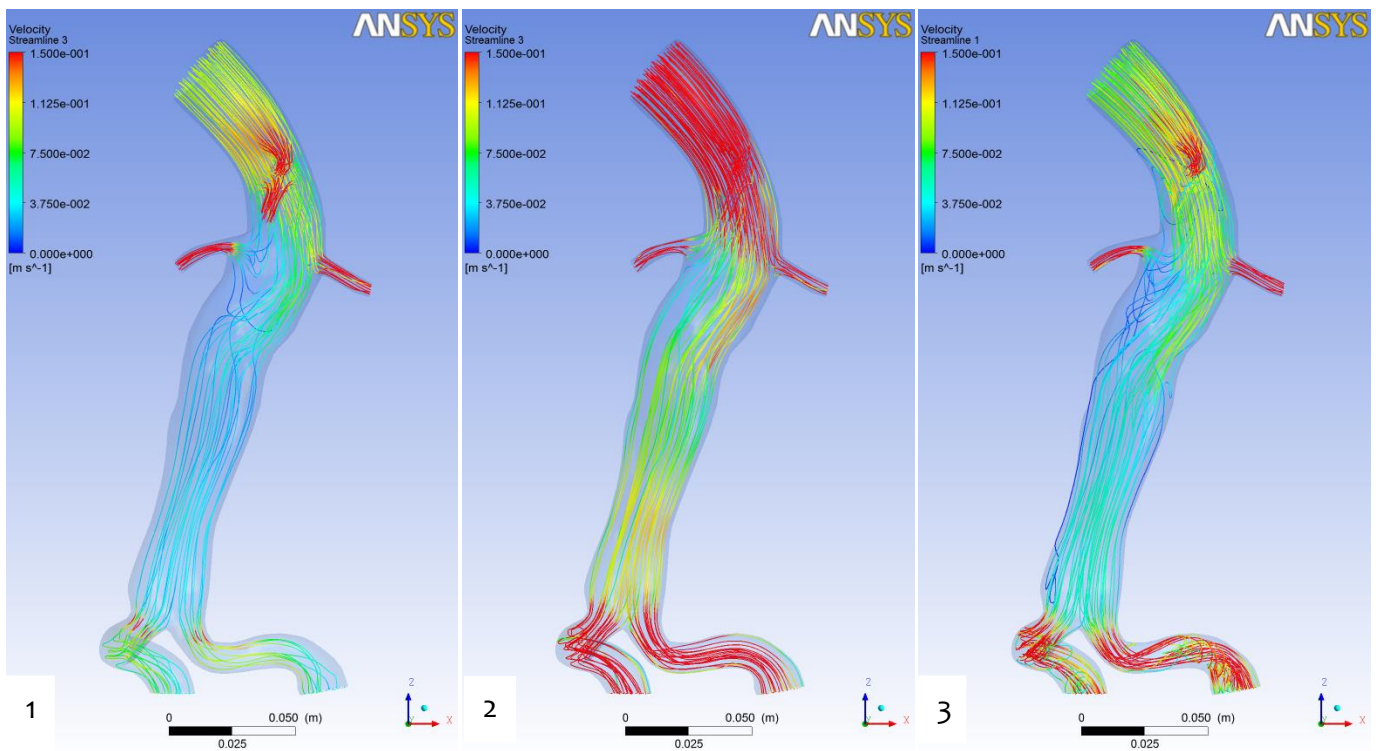


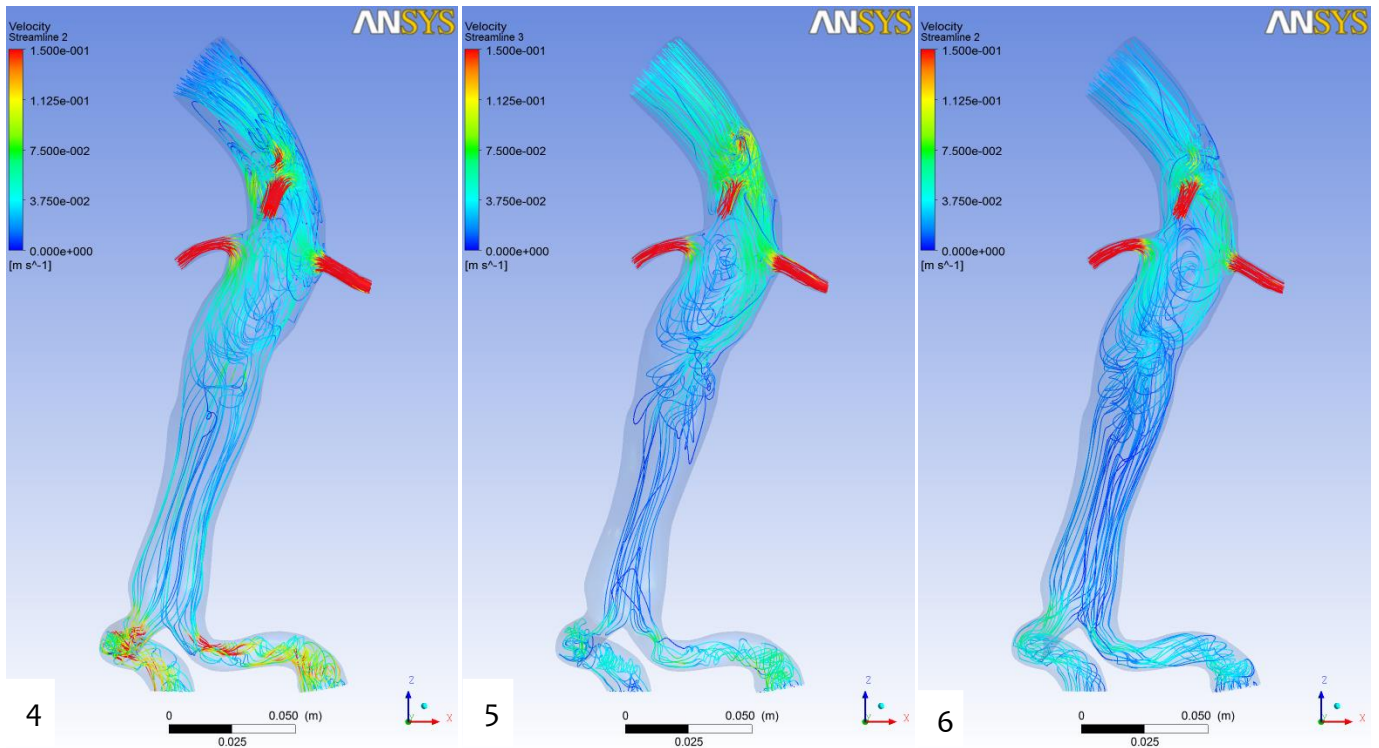
Εικόνα 6.1 Τα στιγμιότυπα για τα οποία θα γίνει παρουσίαση αποτελεσμάτων μέσα στον καρδιακό παλμό

6.1 Ασθενής A-Περίπτωση ανευρύσματος

Στην παράγραφο αυτή θα παρουσιαστούν τα αιμοδυναμικά χαρακτηριστικά της ροής στην περίπτωση του ανευρύσματος για τον ασθενή Α. Συγκεκριμένα, θα αναλυθούν οι γραμμές ροής στον αυλό του ανευρύσματος για τα στιγμιότυπα που προαναφέρθηκαν, θα παρουσιαστεί η κατανομή της πίεσης κατά μήκος του ανευρύσματος κατά τη μέγιστη συστολή της καρδιάς και τέλος παρατίθενται τα διαγράμματα παροχών και πιέσεων στην είσοδο και τις εξόδους της ροής.

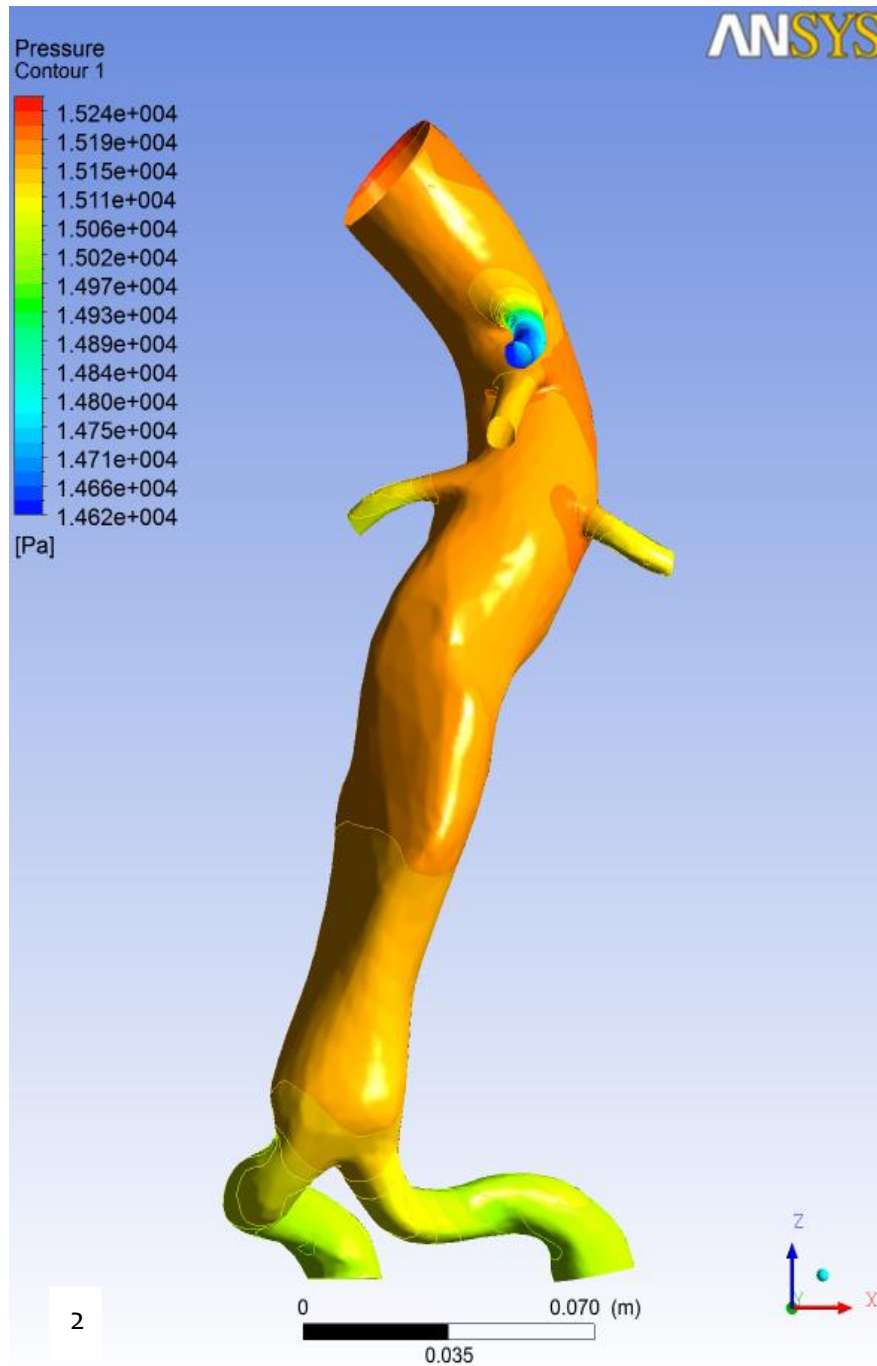
6.1.1 Γραμμές ροής στον αυλό της αγγειακής γεωμετρίας





Εικόνα 6.2 Γραμμές ροής στην ανευρυσματική αορτή τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

Παρατηρώντας τα παραπάνω στιγμιότυπα (Εικόνα 6.2), βλέπουμε την εξέλιξη των γραμμών ροής κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού παλμού. Κατά τη φάση της επιτάχυνσης της ροής παρατηρούμε έναν όγκο ανακυκλοφορίας της ροής κοντά στην είσοδο της δεξιάς νεφρικής αρτηρίας του ασθενούς, η οποία εξαλείφεται κατά τη μέγιστη συστολή της καρδιάς, με τις ταχύτητες ωστόσο στην περιοχή του ανευρύσματος να παραμένουν χαμηλές, παρά το μέγιστο της παροχής τη στιγμή αυτή. Στη συνέχεια, καθώς εξελίσσεται ο καρδιακός παλμός, η ταχύτητα εισόδου μειώνεται σταδιακά (παρεμβάλλεται και μία δεύτερη ελαφριά αυξομείωσή της κατά τη φάση της διαστολής), με τις ανακυκλοφορίες της ροής να επανεμφανίζονται μέχρι το τέλος του καρδιακού παλμού, όπου και βρίσκονται στην πιο έντονη φάση τους. Αξιοσημείωτη είναι και η ανάστροφη ροή που εμφανίζεται τις χρονικές στιγμές 4 και 6 στις λαγόνιες αρτηρίες, λόγω της διαφοράς της πίεσης στις διατομές εξόδου των λαγονίων αρτηριών, με τις διατομές εισόδου και εξόδου της υπερκοιλιακής αορτής και των σπλαχνικών αρτηριών αντίστοιχα. Η ανάστροφη αυτή ροή εκτείνεται μέχρι και πάνω από το ύψος των νεφρικών αρτηριών, παρέχοντας παροχή σε αυτές. Κάτι ανάλογο συναντάται και στην κοιλιακή αρτηρία τις χρονικές στιγμές 0.42-0.81sec. Η διάρκεια της ανάστροφης ροής φαίνεται πιο ξεκάθαρα στο διάγραμμα παροχών εξόδου (Διάγραμμα 6.1)

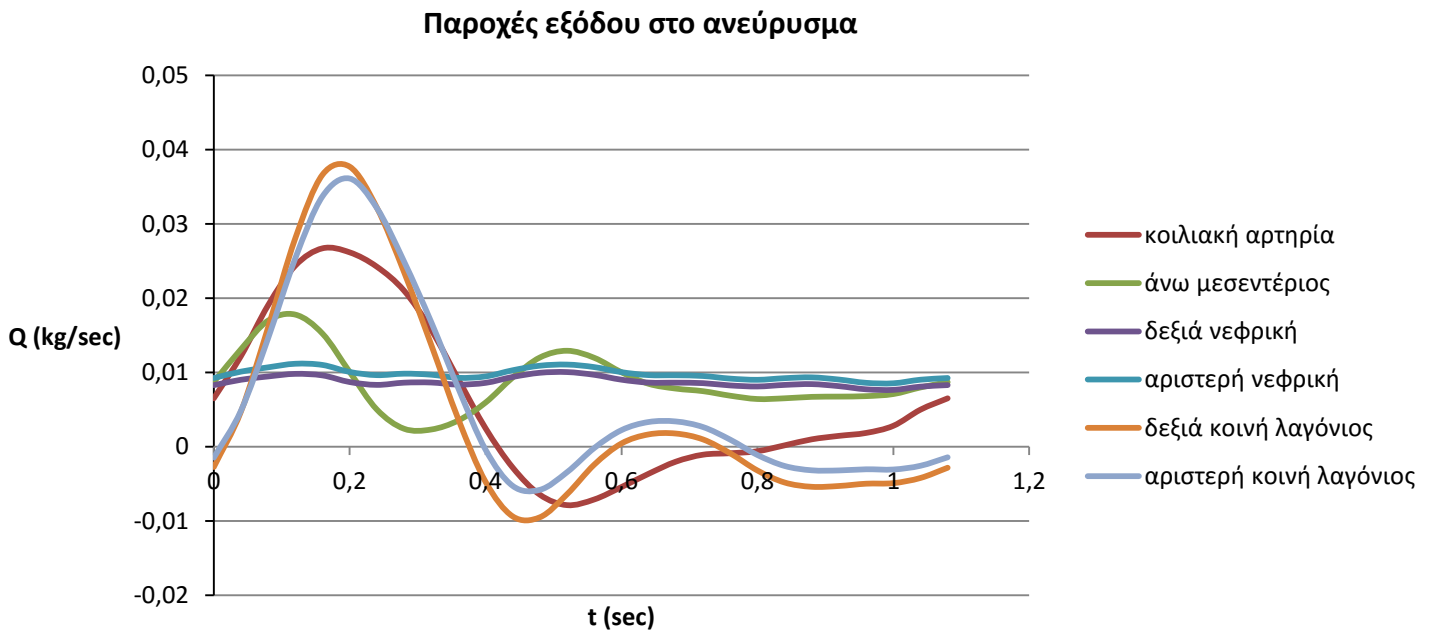


Εικόνα 6.3 Κατανομή πίεσης στην αγγειακή γεωμετρία τη χρονική στιγμή $t_2=0.17 \text{ sec}$ (φάση μέγιστης παροχής)

Στην παραπάνω εικόνα, βλέπουμε την κατανομή της πίεσης κατά μήκος της ανευρυσματικής αορτής κατά τη χρονική στιγμή 2, η οποία εμφανίζεται γενικά μειούμενη από την είσοδο προς τις εξόδους, με μία εξαίρεση στην περιοχή κοντά στην είσοδο της αριστερής νεφρικής αρτηρίας του ασθενούς.

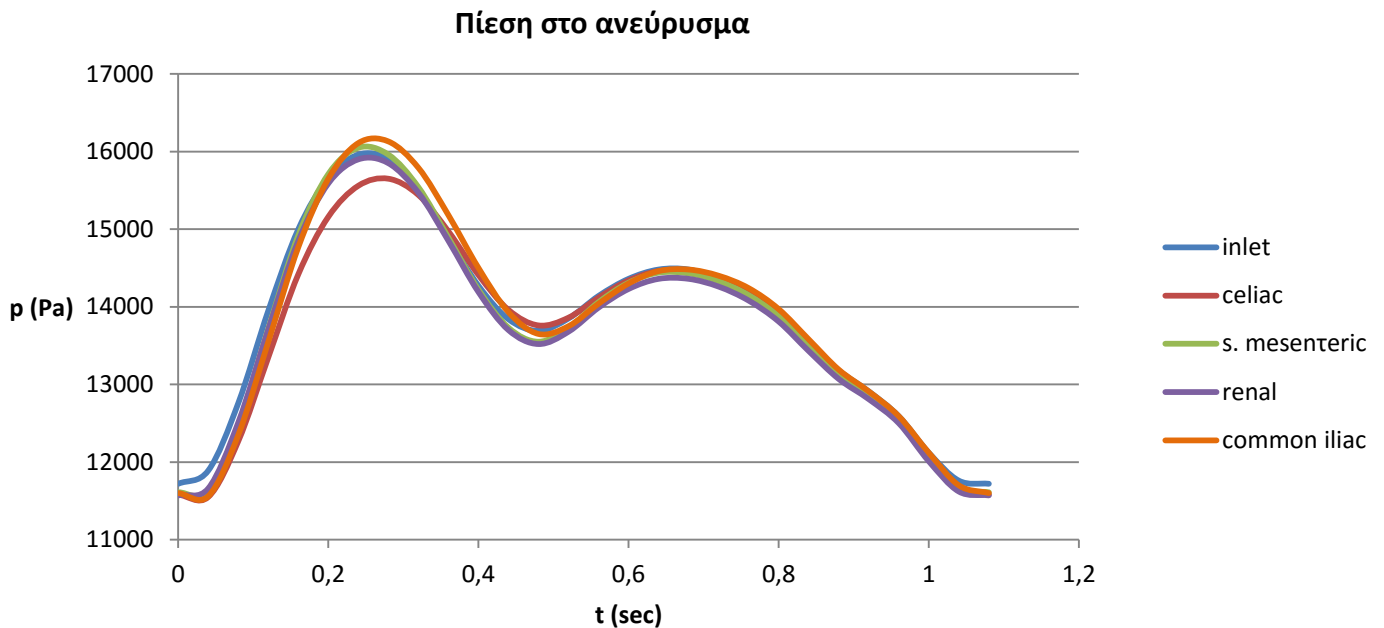
6.1.2 Χρονικές καμπύλες παροχών πιέσεων στις διατομές εισόδου-εξόδου

Στη συνέχεια, παρουσιάζονται οι χρονικές καμπύλες των παροχών στις εξόδους της γεωμετρίας κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου. Εντοπίζεται η διαφορά στην αιμάτωση μεταξύ των 2 νεφρικών αρτηριών και μεταξύ των 2 λαγονίων, στις διατομές εξόδου των οποίων, ορίστηκε η ίδια χρονικά μεταβαλλόμενη πίεση, στα πρότυπα της φυσιολογικής αορτής. Συγκεκριμένα, παρατηρείται η ελαττωμένη αιμάτωση της δεξιάς νεφρικής αρτηρίας, στην είσοδο της οποίας η ταχύτητα εισόδου γενικά παραμένει χαμηλότερη σε σχέση με αυτή της αριστερής καθ' όλη τη διάρκεια του καρδιακού παλμού, κάτι που οφείλεται στην καμπυλότητα που παρουσιάζει η συγκεκριμένη ανατομία της αορτής στην περιοχή. Αντίστοιχη διαφορά εντοπίζεται και στην αιμάτωση των λαγονίων αρτηριών, κάτι που οφείλεται στην ασύμμετρη και διαφορετική ανατομία των αρτηριών αυτών.



Διάγραμμα 6.1 Χρονικές καμπύλες παροχών στις διατομές εξόδου της ροής της αγγειακής γεωμετρίας στην ανευρυσματική περίπτωση του ασθενούς Α

Ακολουθεί το διάγραμμα πιέσεων στην είσοδο και τις εξόδους της ροής, όπου διακρίνεται η ελάχιστη διαφορά μεταξύ τους, αλλά και σε σχέση με την πίεση εισόδου. Η μεγαλύτερη διακύμανσή τους εντοπίζεται λίγο μετά τη φάση της μέγιστης παροχής ($t= 0.28 \text{ sec}$).

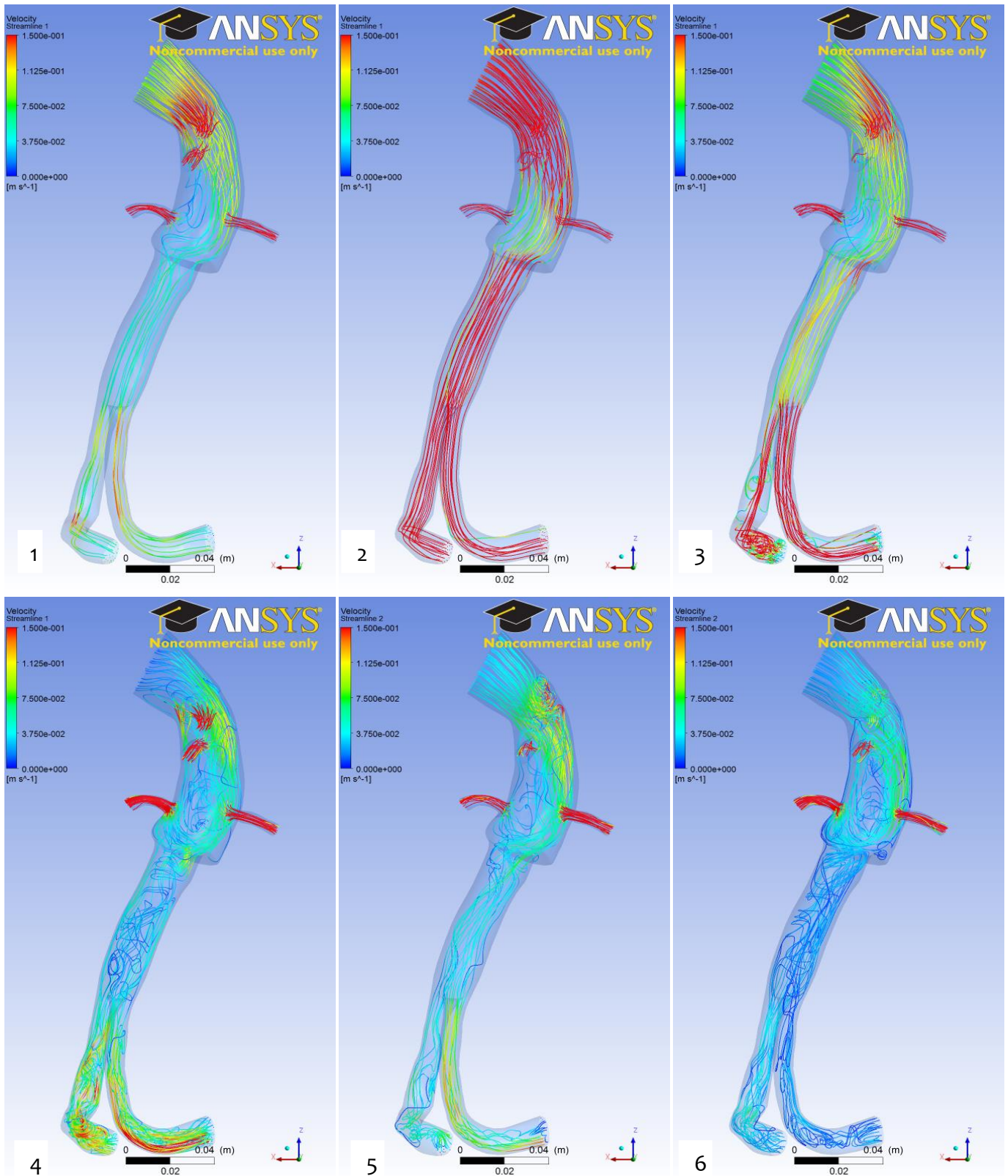


Διάγραμμα 6.2 Χρονικές καμπύλες πιέσεων στις διατομές εισόδου και εξόδου της αγγειακής γεωμετρίας στην ανευρυσματική περίπτωση του ασθενούς Α

6.2 Ασθενής Α-Περίπτωση αποκατάστασης Fenestrated

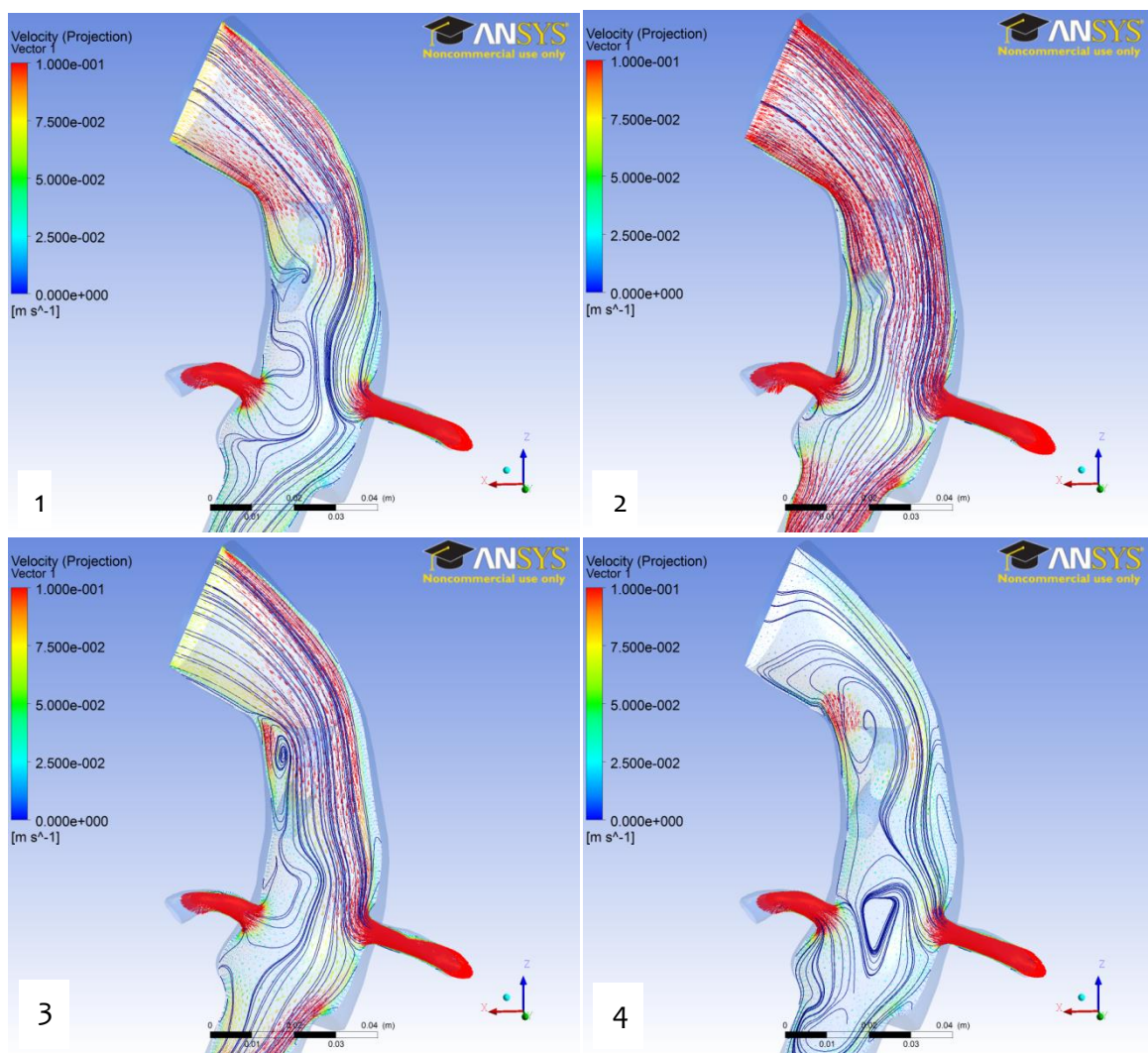
Στην παράγραφο αυτή, θα γίνει η ανάλυση των αιμοδυναμικών φαινομένων που λαμβάνουν χώρα στην περίπτωση της αποκατάστασης με fenestrated ενδομοσχεύματα. Συγκεκριμένα θα παρουσιασθούν οι γραμμές ροής στο νέο αυλό της αιματικής ροής και συγκεκριμένα στα ροϊκά φαινόμενα που λαμβάνουν χώρα στις διακλαδιζόμενες αρτηρίες με ενδομοσχεύματα (fenestrated). Θα γίνει μελέτη των διατμητικών τάσεων των σπλαχνικών αρτηριών συνολικά, αλλά και συγκεκριμένα, στις νεφρικές αρτηρίες που φέρουν τα μοσχεύματα αυτά, με παράλληλη μελέτη των ανακυκλοφοριών που συμβαίνουν ταυτόχρονα στις περιοχές που εντοπίστηκαν οι χαμηλές τάσεις. Αυτό επιτυγχάνεται εξετάζοντας σε εγκάρσια και διαμήκη επίπεδα των αρτηριών το ροϊκό πεδίο.

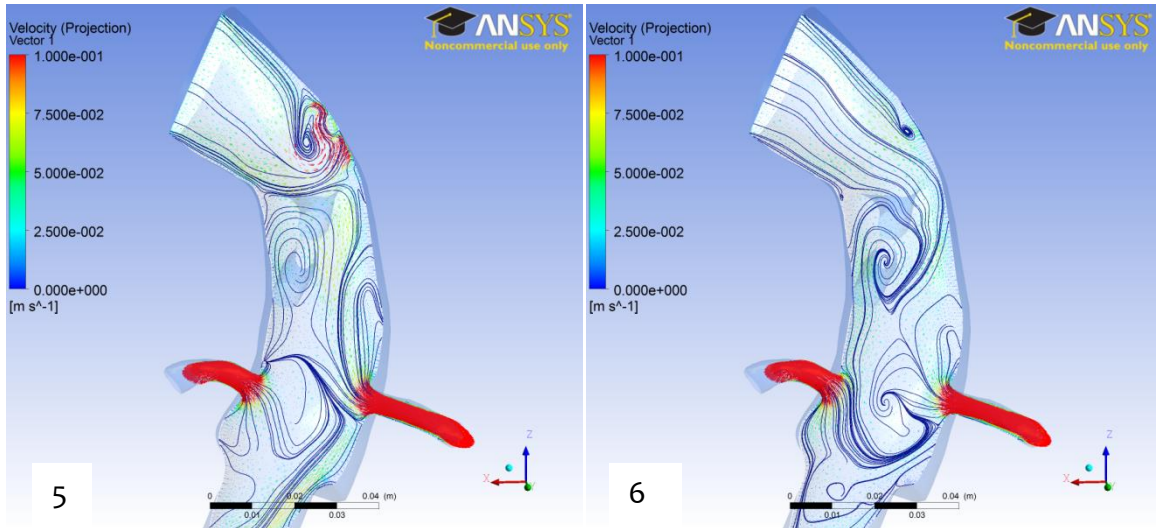
6.2.1 Γραμμές ροής στον αυλό της αγγειακής γεωμετρίας



Εικόνα 6.4 Γραμμές ροής στην αποκατεστημένη αορτή με τεχνική fenestrated, του ασθενούς A, τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

Λαμβάνοντας υπόψη ότι οι χρωματικές αποκλίσεις στις ροϊκές γραμμές απεικονίζουν τη διακύμανση του μέτρου της ταχύτητας, παρατηρείται ότι για παράδειγμα στη συστολική φάση οι ταχύτητες είναι ελαττωμένες στην περίπτωση πριν την αποκατάσταση του ανευρύσματος, ενώ μετά από αυτήν αυξάνονται, ώστε να επιτυγχάνεται καλύτερη ροή του αίματος και συνεπώς καλύτερη αιμάτωση του αυλού υπονεφρικά. Επιπλέον, περιορίζεται και η ανάστροφη ροή που παρουσιάζονταν προηγουμένως στις λαγόνιες αρτηρίες, κάτι που γίνεται καλύτερα αντιληπτό στο διάγραμμα παροχών εξόδου της ροής που ακολουθεί παρακάτω (Διάγραμμα 6.4). Συγκεκριμένα, φαίνεται ότι στην αριστερή κοινή λαγόνια αρτηρία έχει εξαλειφθεί πλήρως, ενώ στη δεξιά έχει περιοριστεί αρκετά.

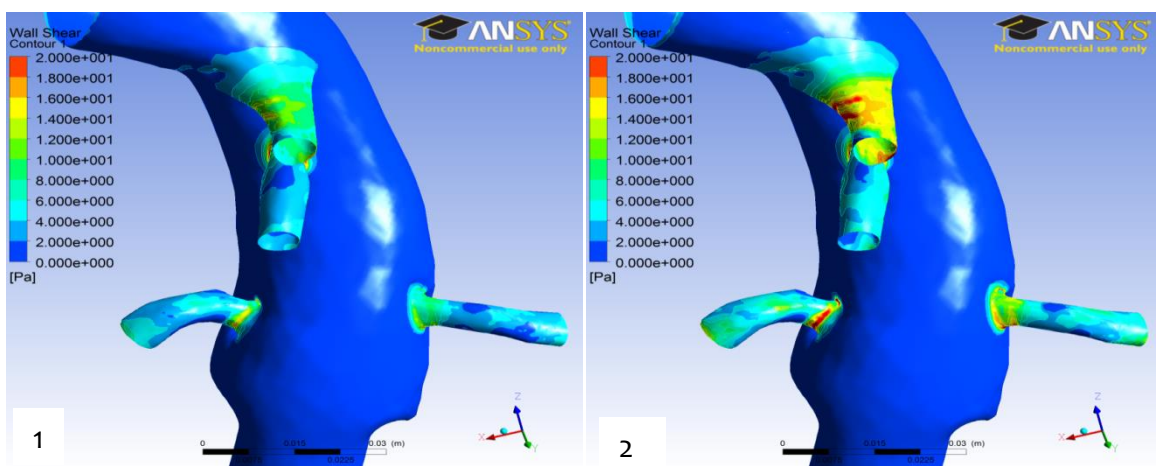


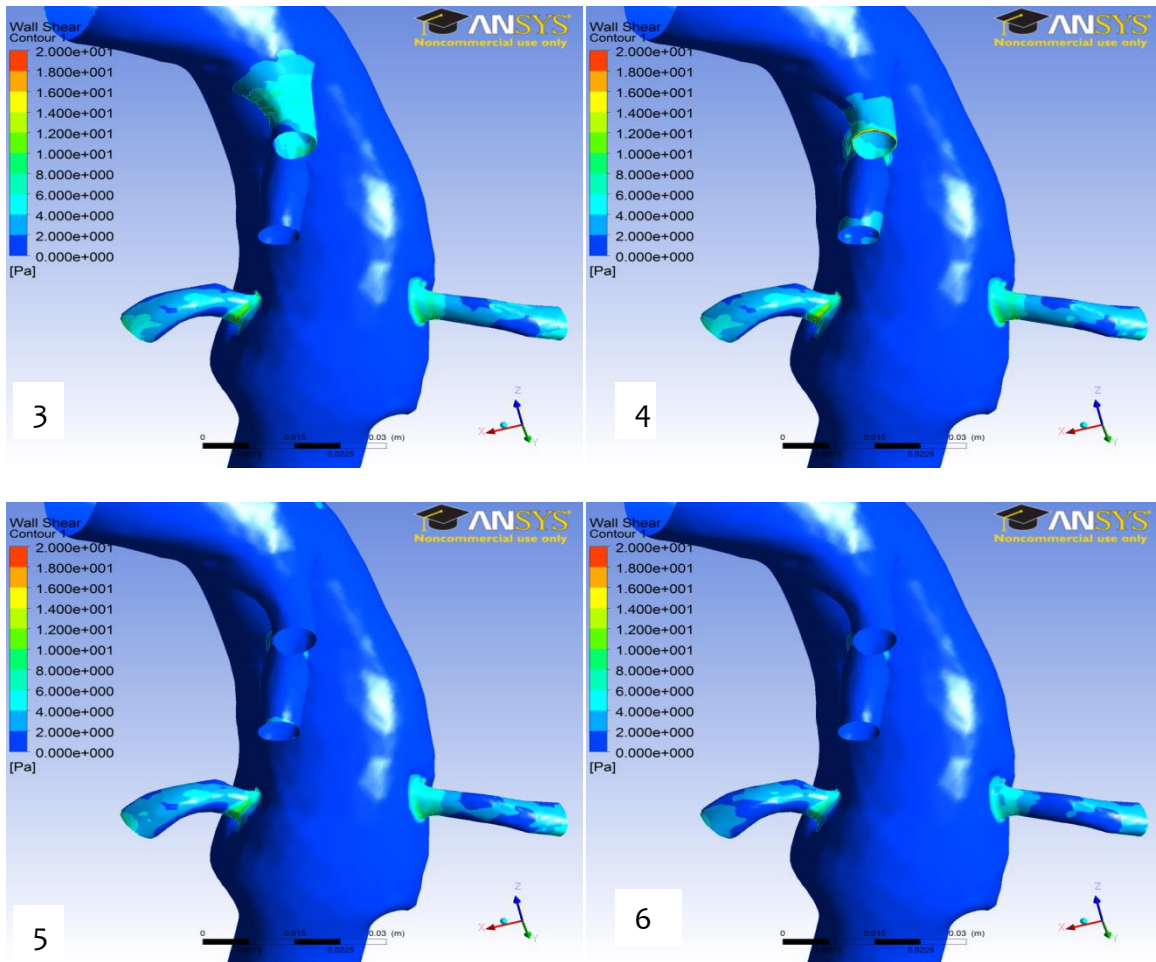


Εικόνα 6.5 Γραμμές ροής σε στεφανιαία τομή της αορτής στην αποκατεστημένη αορτή με τεχνική fenestrated, του ασθενούς A, τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

Στην Εικόνα 6.5 η κατανομή της πίεσης εξόδου (οριακή συνθήκη) και στις δύο νεφρικές αρτηρίες είναι η ίδια. Παρόλο που το μέτρο της ταχύτητας παρουσιάζεται να είναι χαμηλό στην περιοχή γύρω από την είσοδο της δεξιάς νεφρικής αρτηρίας, η παροχή ωστόσο εμφανίζεται μεγαλύτερη σ' αυτή (Πίνακας 6.1), εξαιτίας του αυξημένου εμβαδού της εγκάρσιας διατομής της σχετικά με την αριστερή νεφρική.

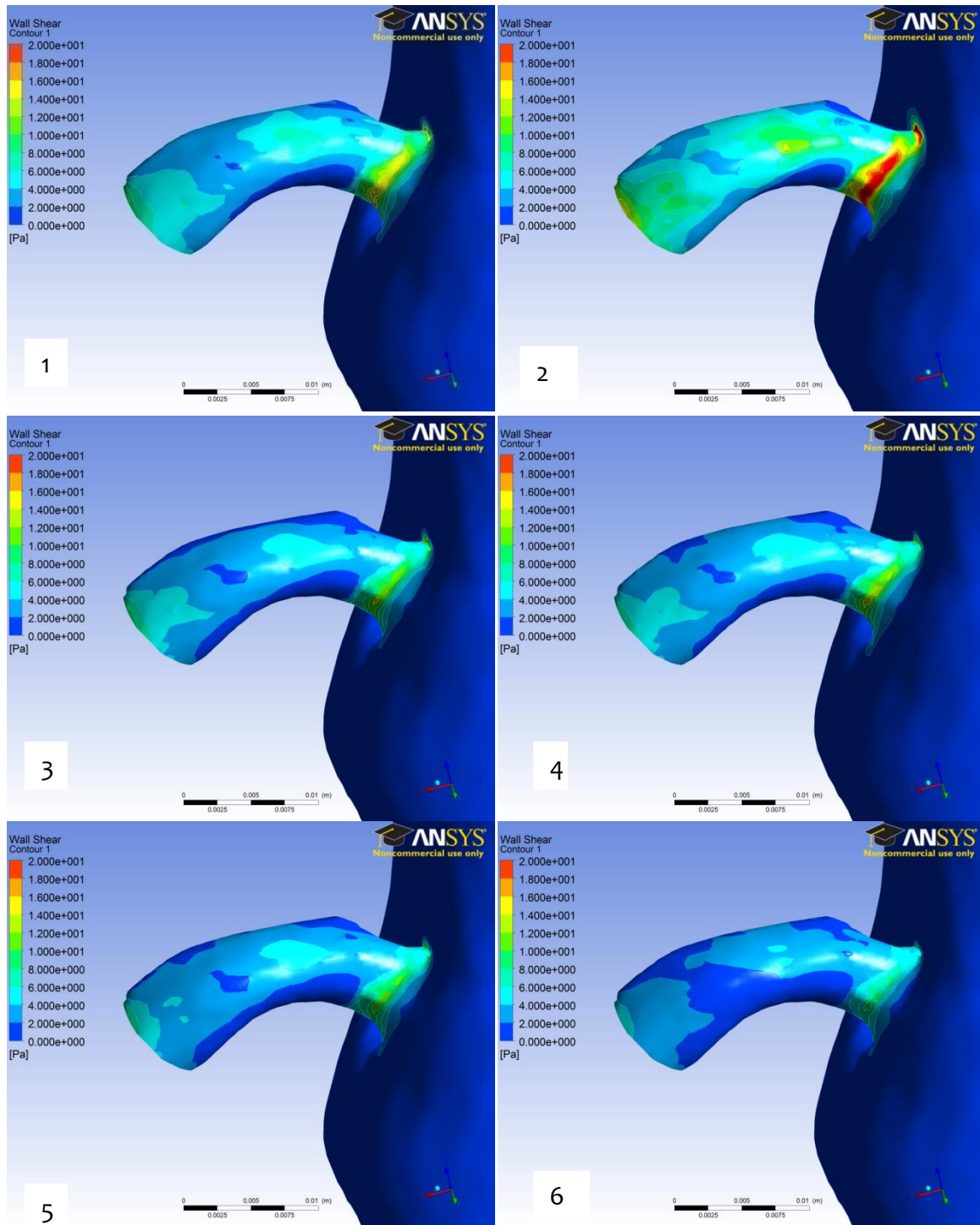
6.2.2 Διατμητικές τάσεις στις αρτηρίες με fenestrated ενδομοσχεύματα



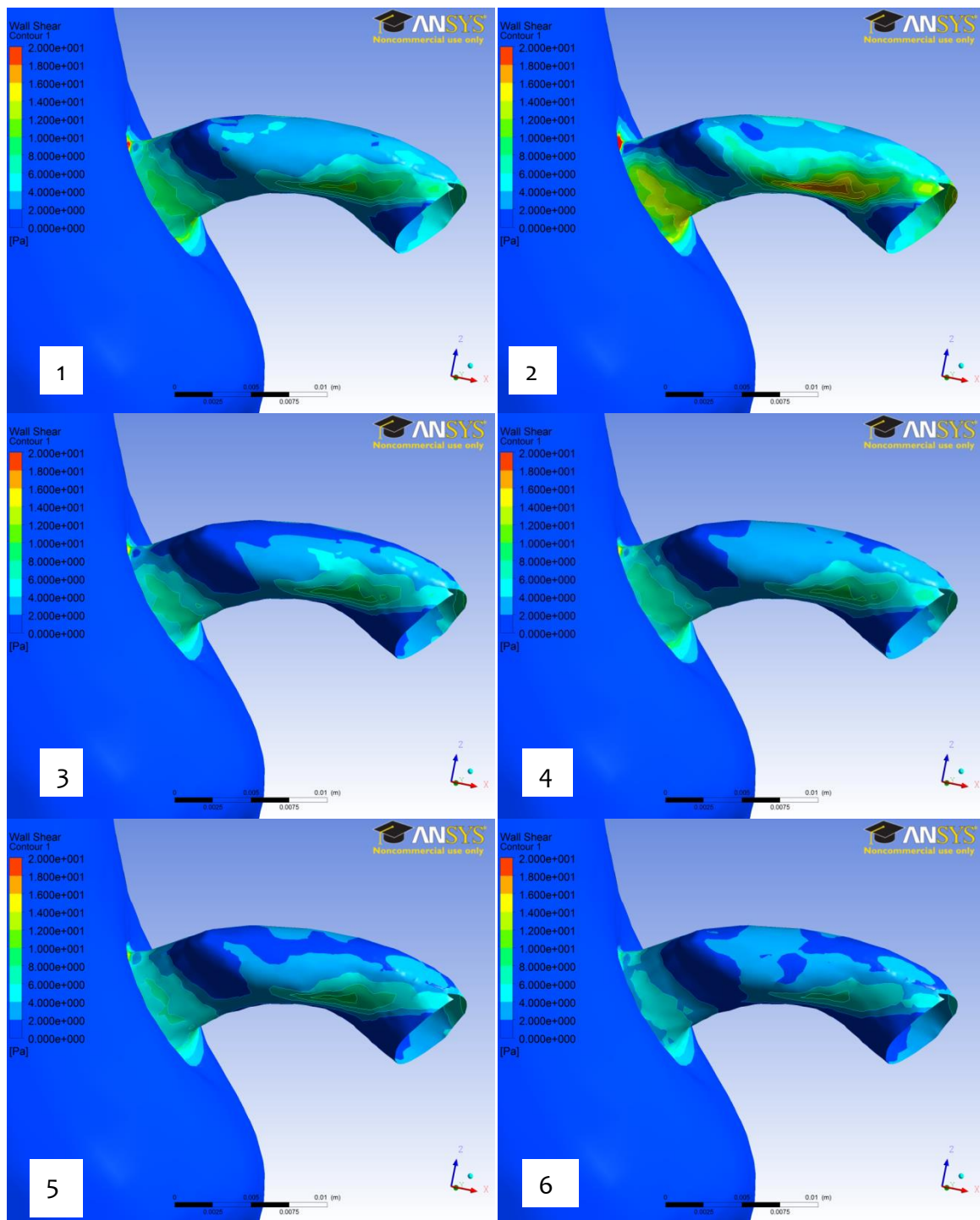


Εικόνα 6.6 Κατανομή διατμητικών τάσεων στις σπλαχνικές αρτηρίες τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

Ακολουθεί μια εκτενής παρουσίαση των διατμητικών τάσεων στις αρτηρίες με fenestrated ενδομοσχεύματα (νεφρικές αρτηρίες) και πως αυτές κατανομούνται στο τοίχωμα, πλέον του μοσχεύματος, κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού παλμού. Η διατομή της κάθε νεφρικής αρτηρίας δεν είναι σταθερή και επιπλέον διαθέτει μια ελαφριά καμπυλότητα (κυρίως η δεξιά νεφρική αρτηρία), έτσι οι διατμητικές τάσεις φαίνεται να παρουσιάζουν διακύμανση κατά μήκος των αρτηριών.

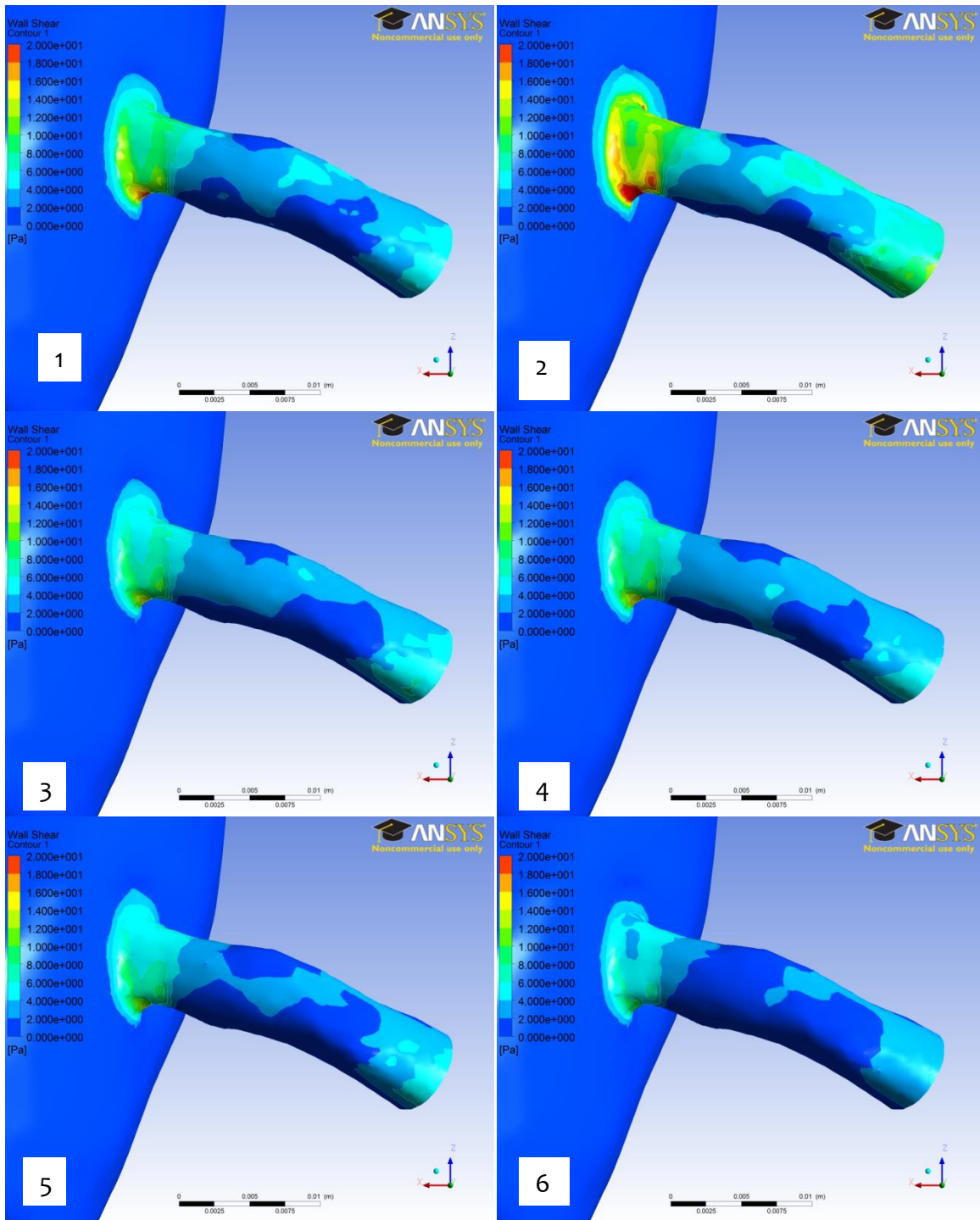


Εικόνα 6.7 Κατανομή διατμητικών τάσεων στην δεξιά νεφρική αρτηρία (εμπρόσθια όψη) τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

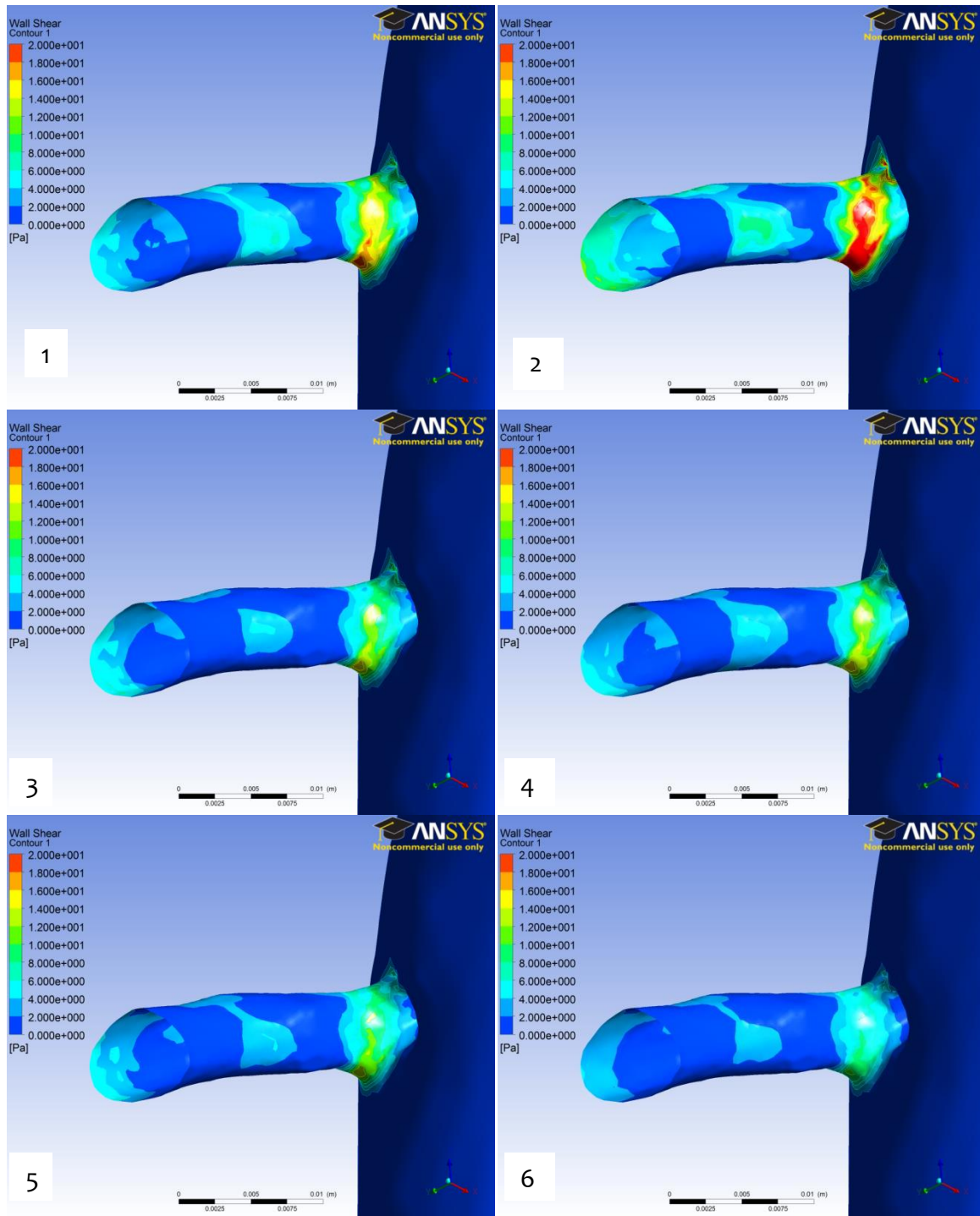


Εικόνα 6.8 Κατανομή διατμητικών τάσεων στην δεξιά νεφρική αρτηρία (οπίσθια όψη) τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

Παρατηρούμε ότι ακόμη και στη συστολική φάση $t_2=0,17s$, τόσο στο κάτω μέρος της νεφρικής αρτηρίας (Εικόνα 6.7-2) όσο και στο οπίσθιο μέρος της μετά τη διακλάδωση (Εικόνα 6.8-2) οι διατμητικές τάσεις παραμένουν χαμηλές. Παρόμοια εικόνα εμφανίζεται και στην αριστερή νεφρική αρτηρία (Εικ6.9-2 και Εικ. 6.10-2)



Εικόνα 6.9 Κατανομή διατμητικών τάσεων στην αριστερή νεφρική αρτηρία (εμπρόσθια όψη) τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

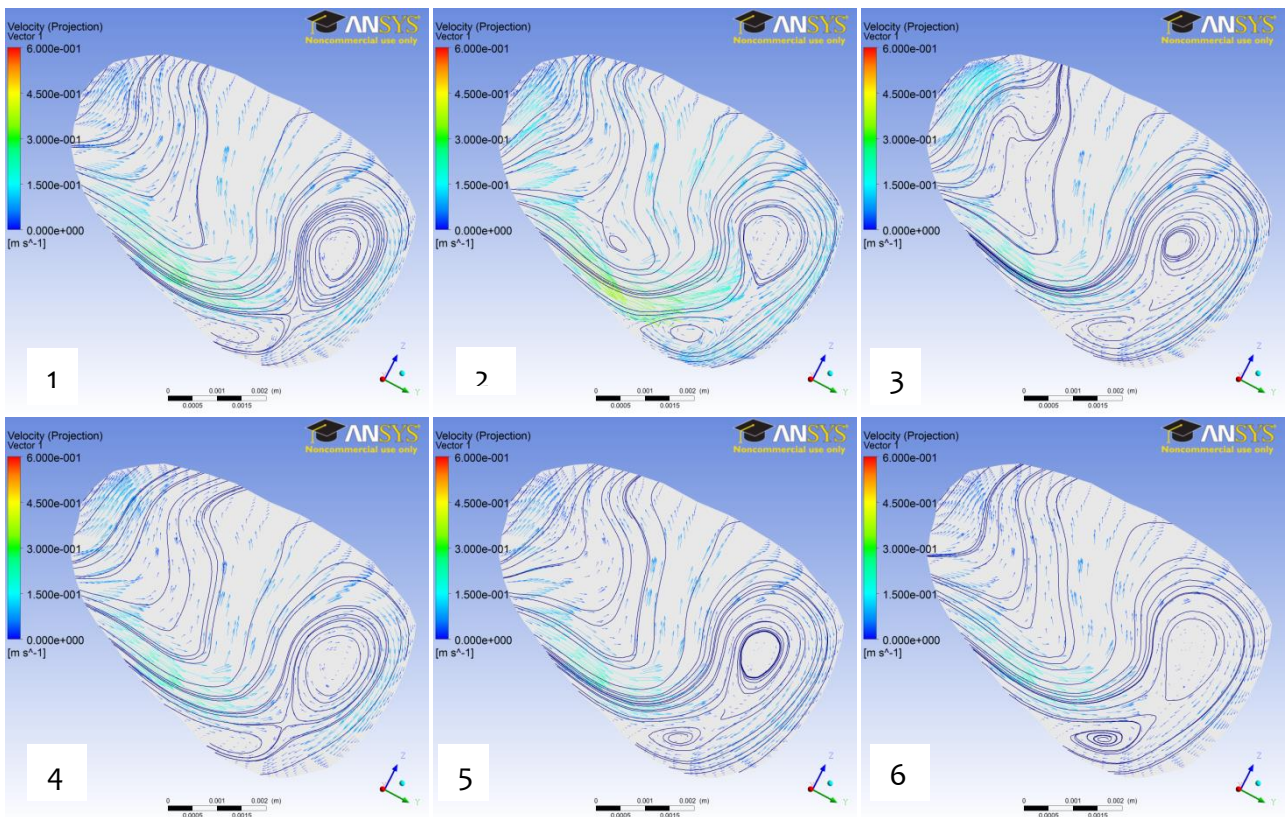


Εικόνα 6.10 Κατανομή διατμητικών τάσεων στην αριστερή νεφρική αρτηρία (οπίσθια όψη) τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

Μετά την εξέταση των παραπάνω εικόνων (6.7 έως 6.10). καταλήγουμε σε ένα πρώτο συμπέρασμα, σχετικά με τις θέσεις στις οποίες αναπτύσσονται χαμηλές διατμητικές τάσεις.

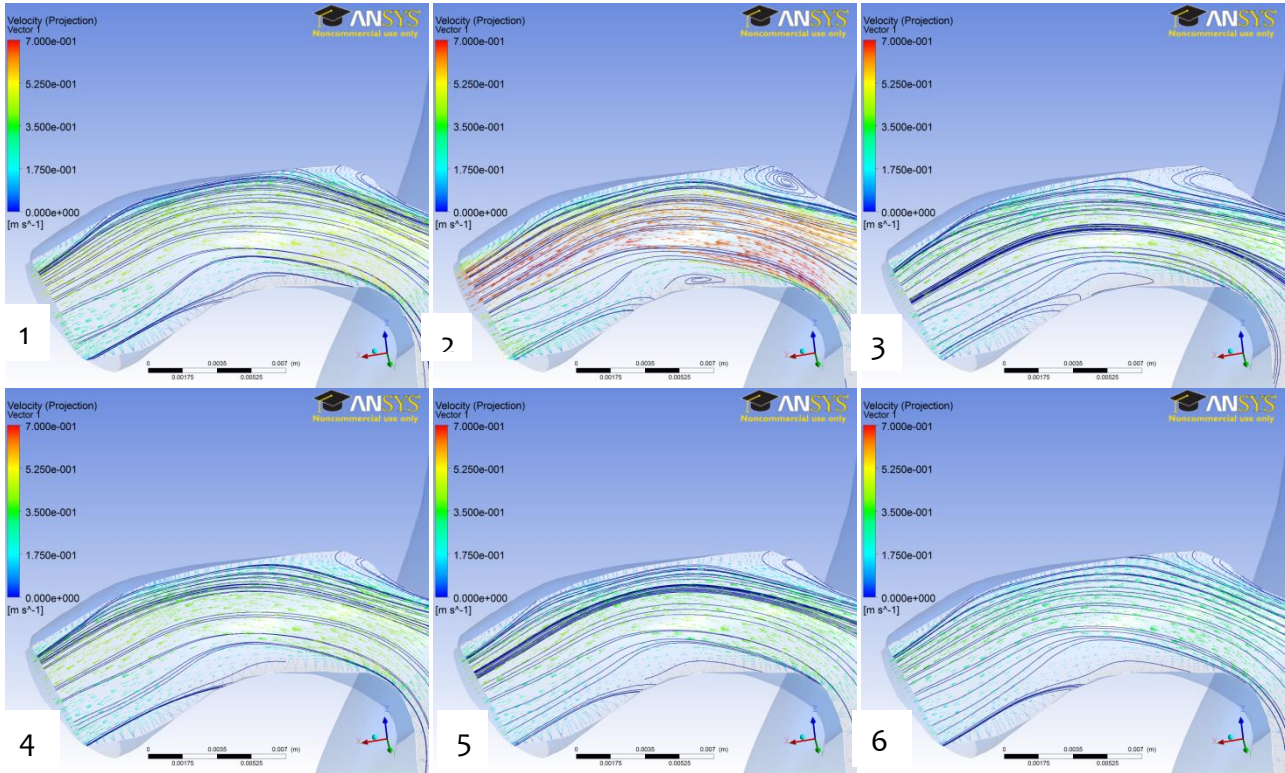
Ακολουθεί μια ανάλυση των γραμμών ροής και των εφαπτομενικών διανυσμάτων της ταχύτητας στη δεξιά νεφρική αρτηρία, η οποία είναι και αυτή που παρουσιάζει τη μεγαλύτερη ιδιομορφία από ανατομικής πλευράς, ώστε να διαπιστωθεί αν τα ανωτέρω σημεία είναι και σημεία ανακυκλοφοριών. Επιλέχθηκαν επίπεδα (εγκάρσια και διαμήκη) με κριτήριο να εμφανίζονται σε αυτά χαμηλές διατμητικές τάσεις, που παραμένουν ακόμη και κατά τη φάση της μέγιστης συστολής της καρδιάς.

6.2.3 Γραμμές ροής και εφαπτομενικά διανύσματα ταχυτήτων σε εγκάρσια και διαμήκη επίπεδα των αποκατεστημένων με μοσχεύματα αρτηριών



Εικόνα 6.11 Ανάλυση γραμμών ροής και εφαπτομενικών διανυσμάτων ταχύτητας στη δεξιά νεφρική αρτηρία του ασθενούς σε εγκάρσιο επίπεδο περί το μέσο της δεξιάς νεφρικής αρτηρίας τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

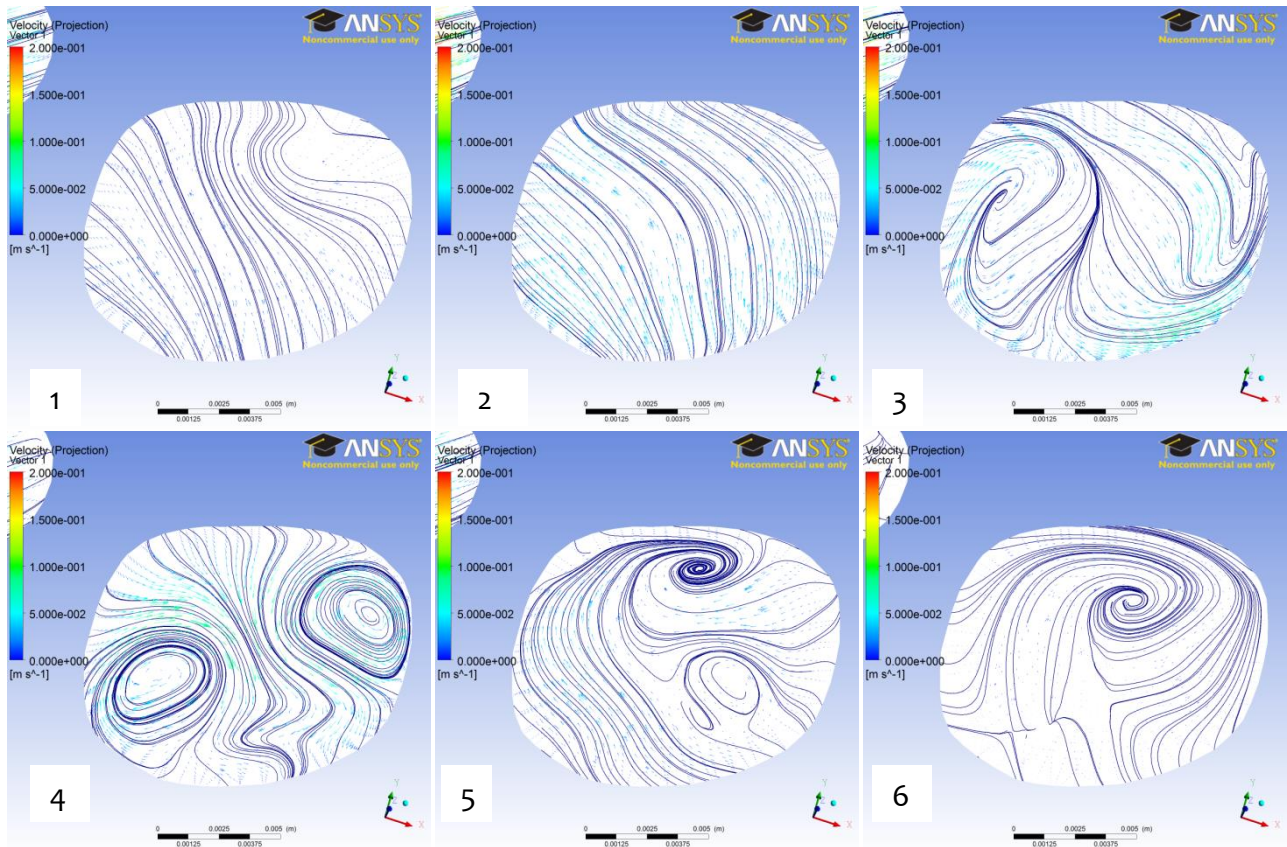
Στην Εικόνα 6.11 απεικονίζονται τα εφαπτομενικά διανύσματα των ταχυτήτων με τις αντίστοιχες γραμμές ροής τους σε επίπεδο εγκάρσιο περί το μέσο της δεξιάς νεφρικής αρτηρίας. Παρατηρείται σε όλες τις φάσεις του καρδιακού κύκλου η ανάπτυξη δινών ανακυκλοφορίας.



Εικόνα 6.12 Ανάλυση γραμμών ροής και εφαπτομενικών διανυσμάτων ταχύτητας στη δεξιά νεφρική αρτηρία του ασθενούς σε διάμεκες επίπεδο περί της αξονικής γραμμής της δεξιάς νεφρικής αρτηρίας τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

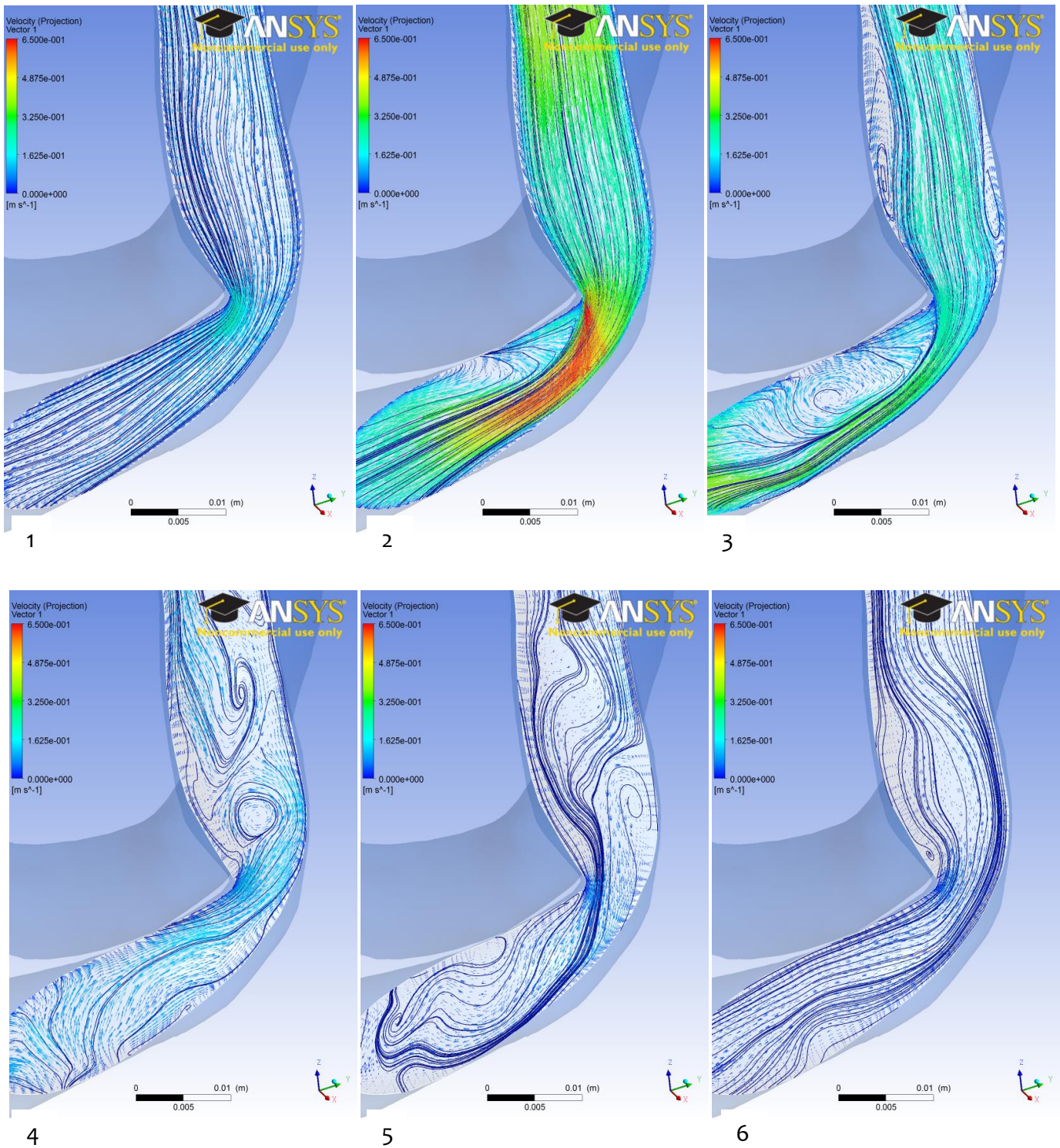
Στην εικόνα 6.12 απεικονίζονται τα εφαπτομενικά διανύσματα των ταχυτήτων με τις αντίστοιχες γραμμές ροής τους σε επίπεδο διάμεκες, περί της αξονικής γραμμής της δεξιάς νεφρικής αρτηρίας. Παρατηρείται στη συστολική φάση του καρδιακού κύκλου η ανάπτυξη δινών ανακυκλοφορίας που σχηματίζονται.

Η ανωτέρω εικόνα του ροϊκού πεδίου μεταξύ των δύο σχεδόν κάθετα μεταξύ τους επιπέδων εμφανίζεται και σε άλλα γειτονικά τους παράλληλα επίπεδα με αποτέλεσμα την περιπλοκότητα των τροχιών των σωματιδίων (ελικοειδής στο χώρο μορφή με μεταβαλλόμενη καμπυλότητα). Η εικόνα αυτή του ροϊκού πεδίου (Εικόνες 6.11-6.12) σε συνδυασμό με την εμφάνιση χαμηλών διατμητικών τάσεων στις ίδιες περιοχές (Εικόνες 6.7-6.8) αποτελεί την πιθανή αιτία σχηματισμού θρόμβων του αίματος σε αυτές τις περιοχές.



Εικόνα 6.13 Γραμμές ροής-εφαπτομενικά διανύσματα ταχυτήτων στην δεξιά κοινή λαγόνια αρτηρία σε εγκάρσιο επίπεδο μετά τον αορτικό διχασμό και λίγο πριν την έντονη καμπύλωση της δεξιάς κοινής λαγόνιας αρτηρίας τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

Στην παραπάνω εικόνα (6.13), φαίνονται οι γραμμές ροής και τα αντίστοιχα εφαπτομενικά διανύσματα ταχυτήτων σε αυτές, σε ένα επίπεδο μετά τον αορτικό διχασμό και λίγο πριν την έντονη καμπύλωση της δεξιάς κοινής λαγόνιας αρτηρίας. Λόγω της έντονης καμπυλότητας της λαγονίου αρτηρίας, όπου συνεπάγεται αλλαγή κατεύθυνσης της ροής, αναπτύσσονται σχεδόν συμμετρικές δίνες (Dean vortices) (Εικ. 6.13-4)

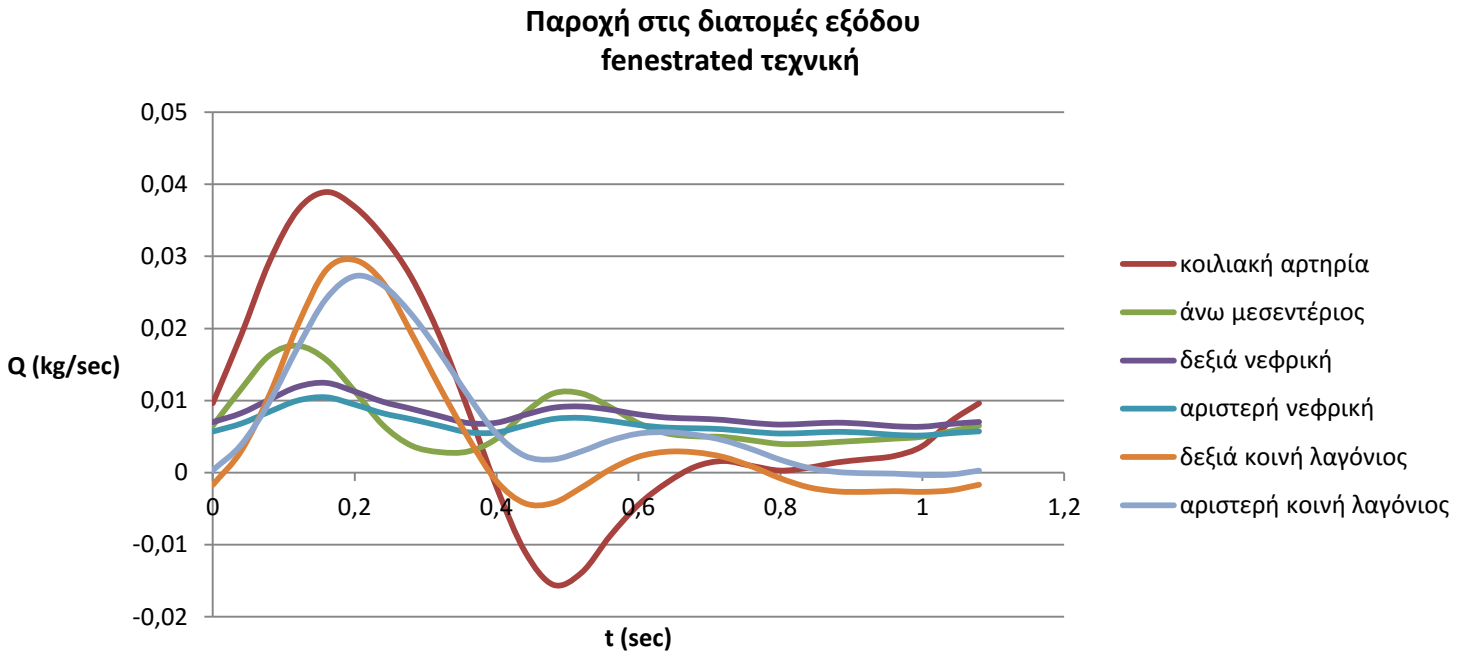


Εικόνα 6.14 Γραμμές ροής-εφαπτομενικά διανύσματα ταχυτήτων στην δεξιά κοινή λαγόνια αρτηρία σε διάμηκες επίπεδο κατά μήκος της δεξιάς κοινής λαγόνιας αρτηρίας τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

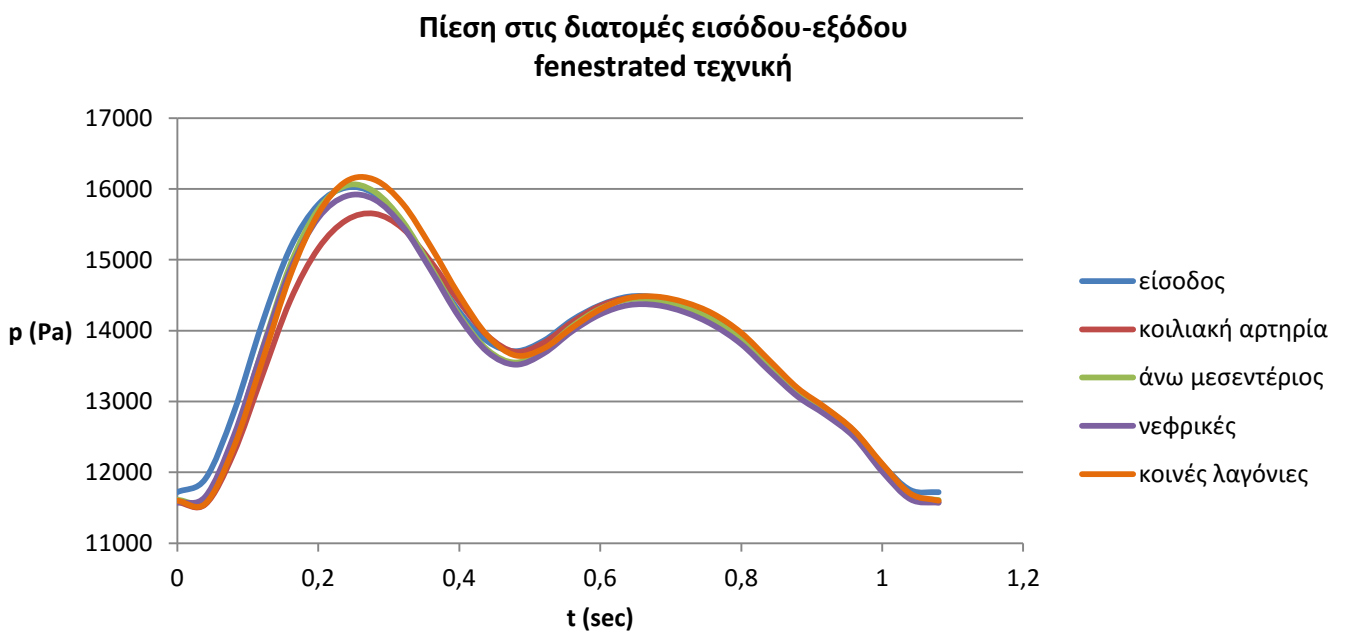
Κατά τη συστολική φάση (Εικ. 6.14-2) στο σημείο της έντονης καμπύλωσης της λαγονίου, τόσο στο εσωτερικό μέρος με την έντονη καμπυλότητα, όσο και στο εξωτερικό με την ελαφρώς μεγαλύτερη καμπυλότητα, το αίμα κινείται προς περιοχές αυξανόμενης πίεσης. Σ' αυτές τις

περιοχές η κινητική ενέργεια των στοιχείων του αίματος μειώνεται σε τέτοιες τιμές, ώστε γίνεται αποκόλληση της ροής.

6.2.4 Χρονικές καμπύλες παροχών πιέσεων στις διατομές εισόδου-εξόδου



Διάγραμμα 6.3 Χρονικές καμπύλες παροχών στις διατομές εξόδου της αγγειακής γεωμετρίας (fenestrated τεχνική)



Διάγραμμα 6.4 Χρονικές καμπύλες πιέσεων στις διατομές εισόδου-εξόδου της αγγειακής γεωμετρίας (fenestrated τεχνική)

	Κοιλιακή Αρτηρία	Άνω μεσεντέριος αρτηρία	Δεξιά νεφρική αρτηρία	Αριστερή νεφρική αρτηρία	Δεξιά λαγόνια αρτηρία	Αριστερή λαγόνια αρτηρία
Μέση παροχή εξόδου της ροής πριν την αποκατάσταση (kg/sec)	0.0060	0.0088	0.0087	0.0098	0.0046	0.0061
Ποσοστωση (%) παροχής εξόδου της ροής σε σχέση με την είσοδο (100%) πριν την αποκατάσταση	13.67	19.87	19.82	22.15	10.51	13.98
Μέση παροχή εξόδου της ροής πριν την αποκατάσταση (kg/sec)	0.0084	0.0075	0.0083	0.0069	0.0050	0.0074
Ποσοστωση (%) παροχής εξόδου της ροής σε σχέση με την είσοδο (100%) μετά την αποκατάσταση	19.40	17.23	19.11	15.82	11.51	16.93

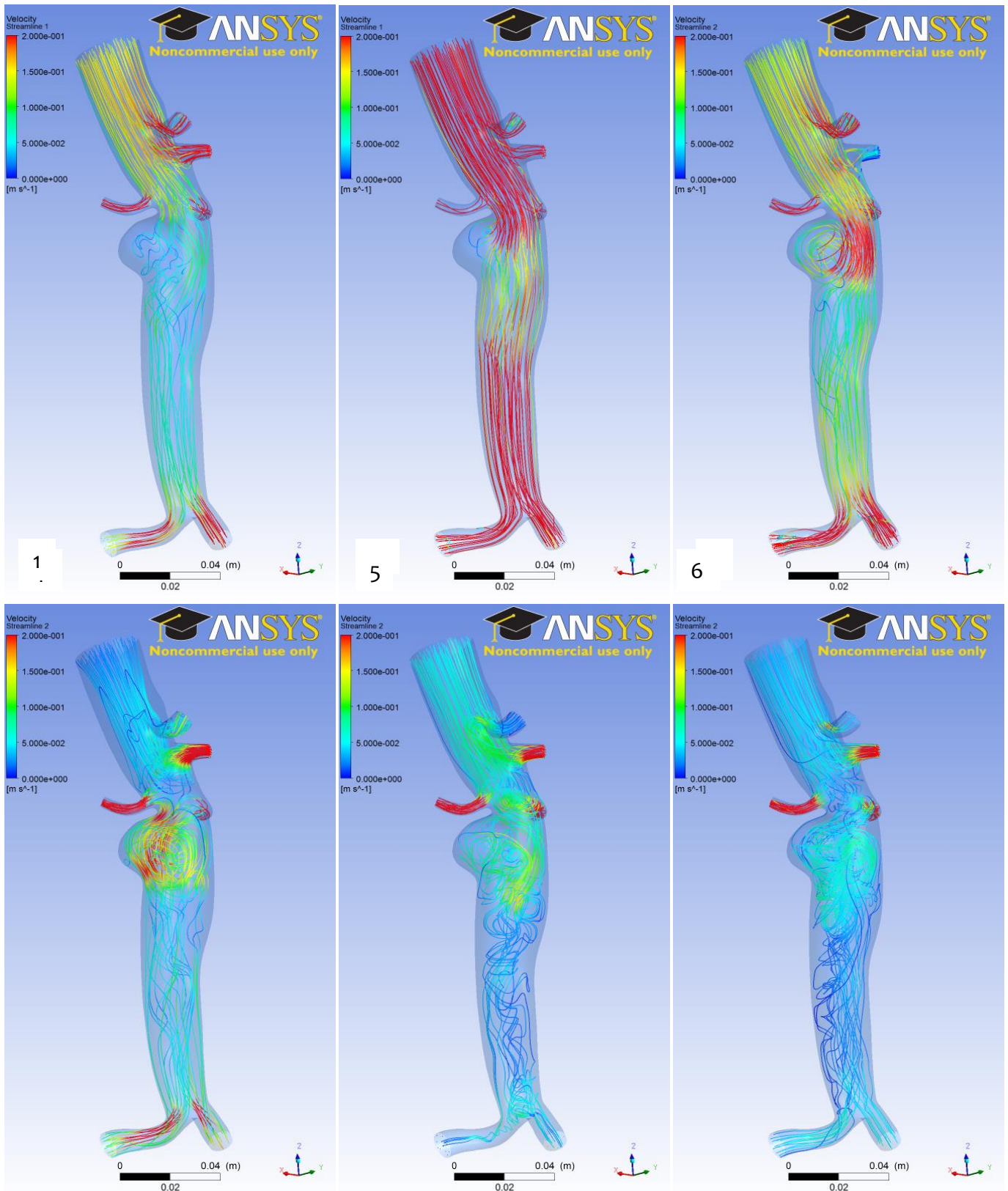
Πίνακας 6.1 Μέσες παροχές διατομές εξόδου της ροής και ποσοστώσεις τους επί τοις 100 (%) σε σχέση με την παροχή εισόδου (0.044 kg/sec) για τον ασθενή Α, πριν και μετά την αποκατάσταση

Παρατηρώντας το διάγραμμα παροχών 6.4, αλλά και τον παραπάνω πίνακα, μπορούμε πλέον να έχουμε πλήρη εποπτεία, της εξέλιξης των παροχών, πριν και μετά τη αποκατάσταση με τεχνική fenestrated. Συγκεκριμένα, παρατηρώντας από τον πίνακα 6.4 τις μέσες παροχές προς τις αρτηρίες πριν και μετά την αποκατάσταση, η αιμάτωση της αριστερής νεφρικής και της άνω μεσεντερίου ελαττώνεται έντονα μετά την αποκατάσταση και η αντίστοιχη της δεξιάς νεφρικής ελαττώνεται ελαφρώς. Αντίθετα αυξάνεται έντονα η παροχή προς την κοιλιακή αρτηρία και επίσης υπάρχει μια μικρή αύξηση της ροής προς τις λαγόνιες μετά την αποκατάσταση. Παρατηρείται δηλαδή, μείωση της παροχής στα διακλαδιζόμενα αγγεία άνωθεν του αορτικού διχασμού μόνο στα αγγεία που έχει τοποθετηθεί μόσχευμα (νεφρικές αρτηρίες) ή το μόσχευμα επηρεάζει τον αυλό εισόδου της διακλαδιζόμενης αρτηρίας (ελαφρώς έμφραξη εισόδου από το μόσχευμα λόγω ελλιπούς ευθυγράμμισης ημικυκλικής θυρίδας (scalloper) με είσοδο της άνω μεσεντερίου αρτηρίας). Δηλαδή, η παροχή μειώνεται εμφανώς πριν τον αορτικό διχασμό μόνο στα αγγεία όπου έχει τοποθετηθεί μόσχευμα, ωστόσο δεν συνεχίζεται αυτή η μείωση και προς τις λαγόνιες που φέρουν μόσχευμα. Πιθανώς αυτό να οφείλεται από την μια στο ότι η μείωση του αυλού των λαγονίων να μην είναι τόσο έντονη όσο των νεφρικών και της άνω μεσεντερίου και από την άλλη η κοινή παροχή εισόδου πριν και μετά την αποκατάσταση να πρέπει κάπου να διοχετευθεί για την ισχύ της αρχής διατήρησης της μάζας και φαίνεται να προτιμά τις λαγόνιες να το κάνει παρόλο που φέρουν επίσης μόσχευμα.

6.3 Ασθενής Β-Περίπτωση ανευρύσματος

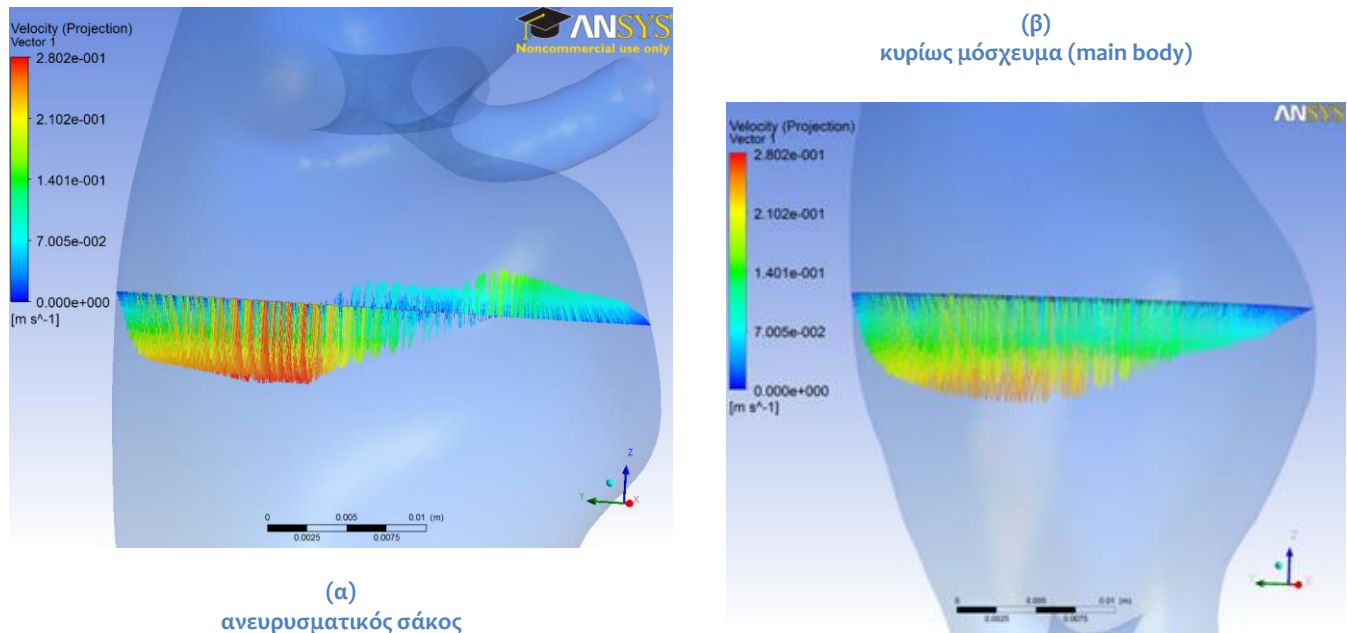
Στην παράγραφο αυτή θα παρουσιαστούν τα αιμοδυναμικά χαρακτηριστικά της ροής στην περίπτωση του ανευρύσματος για τον ασθενή Β. Συγκεκριμένα, θα αναλυθούν οι γραμμές ροής στον αυλό του ανευρύσματος για τα στιγμιότυπα που προαναφέρθηκαν, θα παρουσιαστεί η κατανομή της πίεσης κατά μήκος του ανευρύσματος κατά τη μέγιστη συστολή της καρδιάς και τέλος θα παρατεθούν τα διαγράμματα παροχών και πιέσεων στην είσοδο και τις εξόδους της ροής.

6.3.1 Γραμμές ροής στον αυλό της ανευρυσματικής αγγειακής γεωμετρίας



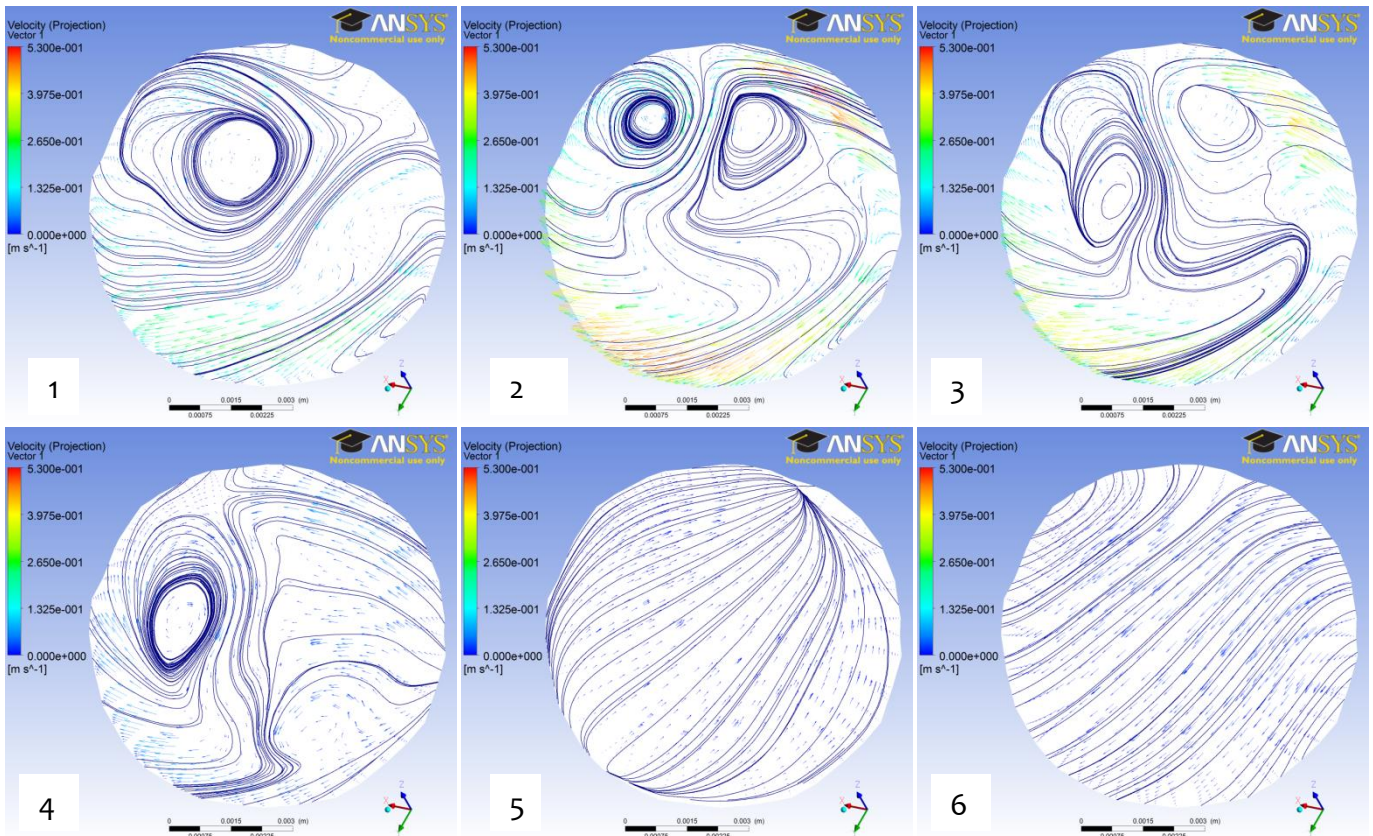
Εικόνα 6.15 Γραμμές ροής στην ανευρυσματική αορτή, του ασθενούς B, τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

Παρατηρώντας την (Εικ 6.15 1-2-3) βλέπουμε ότι παρουσιάζονται πιο έντονες ανακυκλοφορίες στη διεύρυνση του ανευρύσματος ακόμη και στη συστολική φάση σε σχέση με τον προηγούμενο ασθενή λόγω μεγαλύτερου ασκού του συγκεκριμένου ανευρύσματος.



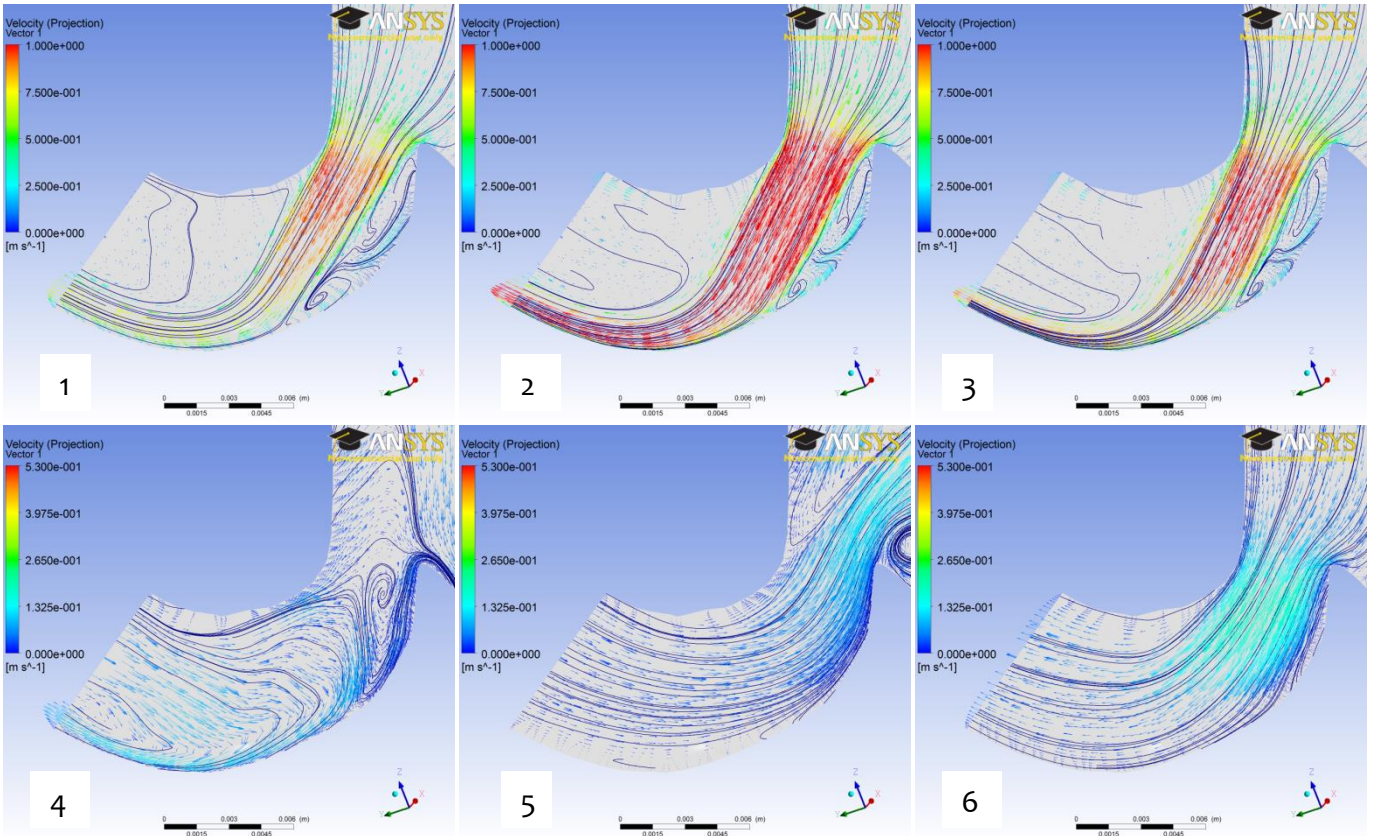
Εικόνα 6.16 Κάθετα διανύσματα ταχυτήτων στη μέγιστη εγκάρσια διατομή της εκάστοτε γεωμετρίας τη χρονική στιγμή $t_2=0.17 \text{ sec}$

Ενδιαφέρον παρουσιάζει η ανατομία της κοιλιακής αρτηρίας του ασθενούς αυτού (Εικ. 5.9), η οποία διαμορφώνει μια γεωμετρία τόσο διεύρυνσης του αυλού όσο και αλλαγής κατεύθυνσης της ροής, εμφανίζοντας έντονη απόκλιση από τη συνήθη γεωμετρία της τυπικής ανατομίας για αυτήν την αρτηρία. Για το λόγο αυτό, θα ακολουθήσει ανάλυση των γραμμών ροής και των εφαπτομενικών σε αυτές διανυσμάτων της ταχύτητας, σε ένα εγκάρσιο (λίγο πριν τη διατομή εξόδου της κοιλιακής αρτηρίας) και ένα διάμηκες επίπεδο (περί της αξονικής γραμμής) της κοιλιακής αρτηρίας, όπου και αναπτύσσονται έντονα φαινόμενα ανακυκλοφορίας.



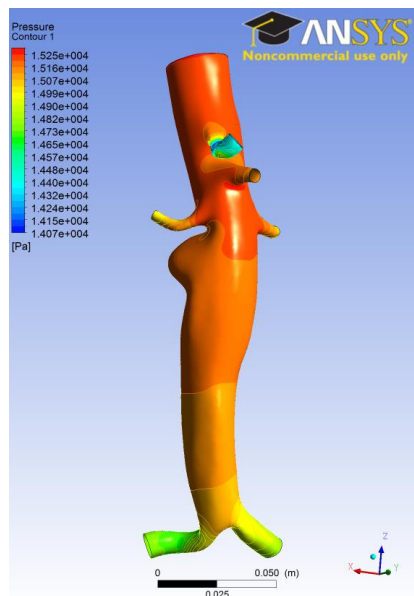
Εικόνα 6.17 Γραμμές ροής και εφαπτομενικά διανύσματα ταχυτήτων, σε εγκάρσιο επίπεδο λίγο πριν την έξοδο της κοιλιακής αρτηρίας, τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

Στην παραπάνω εικόνα (6.17), παρατηρείται σε διάστημα της συστολικής φάσης, ανάπτυξη σχεδόν συμμετρικών δινών (Dean vortices), λόγω της έντονης καμπυλότητας της κοιλιακής αρτηρίας, που συνοδεύεται με αλλαγή κατεύθυνσης της ροής προς τα πάνω.



Εικόνα 6.18 Γραμμές ροής-εφαπτομενικά διανύσματα ταχυτήτων σε διάμηκες επίπεδο της κοιλιακής αρτηρίας τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07 \text{ sec}$ (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17 \text{ sec}$ (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32 \text{ sec}$ (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45 \text{ sec}$ (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69 \text{ sec}$ (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99 \text{ sec}$ (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

Στην εικόνα 6.18 γίνεται περισσότερο αντιληπτή η ιδιόμορφη ανατομία της κοιλιακής αρτηρίας με την αλλαγή κατεύθυνσης της ροής, δικαιολογώντας τα φαινόμενα αποκόλλησης της ροής και του σχηματισμού των δινών που γίνονται πιο έντονα λόγω του ότι στη γεωμετρία υπάρχει στένωση με επακόλουθη διεύρυνση.

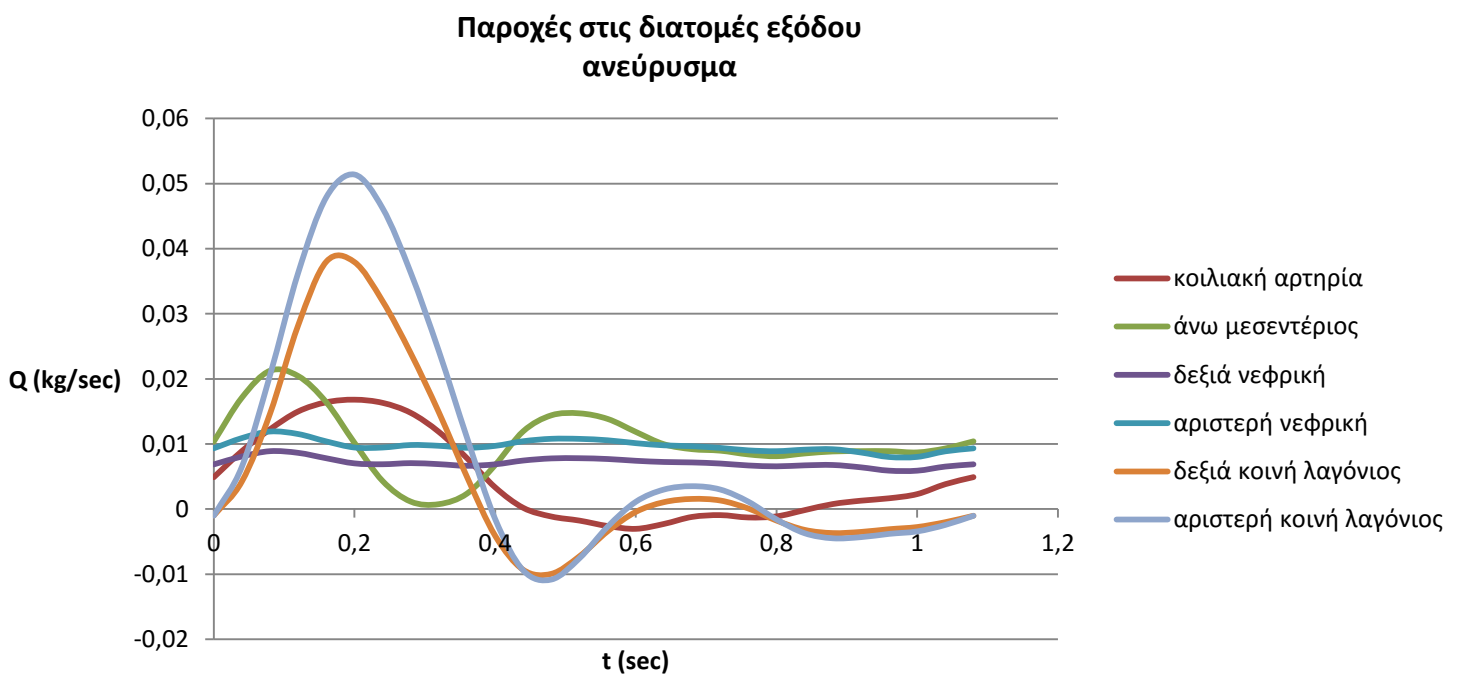


Εικόνα 6.19 Κατανομή πίεσης κατά μήκος του ανευρύσματος στη συστολική φάση (χρονική στιγμή $t_2= 0.17 \text{ sec}$)

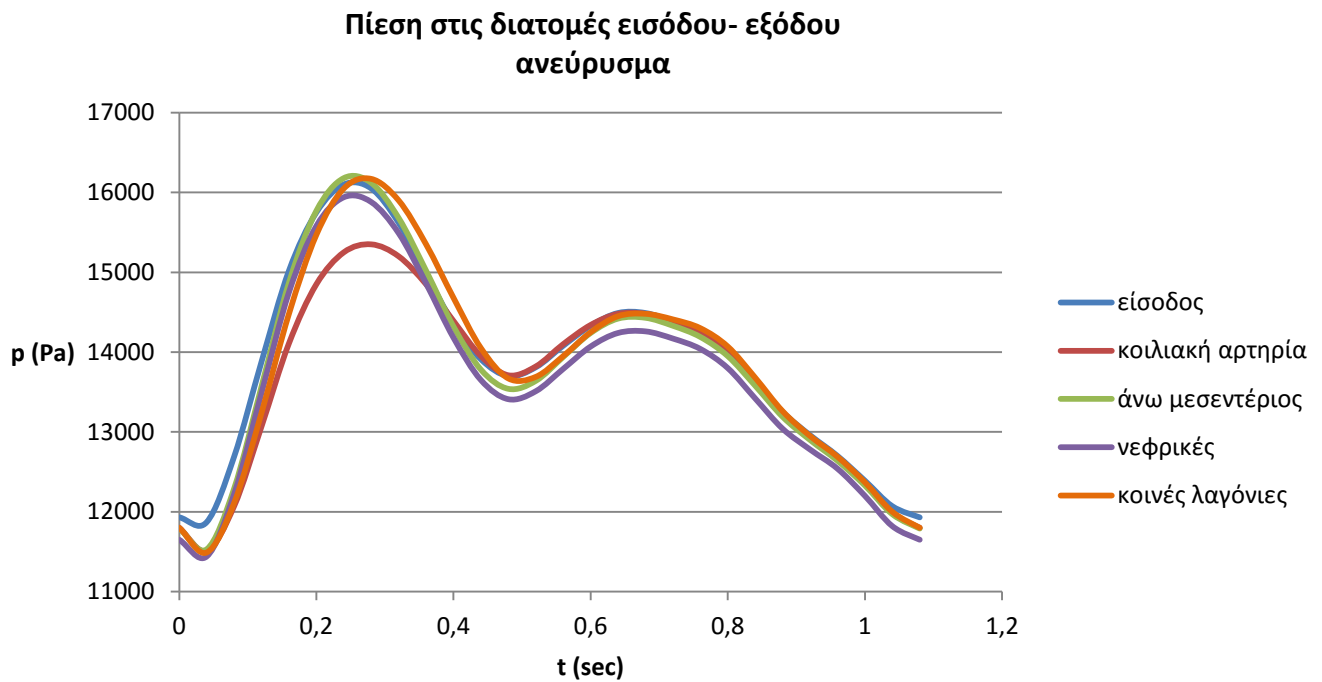
Στην παραπάνω εικόνα, βλέπουμε την κατανομή της πίεσης κατά μήκος της ανευρυσματικής αορτής κατά τη χρονική στιγμή 2, η οποία εμφανίζεται γενικά μειούμενη από την είσοδο προς τις εξόδους, με μία εξαίρεση στην περιοχή κοντά στην είσοδο της αριστερής νεφρικής αρτηρίας του ασθενούς.

Στη συνέχεια, παρουσιάζονται οι χρονικές καμπύλες των παροχών στις εξόδους της γεωμετρίας κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου. Εντοπίζεται η έντονη διαφορά στην αιμάτωση μεταξύ των 2 νεφρικών αρτηριών και μεταξύ των 2 λαγόνιων, στις διατομές εξόδου των οποίων, ορίστηκε η ίδια χρονικά μεταβαλλόμενη πίεση, στα πρότυπα της φυσιολογικής αορτής. Συγκεκριμένα, παρατηρείται η ελαττωμένη αιμάτωση της δεξιάς νεφρικής αρτηρίας, αλλά και της δεξιάς κοινής λαγόνιας, κάτι που ίσως οφείλεται στην ασύμμετρη και διαφορετική ανατομία των αρτηριών αυτών και στις διαφορές των διατομών εισόδου της ροής σε αυτές.

6.3.1 Χρονικές καμπύλες παροχών-πίεσεων στις διατομές εισόδου-εξόδου



Διάγραμμα 6.5 Χρονικές καμπύλες παροχών στις διατομές εξόδου της αγγειακής γεωμετρίας

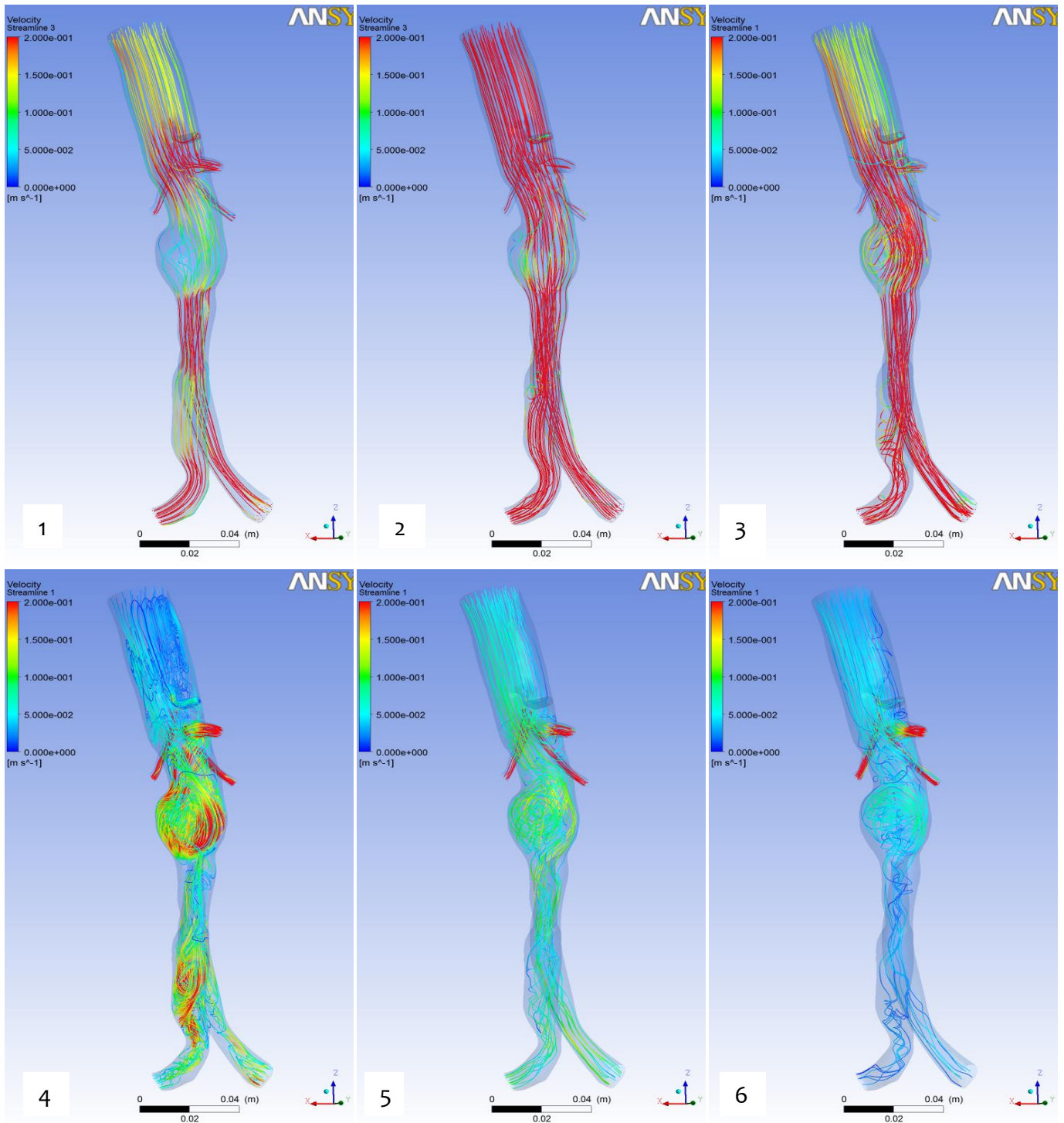


Διάγραμμα 6.6 Χρονικές καμπύλες πιέσεων στις διατομές εισόδου-εξόδου της αγγειακής γεωμετρίας

6.4 Ασθενής Β-Περίπτωση αποκατάστασης Chimney

Στην παράγραφο αυτή, θα γίνει η ανάλυση των αιμοδυναμικών φαινομένων που λαμβάνουν χώρα στην περίπτωση της αποκατάστασης με chimney ενδομοσχεύματα. Συγκεκριμένα θα παρουσιασθούν οι γραμμές ροής στο νέο αυλό της αιματικής ροής και συγκεκριμένα στα ροϊκά φαινόμενα που λαμβάνουν χώρα στις διακλαδιζόμενες αρτηρίες με ενδομοσχεύματα (chimney). Θα γίνει μελέτη των διατμητικών τάσεων των σπλαχνικών αρτηριών που φέρουν τα μοσχεύματα αυτά, με παράλληλη μελέτη των ανακυκλοφοριών που συμβαίνουν ταυτόχρονα στις περιοχές που εντοπίστηκαν οι χαμηλές διατμητικές τάσεις. Αυτό επιτυγχάνεται εξετάζοντας σε εγκάρσια και διαμήκη επίπεδα των αρτηριών το ροϊκό πεδίο.

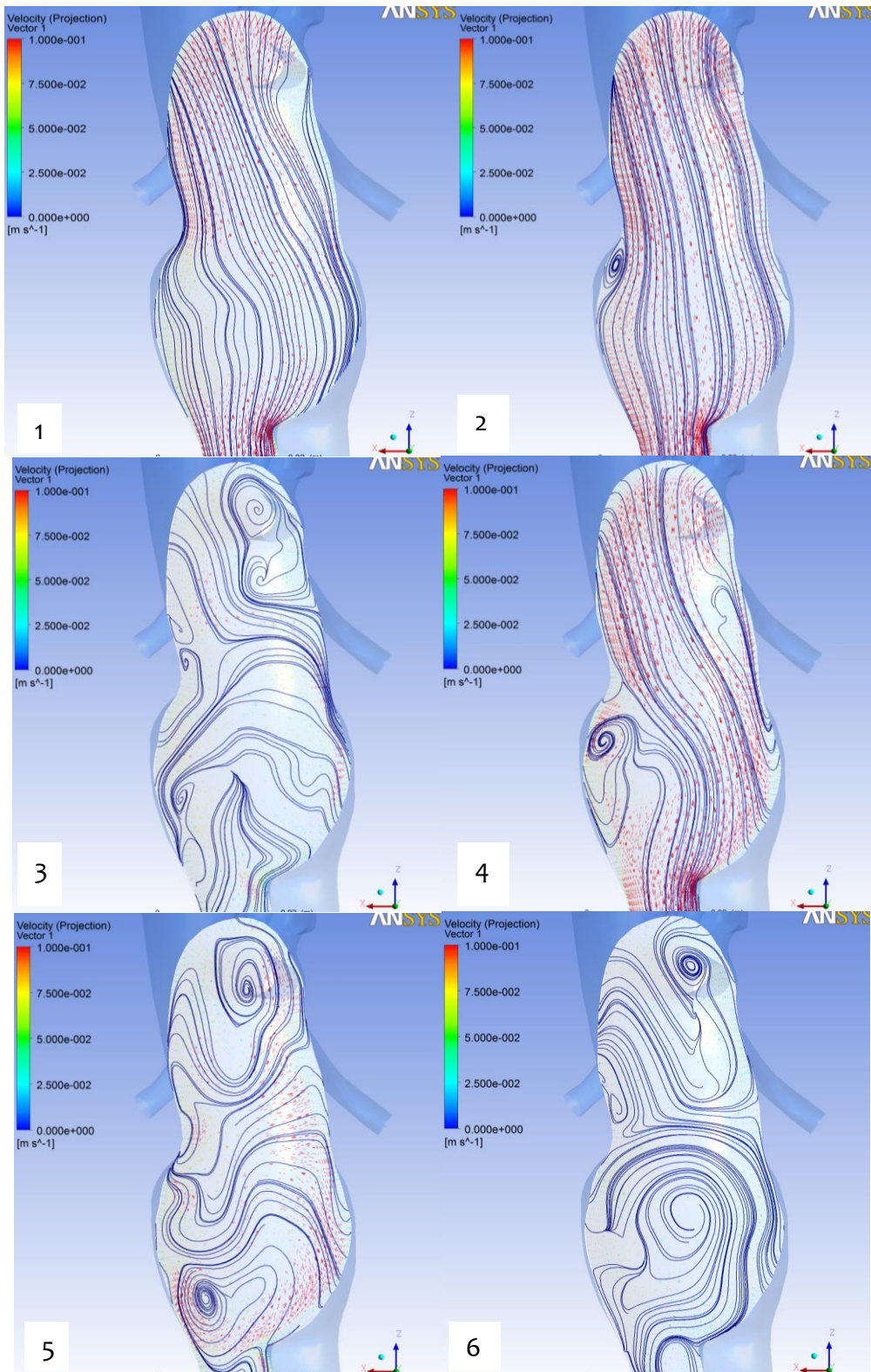
6.4.1 Γραμμές ροής στον αυλό της αγγειακής γεωμετρίας



Εικόνα 6.20 Γραμμές ροής στην αποκατεστημένη αορτή με τεχνική chimney, του ασθενούς Β, τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

Εξετάζοντας την παραπάνω εικόνα (6.20) γίνεται αντιληπτή η αύξηση της ταχύτητας της ροής σε σχέση με την περίπτωση του ανευρύσματος καθ' όλη τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου. Επιπλέον, φαίνεται η εξάλειψη των έντονων δινών που δημιουργούνταν προηγουμένως, λόγω της αποκατάστασης της έντονης διεύρυνσης του ασκού του ανευρύσματος (Εικ. 6.15: 1-2-3). Πάλι

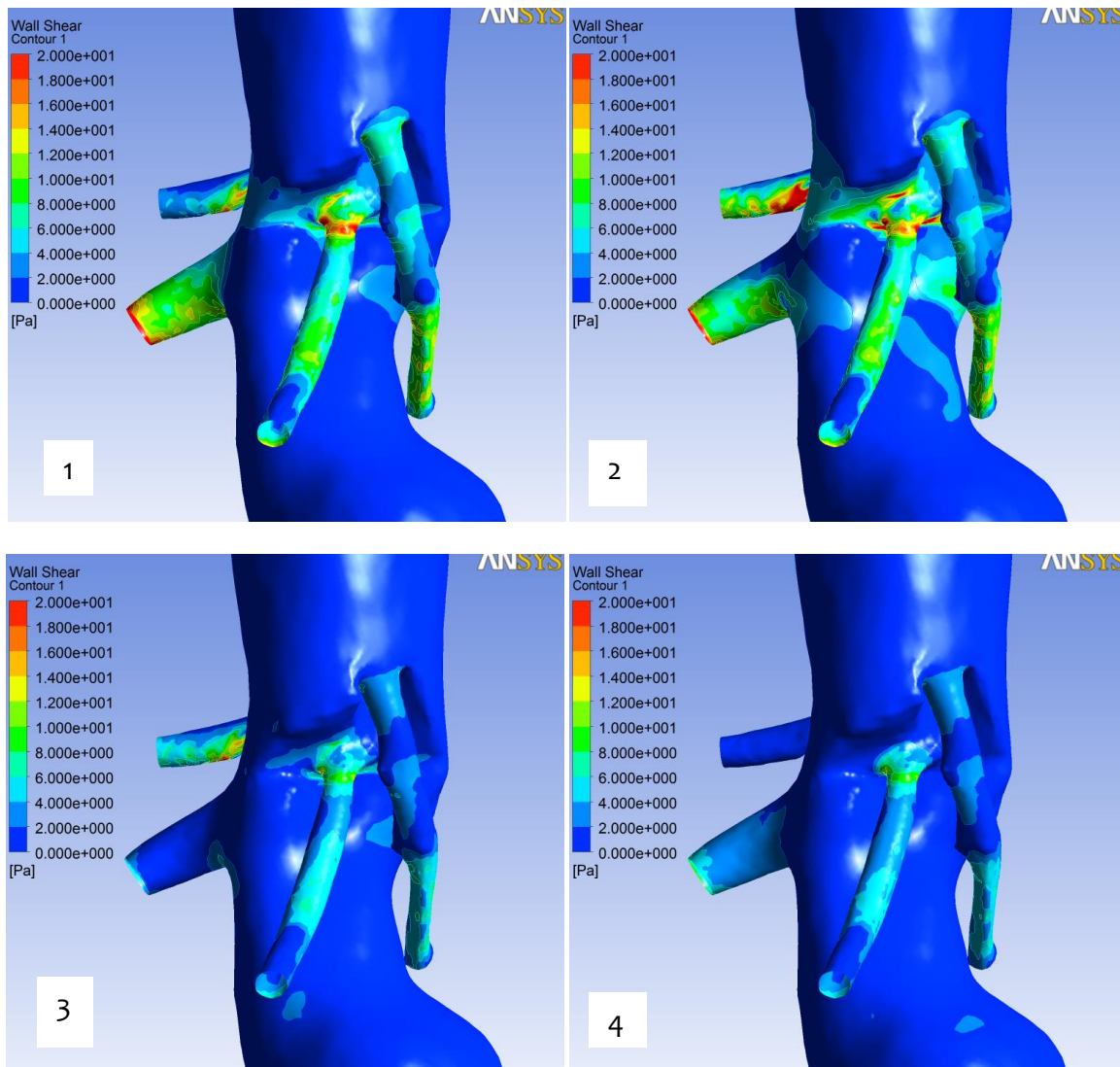
εδώ (όπως και στην προηγούμενη περίπτωση αποκατάστασης fenestrated) παρατηρείται μεγάλος περιορισμός της ανάστροφης ροής στις λαγόνιες αρτηρίες (Διάγραμμα 6.3)

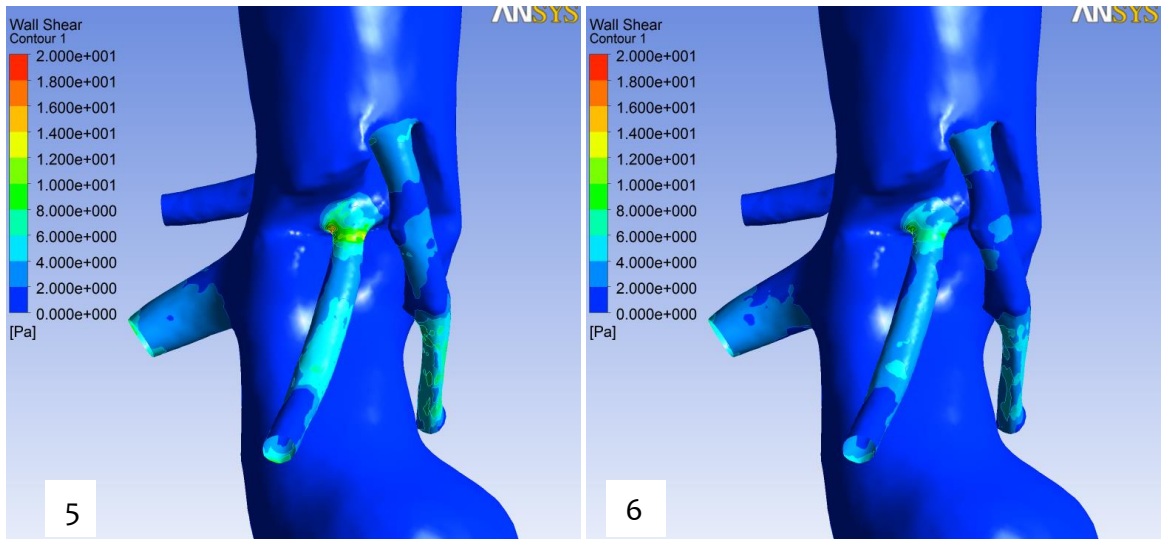


Εικόνα 6.21 Γραμμές ροής σε στεφανιαία τομή της αορτής στην αποκατεστημένη αορτή με τεχνητή fenestrated, του ασθενούς Α, τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

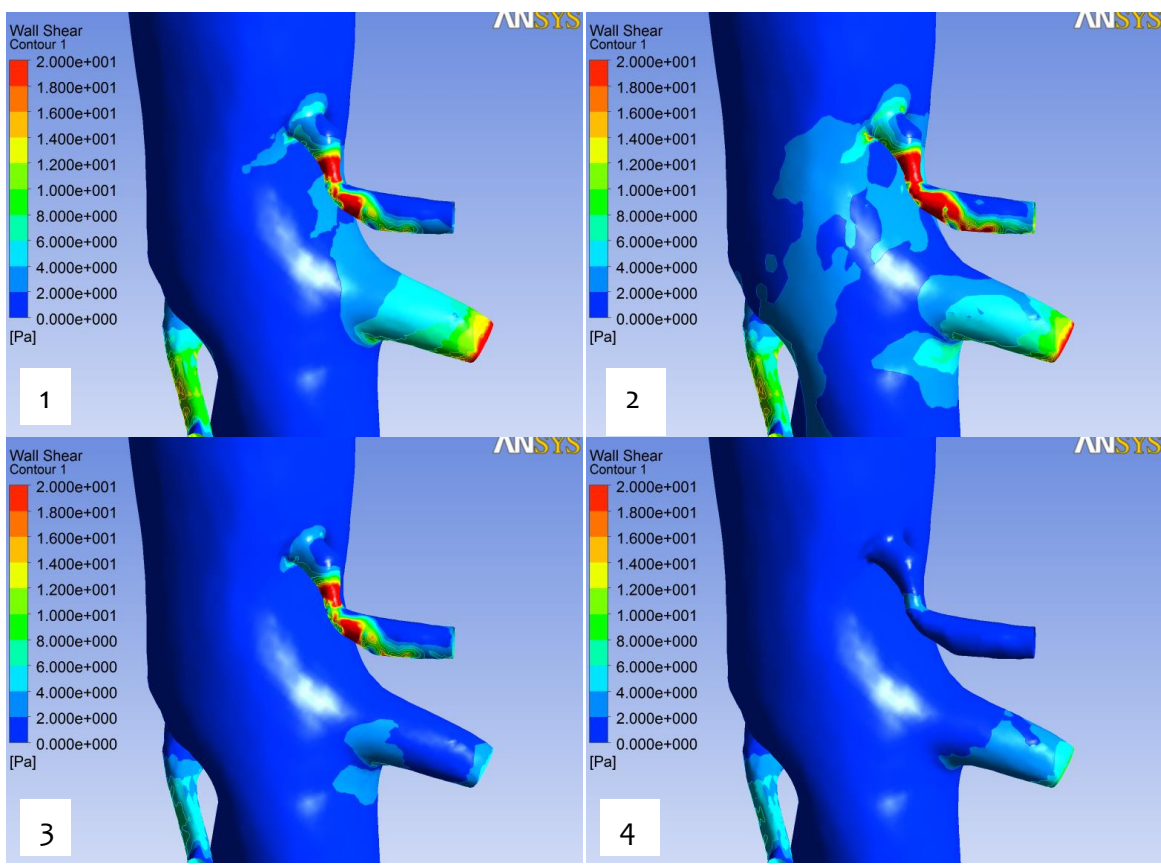
Στην εικ. 6.21 φαίνεται και πάλι η εξάλειψη των έντονων δινών στη συστολική φάση λόγω της αποκατάστασης της έντονης διεύρυνσης του ασκού του ανευρύσματος (Εικ 6.15: 1-2-3).

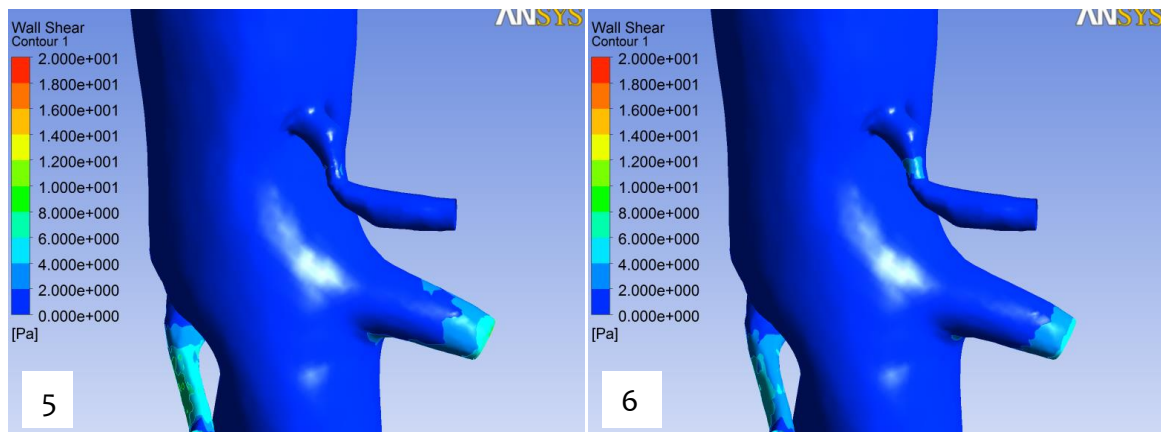
6.4.1 Διατμητικές τάσεις στις αρτηρίες με chimney ενδομοσχεύματα





Εικόνα 6.22 Κατανομή διατμητικών τάσεων κατά μήκος των νεφρικών αρτηριών που έχουν αποκατασταθεί με chimney ενδομοσχεύματα, τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

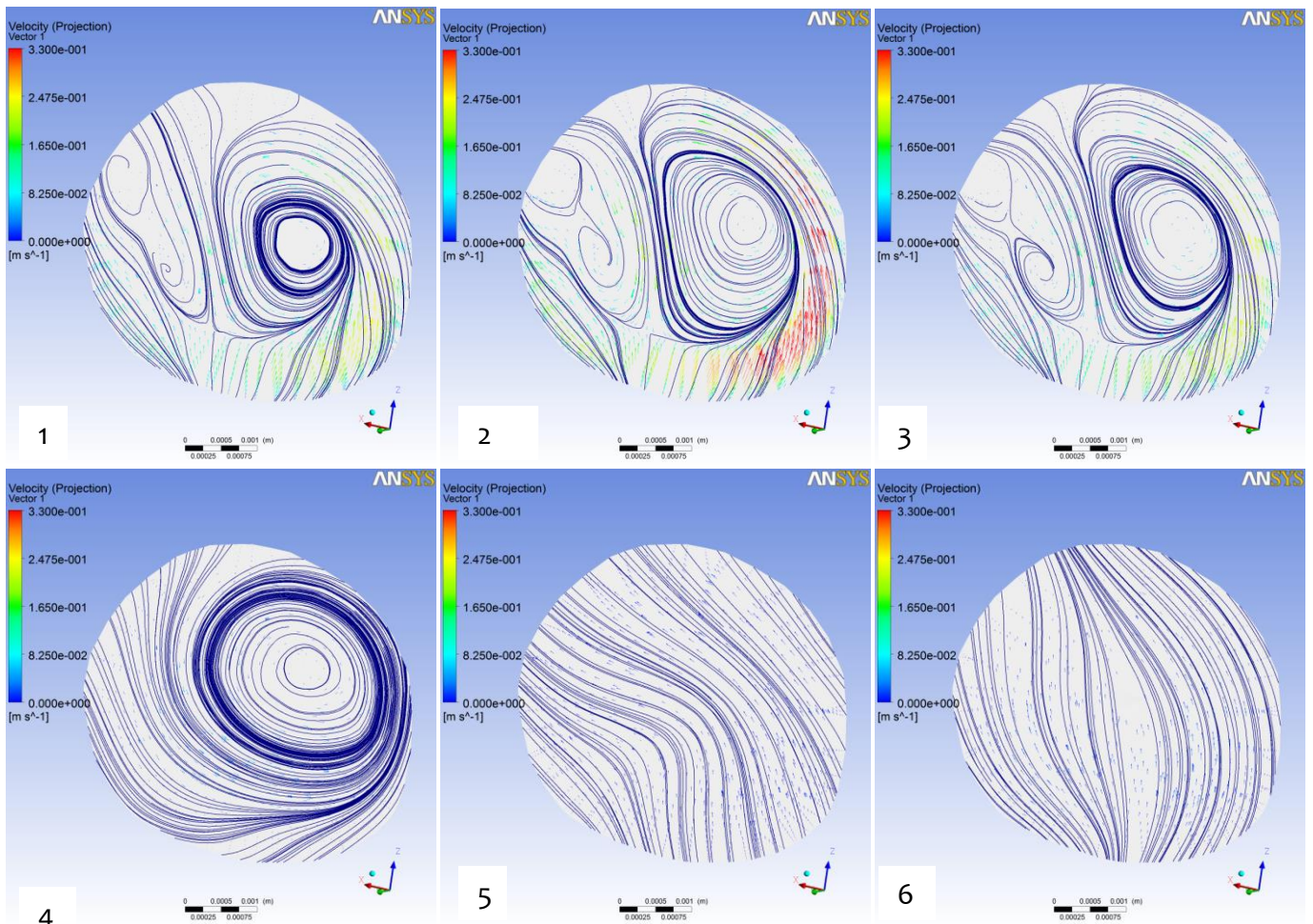




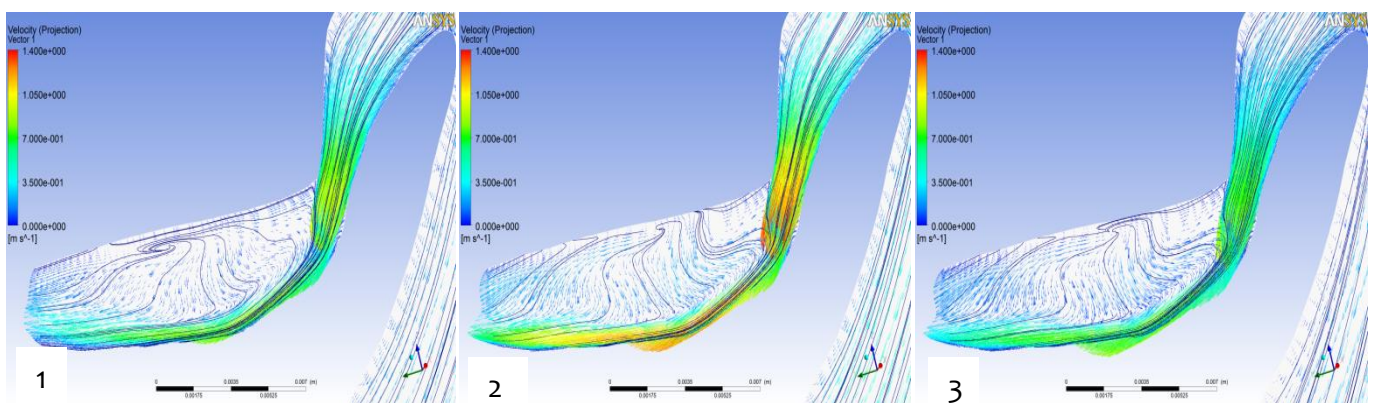
Εικόνα 6.23 Κατανομή διατμητικών τάσεων κατά μήκος της κοιλιακής αρτηρίας που έχει αποκατασταθεί με chimney ενδομόσχευμα, και της άνω μεσεντερίου τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

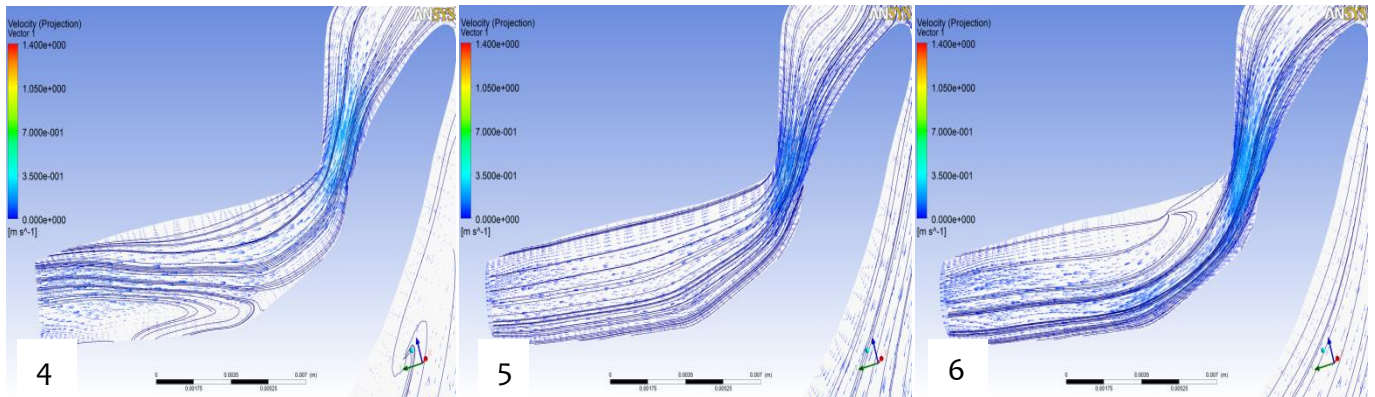
Στις εικόνες 6.22 και 6.23 διακρίνεται η διακύμανση των διατμητικών τάσεων στις σπλαχνικές αρτηρίες στις οποίες έχουν τοποθετηθεί chimney ενδομοσχεύματα. Οι διατμητικές τάσεις σε αυτή τη μέθοδο αποκατάστασης του ανευρύσματος, παρουσιάζονται αυξημένες σε σχέση με την τεχνική fenestrated, κατά μήκος των τοιχωμάτων των ενδομοσχευμάτων, ωστόσο υφίστανται περιοχές και χαμηλών διατμητικών τάσεων κι εδώ. Χαρακτηριστική είναι η καθ' όλο σχεδόν το μήκος περιορισμένη διατομή του αυλού ροής αίματος στα chimney μοσχεύματα που προφανώς οφείλεται στη διαμήκη συμπίεση που υφίστανται όντας τοποθετημένα μεταξύ του κυρίου μοσχεύματος και του τοιχώματος της αορτής. Ιδιαίτερα στη δεξιά νεφρική αρτηρία, μετά την αποκατάσταση παρατηρείται αυξομείωση της διαμέτρου του μοσχεύματος, κάτι που δημιουργεί τοπικές μεταβολές της ταχύτητας, οι οποίες με τη σειρά τους επηρεάζουν και τις διατμητικές τάσεις, όπως φαίνεται και στην εικόνα 6.22 Αντίστοιχα, εξετάζοντας την περίπτωση αποκατάστασης της κοιλιακής αρτηρίας, βλέπουμε έντονη τοπική αύξηση των διατμητικών τάσεων στη γωνίωση που παρουσιάζει πλέον η γεωμετρία της, η οποία ακολουθείται από τοπική μείωση των διατμητικών τάσεων, λόγω μεταβολών της ταχύτητας από την απότομη διεύρυνση που εμφανίζει σε εκείνη τη θέση η γεωμετρία. Ακολουθεί η ανάλυση των γραμμών ροής και των εφαπτομενικών τους διανυσμάτων ταχύτητας, σε επίπεδα εγκάρσια και διαμήκη, των περιοχών που εντοπίζονται οι χαμηλές διατμητικές τάσεις.

6.4.1 Γραμμές ροής και εφαπτομενικά διανύσματα ταχυτήτων σε εγκάρσια και διαμήκη επίπεδα των αποκατεστημένων με μοσχεύματα αρτηριών



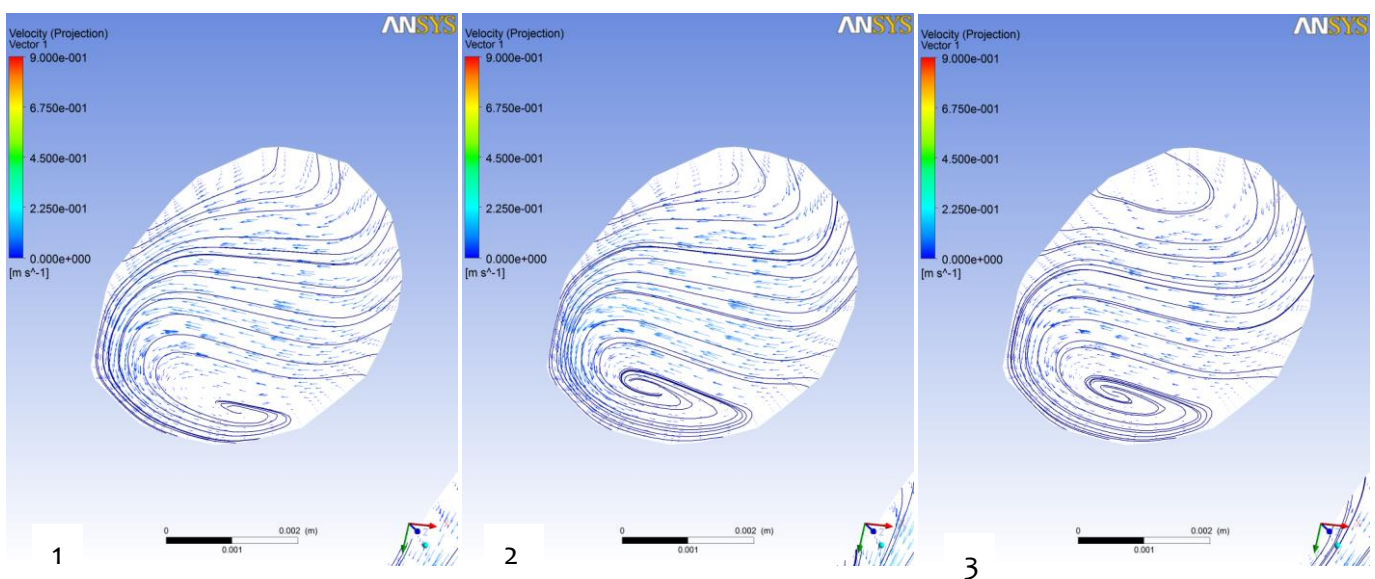
Εικόνα 6.24 Γραμμές ροής στην κοιλιακή αρτηρία σε εγκάρσιο επίπεδο λίγο πριν τη διατομή εξόδου της ροής τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

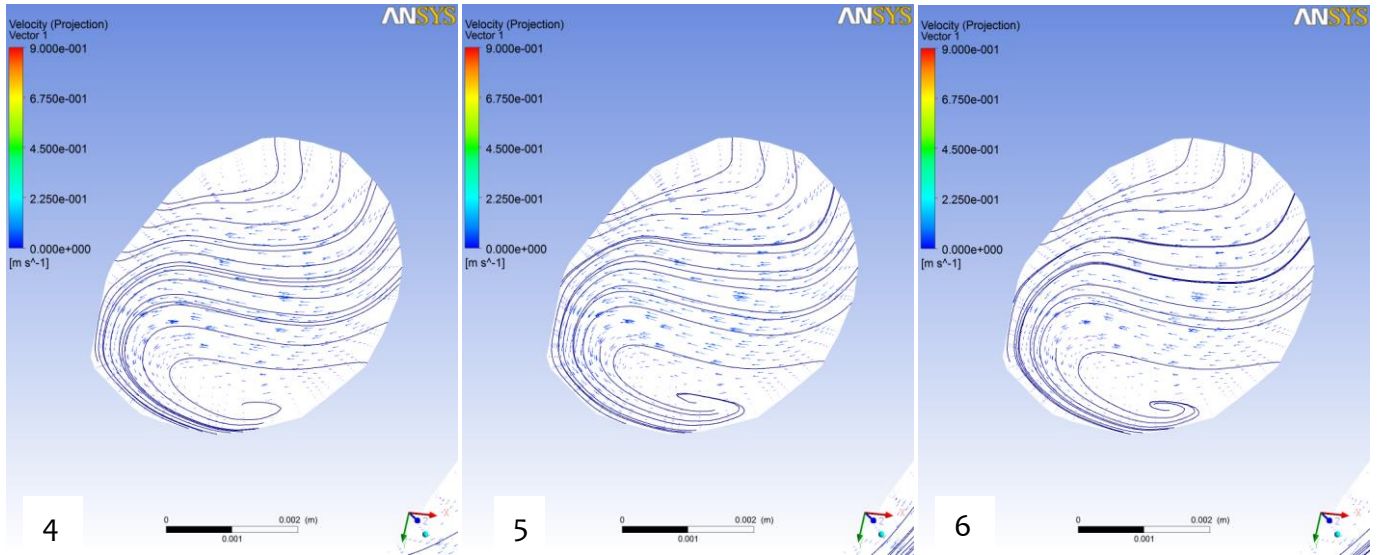




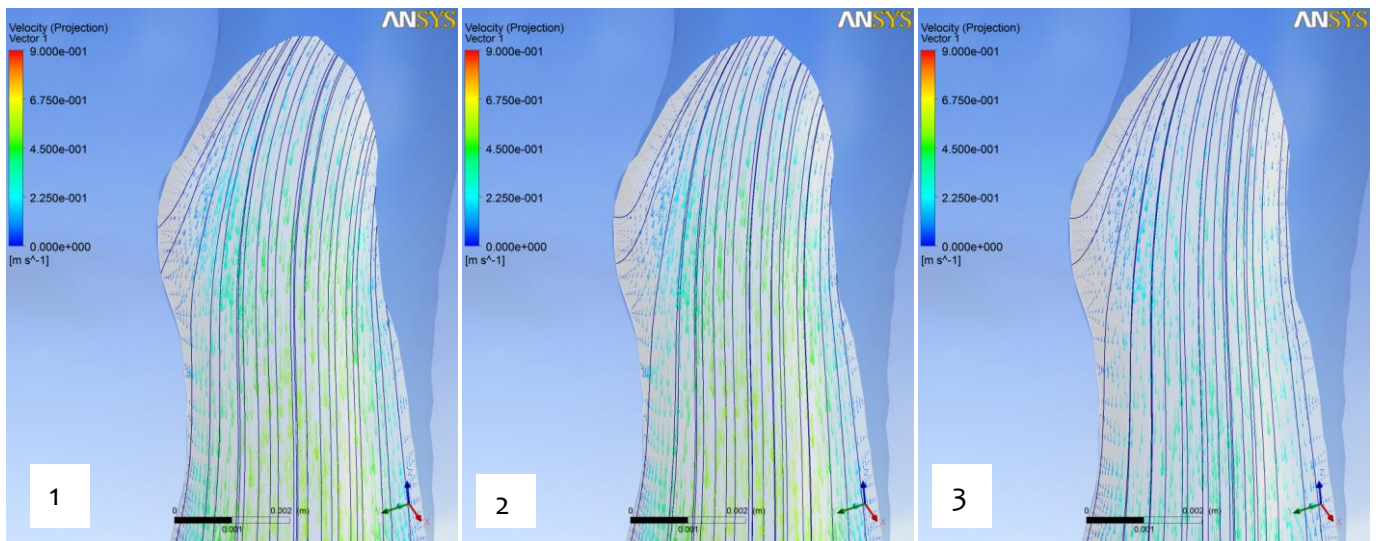
Εικόνα 6.25 Γραμμές ροής στην κοιλιακή αρτηρία σε διάμηκες επίπεδο, περί την αξονική της κοιλιακής αρτηρίας τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

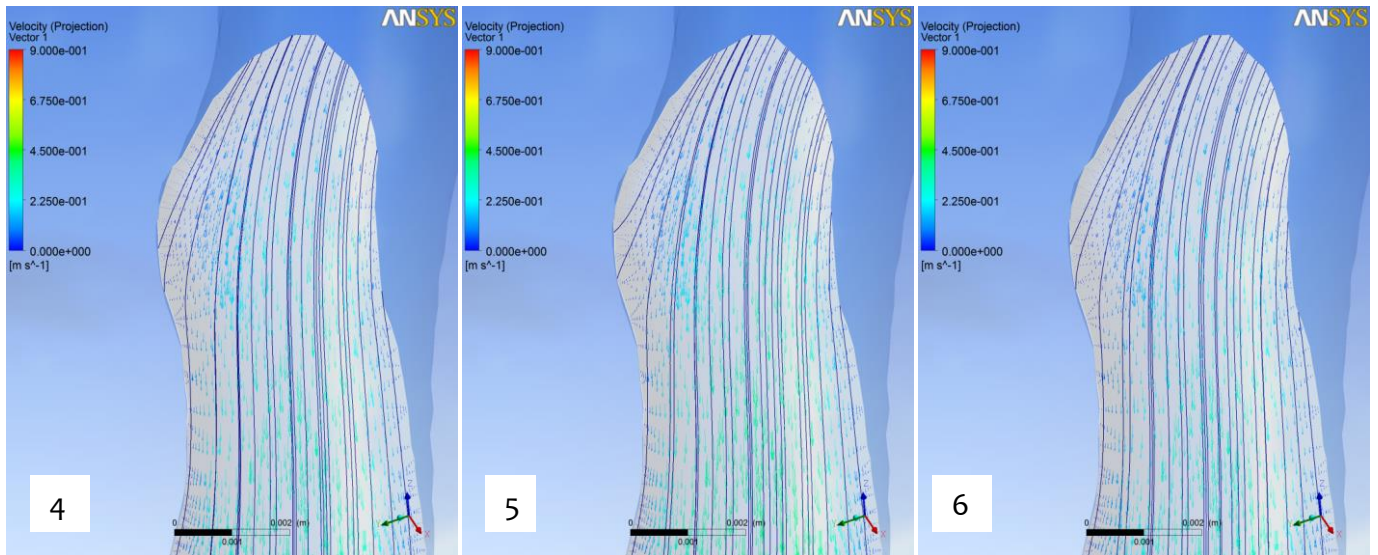
Φαίνεται λοιπόν στις εικόνες 6.24 και 6.25 πως ιδιαίτερα στη φάση της συστολής, οι ανακυκλοφορίες είναι αρκετά έντονες, λόγω της αλλαγής κατεύθυνσης της ροής σε συνδυασμό με τη μεταβολή του εμβαδού της εγκάρσιας διατομής από διεύρυνση σε έντονη συστολή και ακολούθως σε διεύρυνση ξανά.





Εικόνα 6.26 Γραμμές ροής και εφαπτομενικά διανύσματα ταχυτήτων σε εγκάρσιο επίπεδο λίγο μετά την είσοδο της ροής στη δεξιά νεφρική αρτηρία (όπου υπάρχει τοπική μείωση των τάσεων) $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

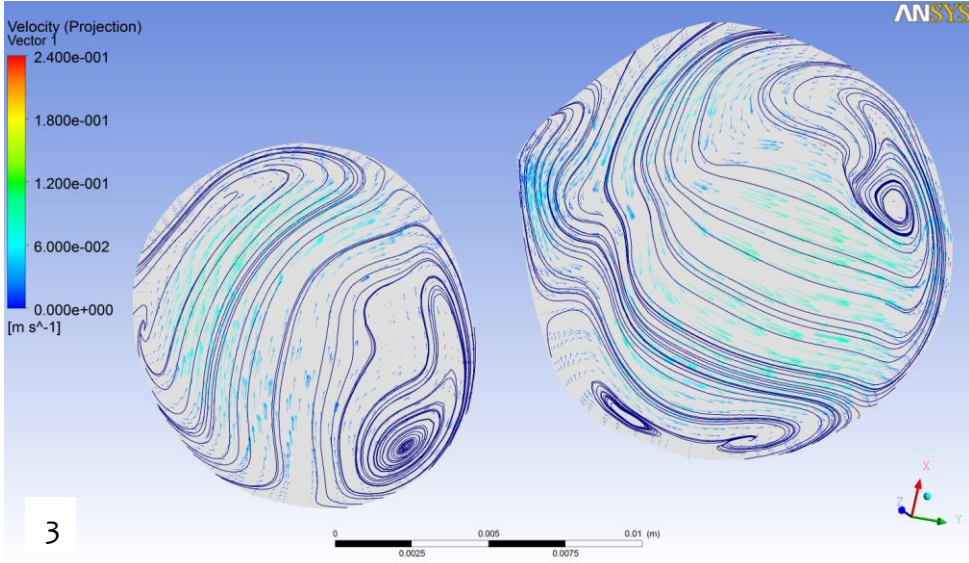
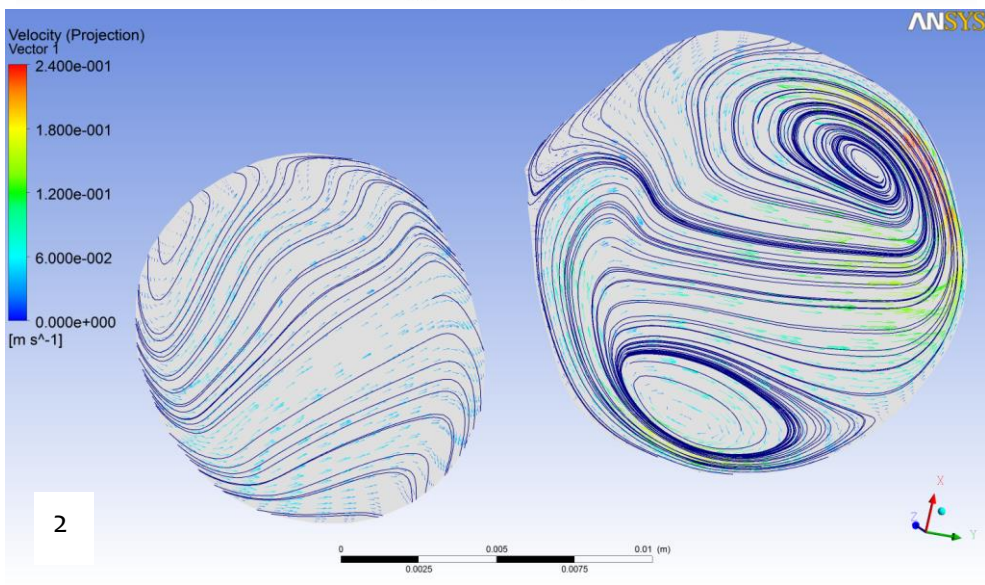
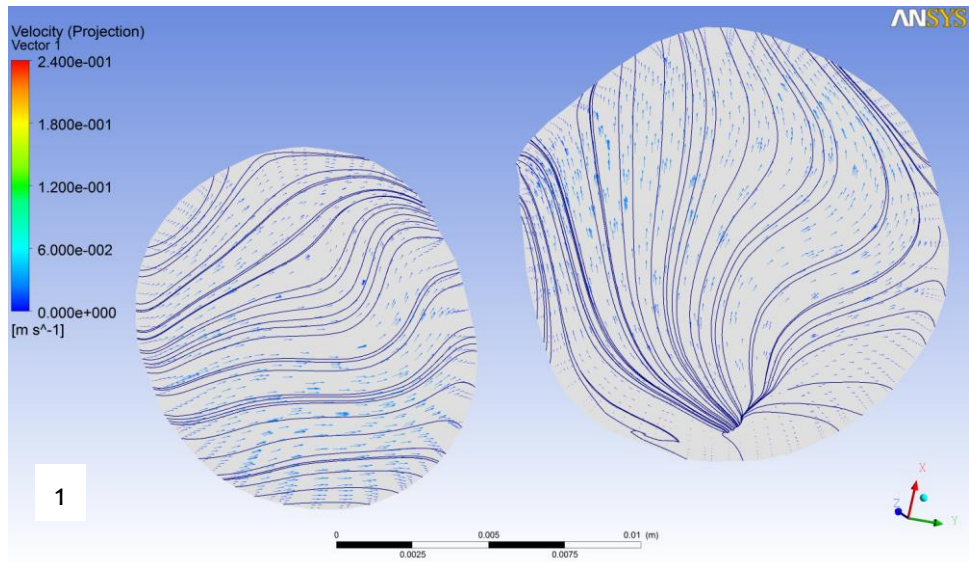


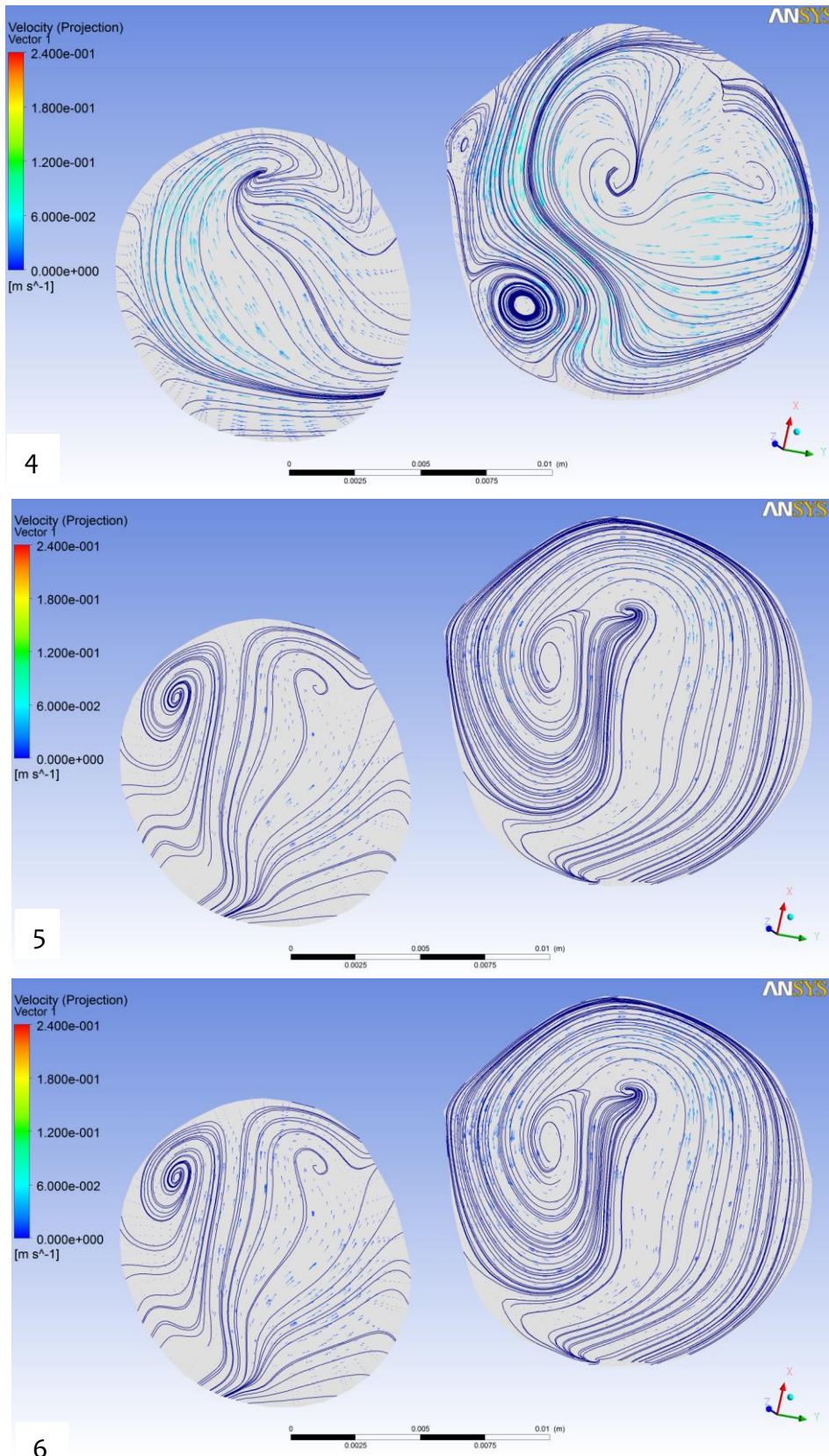


Εικόνα 6.27 Γραμμές ροής και εφαπτομενικά διανύσματα ταχυτήτων σε διάμηκες επίπεδο περί την αξονική της δεξιάς νεφρικής αρτηρίας (όπου υπάρχει τοπική μείωση των τάσεων) τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07 \text{ sec}$ (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17 \text{ sec}$ (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32 \text{ sec}$ (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45 \text{ sec}$ (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69 \text{ sec}$ (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99 \text{ sec}$ (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

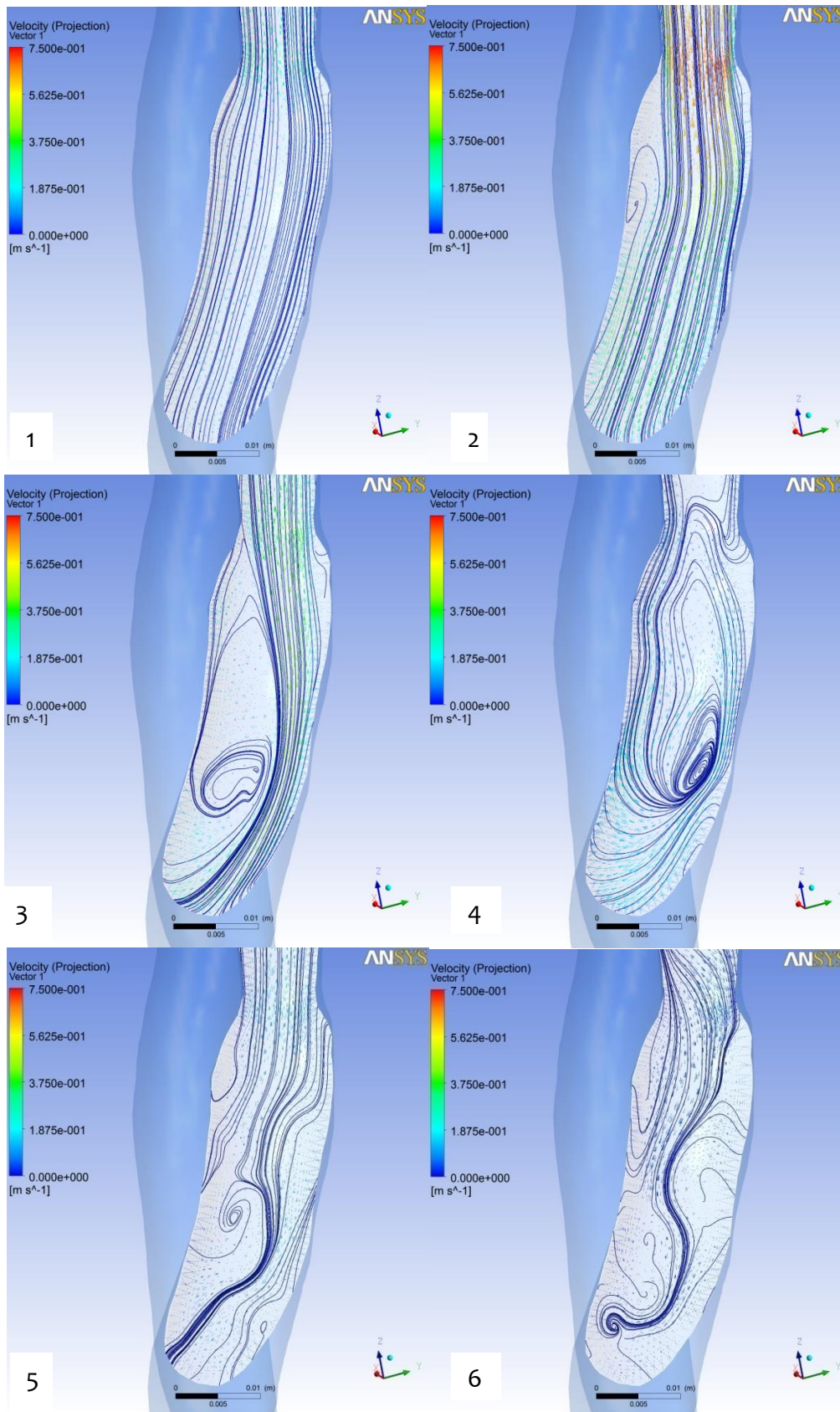
Στην αποκατάσταση της δεξιάς νεφρικής αρτηρίας με chimney ενδομόσχευμα (Εικ. 6.26-6.27) οι ανακυκλοφορίες δημιουργούνται και πάλι κατά τη συστολική φάση, αυξάνοντας τον κίνδυνο ανάπτυξης θρόμβωσης στις θέσεις που αναπτύσσονται χαμηλές διαμητικές τάσεις.

Τέλος, ακολουθεί αναπαράσταση των γραμμών ροής και εφαπτομενικών διανυσμάτων ταχύτητας σε ένα εγκάρσιο επίπεδο μετά τον αορτικό διχασμό, στην απότομη διεύρυνση της δεξιάς λαγονίου του ασθενούς, με παράλληλη αναπαράσταση και των 2 λαγονίων για καλύτερη εποπτεία και σύγκριση των ροϊκών φαινομένων που αναπτύσσονται στην κάθε μία, καθώς επίσης και σε ένα διάμηκες επίπεδο, περί την αξονική της προαναφερθείσας εγκάρσιας διατομής.



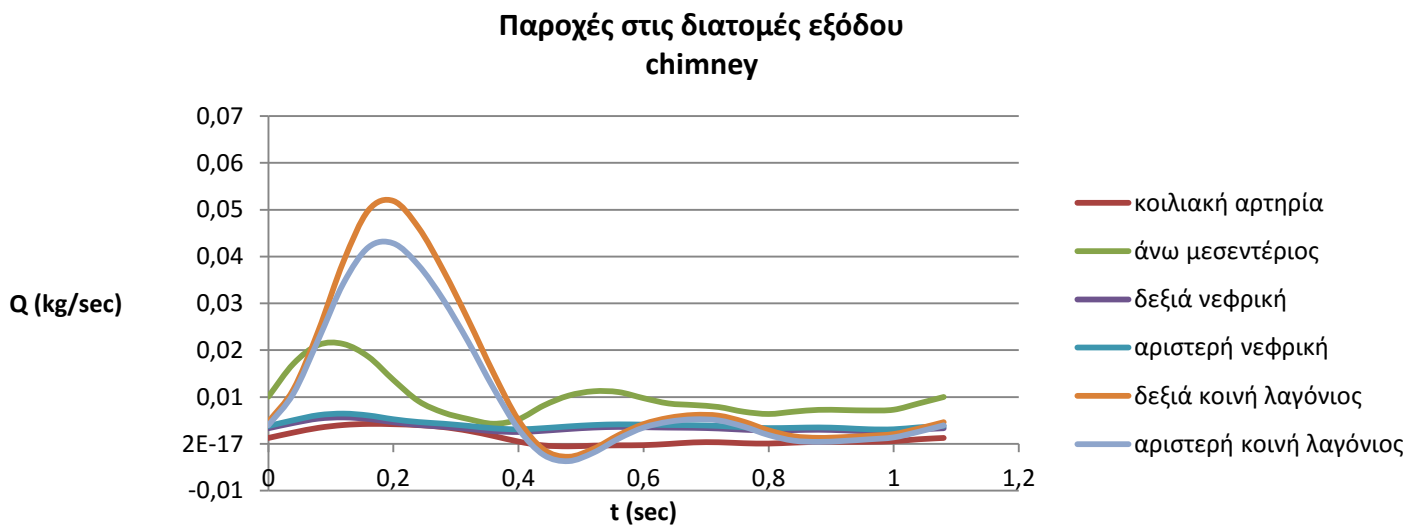


Εικόνα 6.28 Γραμμές ροής και εφαπτομενικών διανυσμάτων ταχύτητας σε ένα εγκάρσιο επίπεδο μετά τον αορτικό διχασμό, στην απότομη διεύρυνση της δεξιάς λαγονίου του ασθενούς (δεξιά βλέπουμε τη δεξιά λαγόνια και αριστερά την αριστερή), τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

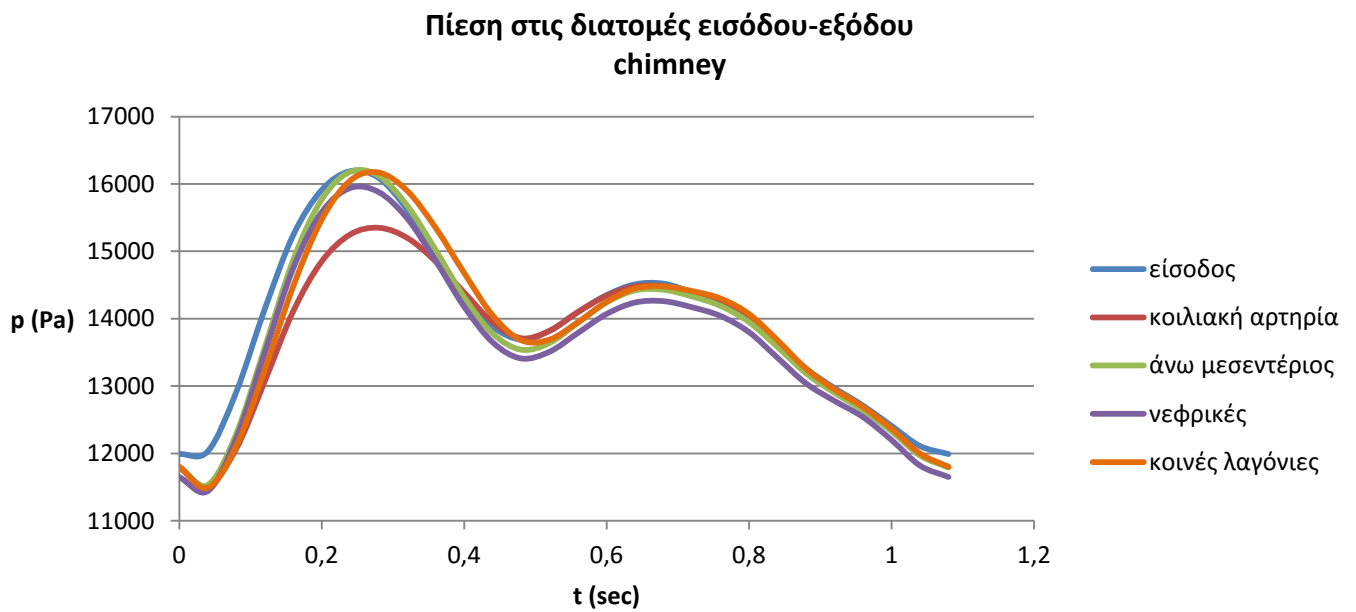


Εικόνα 6.29 Γραμμές ροής και εφαπτομενικών διανυσμάτων ταχύτητας σε ένα διάμηκες επίπεδο περί την αξονική της προαναφερθείσας εγκάρσιας διατομής της δεξιάς λαγόνιας αρτηρίας), τις χρονικές στιγμές $t_1=0.07$ sec (φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς), $t_2=0.17$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη συστολή), $t_3=0.32$ sec (φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς), $t_4=0.45$ sec (φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή), $t_5=0.69$ sec (φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή) και $t_6=0.99$ sec (φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου)

6.4.1 Χρονικές καμπύλες παροχών πιέσεων στις διατομές εισόδου-εξόδου



Διάγραμμα 6.7 Χρονικές καμπύλες παροχών στις διατομές εξόδου της αγγειακής γεωμετρίας



Διάγραμμα 6.8 Χρονικές καμπύλες πιέσεων στην είσοδο και στις εξόδους της ροή

	Κοιλιακή αρτηρία	Άνω μεσεντέριος αρτηρία	Δεξιά νεφρική αρτηρία	Αριστερή νεφρική αρτηρία	Δεξιά λαγόνια αρτηρία	Αριστερή λαγόνια αρτηρία
Μέση παροχή εξόδου της ροής πριν την αποκατάσταση (kg/sec)	0.0044	0.0100	0.0069	0.0095	0.0050	0.0082
Ποσοστώση (%) παροχής εξόδου της ροής σε σχέση με την είσοδο (100%) πριν την αποκατάσταση	10.13	22.57	15.75	21.48	11.58	18.49
Μέση παροχή εξόδου της ροής πριν την αποκατάσταση (kg/sec)	0.0017	0.0102	0.0039	0.0045	0.013	0.0107
Ποσοστώση (%) παροχής εξόδου της ροής σε σχέση με την είσοδο (100%) μετά την αποκατάσταση	3.11	23.59	8.46	9.81	30.23	24.8

Πίνακας 6.2 Μέσες παροχές διατομές εξόδου της ροής και ποσοστώσεις τους επί τοις 100 (%) σε σχέση με την παροχή εισόδου (0.044 kg/sec) για τον ασθενή Α, πριν και μετά την αποκατάσταση

Παρατηρώντας το διάγραμμα παροχών 6.8, αλλά και τον παραπάνω πίνακα, μπορούμε πλέον να έχουμε πλήρη εποπτεία, της εξέλιξης των παροχών, πριν και μετά τη αποκατάσταση με τεχνική chimney. Συγκεκριμένα, παρατηρώντας από τον πίνακα 6.2 τις μέσες παροχές προς τις αρτηρίες πριν και μετά την αποκατάσταση, η αιμάτωση των νεφρικών αρτηριών και της κοιλιακής αρτηρίας ελαττώνεται έντονα μετά την αποκατάσταση. Μάλιστα, ενώ πριν την αποκατάσταση η αιμάτωση των νεφρικών ήταν σε διαφορετικά επίπεδα, πλέον διατηρείται περίπου στα ίδια, χαμηλά ωστόσο επίπεδα. Αντίθετα αυξάνεται ελαφρώς η παροχή προς την άνω μεσεντέριο αρτηρία και επίσης υπάρχει έντονη αύξηση της ροής προς τις λαγόνιες μετά την αποκατάσταση. Παρατηρείται δηλαδή, έντονη μείωση της παροχής στα διακλαδιζόμενα αγγεία άνωθεν του αορτικού διχασμού μόνο στα αγγεία που έχει τοποθετηθεί μόσχευμα (νεφρικές αρτηρίες-κοιλιακή αρτηρία). Ωστόσο, η μείωση αυτή δεν συνεχίζεται και προς τις λαγόνιες που φέρουν μόσχευμα. Πιθανώς αυτό να οφείλεται από την μια στο ότι η μείωση του αυλού των λαγονίων να μην είναι τόσο έντονη όσο των νεφρικών και της κοιλιακής και από την άλλη η κοινή παροχή εισόδου πριν και μετά την αποκατάσταση να πρέπει κάπου να διοχετευθεί για την ισχύ της αρχής διατήρησης της μάζας και φαίνεται να προτιμά τις λαγόνιες να το κάνει παρόλο που φέρουν επίσης μόσχευμα. Τέλος, επισημαίνεται η μεγάλη διαφορά στην αιμάτωση των αποκατεστημένων

αρτηριών, μεταξύ των 2 τεχνικών αποκατάστασης, καθώς μετά από σύγκριση των πινάκων (6.1 και 6.2) στις μέσες παροχές φαίνεται η έντονα ελαττωμένη αιμάτωση των αποκατεστημένων αρτηριών με τη μέθοδο chimney, σε σχέση με την αιμάτωση που επιτυγχάνεται μετά την αποκατάσταση με fenestrated. Αυτό προφανώς οφείλεται στην έντονη αντίσταση στη ροή που προκαλούν τα μοσχεύματα chimney, εξαιτίας τριών παραμέτρων: α) του σχετικά μεγάλου μήκους που αναπτύσσονται τα chimney περιφερειακά στο τοίχωμα της αορτής σε συνδυασμό β) με την ελαττωμένη διατομή που έχουν από τη συμπίεση που υφίστανται μεταξύ του κυρίως μοσχεύματος και του τοιχώματος της αορτής και γ) των τοπικών απωλειών από την αλλαγή κατεύθυνσης της ροής και ενδεχομένως τις διαμορφώσεις στενώσεων και διευρύνσεων εντός του αυλού των μοσχευμάτων.

7 Συμπεράσματα

Στην παρούσα εργασία παρουσιάζονται αποτελέσματα που προέκυψαν από τη μοντελοποίηση την ανευρυσματικής νόσου πριν και μετά την αποκατάσταση για δύο περιπτώσεις ασθενών Α) με θυριδωτά (fenestrated) και δίκην καπνοδόχου (chimney) ενδομοσχεύματα. Η παρουσίαση των αποτελεσμάτων έχει γίνει κυρίως για τη φάση της επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς, τη φάση της μέγιστης παροχής κατά τη συστολή, τη φάση επιβράδυνσης της ροής κατά το πέρας της συστολής της καρδιάς, τη φάση ελάχιστης παροχής κατά τη διαστολή, τη φάση μέγιστης παροχής κατά τη διαστολή και τη φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου. Τα στιγμιότυπα αυτά είναι κομβικά και μπορούν δώσουν μια καλή εικόνα για τη συμπεριφορά των αιμοδυναμικών φαινομένων μέσα σε ένα πλήρη καρδιακό κύκλο. Πεδία ενδιαφέροντος αποτέλεσαν για την περίπτωση του ανευρύσματος, οι γραμμές ροής, η κατανομή της πίεσης στο τοίχωμα και οι ελάχιστες τιμές των διατμητικών τάσεων κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου. Για την περίπτωση της αποκατάστασης μελετήθηκαν οι γραμμές ροής στο σύνολο της γεωμετρίας και ειδικά στις αποκατεστημένες αρτηρίες, αλλά και οι διατμητικές τάσεις σε αυτές, εξετάζοντας σε εγκάρσια και διαμήκη επίπεδα των αρτηριών το ροϊκό πεδίο. Παρατηρήθηκαν περιοχές χαμηλών διατμητικών τάσεων και ταυτοχρόνων ανακυκλοφοριών της ροής, οι οποίες δεν εξαλείφονται ούτε κατά τη μέγιστη συστολή και είναι υποψήφιας για δημιουργία θρόμβων, οι οποίοι σταδιακά εξελίσσονται, με κίνδυνο εμβολής και έμφραξης της εκάστοτε αρτηρίας που είναι ζωτικής σημασίας.

Από τις χρονικές καμπύλες των παροχών στις εξόδους των δύο γεωμετριών (Α) και (Β) κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου, έχει εντοπιστεί η διαφορά στην αιμάτωση μεταξύ των 2 νεφρικών αρτηριών και μεταξύ των δύο λαγονίων, στις διατομές εξόδου των οποίων, ορίστηκε η ίδια χρονικά μεταβαλλόμενη πίεση, στα πρότυπα της φυσιολογικής αορτής. Λόγω της εξατομικευμένης γεωμετρίας του κάθε ασθενούς και της διαφορετικής τεχνικής της αποκατάστασης παρατηρούνται διαφορές στην αιμάτωση των διακλαδιζόμενων αγγείων.

Στην (Α) περίπτωση ανευρύσματος παρουσιάζεται ελαττωμένη αιμάτωση της δεξιάς νεφρικής αρτηρίας, στην είσοδο της οποίας η ταχύτητα εισόδου γενικά παραμένει χαμηλότερη σε σχέση με αυτή της αριστερής καθ' όλη τη διάρκεια του καρδιακού παλμού, κάτι που οφείλεται στην καμπυλότητα που παρουσιάζει η συγκεκριμένη ανατομία της αορτής στην περιοχή. Αντίστοιχη διαφορά εντοπίζεται και στην αιμάτωση των λαγονίων αρτηριών, κάτι που οφείλεται στην ασύμμετρη και διαφορετική ανατομία των αρτηριών αυτών.

Στη (Β) περίπτωση ανευρύσματος παρατηρείται ελαττωμένη αιμάτωση της δεξιάς νεφρικής αρτηρίας, αλλά και της δεξιάς κοινής λαγόνιας, κάτι που ίσως οφείλεται στην ασύμμετρη και διαφορετική ανατομία των αρτηριών αυτών και στις διαφορές των διατομών εισόδου της ροής σε αυτές.

Και στις δύο περιπτώσεις ασθενών (Α) και (Β) στη συστολική φάση οι ταχύτητες είναι ελαττωμένες στην περίπτωση πριν την αποκατάσταση του ανευρύσματος, ενώ μετά από αυτήν αυξάνονται, ώστε να επιτυγχάνεται καλύτερη ροή του αίματος και συνεπώς καλύτερη αιμάτωση του αυλού υπονεφρικά. Ωστόσο, πριν την αποκατάσταση στον ασθενή (Β) παρουσιάζονται πιο

έντονες ανακυκλοφορίες στη διεύρυνση του ανευρύσματος ακόμη και στη συστολική φάση σε σχέση με τον ασθενή (Α), λόγω μεγαλύτερου ασκού του ανευρύσματος του (Β).

Και στις δύο περιπτώσεις ασθενών Α και Β, μετά την αποκατάσταση περιορίζεται και η ανάστροφη ροή στις λαγόνιες αρτηρίες που παρουσιάζονταν πριν από αυτή.

Σε όλα τα διακλαδιζόμενα αγγεία με έντονη καμπυλότητα και αλλαγή κατεύθυνσης της ροής αναπτύσσονται σχεδόν συμμετρικές δίνες (Dean vortices). Στο σημείο της έντονης καμπύλωσης, τόσο στο εσωτερικό μέρος με την έντονη καμπυλότητα, όσο και στο εξωτερικό με την ελαφρώς μεγαλύτερη καμπυλότητα, το αίμα κινείται προς περιοχές αυξανόμενης πίεσης. Σ' αυτές τις περιοχές η κινητική ενέργεια των στοιχείων του αίματος μειώνεται σε τέτοιες τιμές, ώστε γίνεται αποκόλληση της ροής.

Εν γένει το πεδίο ροής στην πλειοψηφία του είναι περίπλοκο με μορφές ελικοειδών στο χώρο ροϊκών γραμμών μεταβαλλόμενης καμπυλότητας που οφείλεται στην κάθε περίπλοκη εξατομικευμένη γεωμετρία των αγγείων του κάθε ασθενούς τόσο πριν την αποκατάσταση όσο και μετά από αυτή.

Η εικόνα έντονων ανακυκλοφοριών στο ροϊκό πεδίο και η διατήρηση χαμηλών ταχυτήτων ακόμη και στη συστολική φάση σε συνδυασμό με την εμφάνιση χαμηλών διατμητικών τάσεων στις ίδιες περιοχές αποτελεί την πιθανή αιτία σχηματισμού θρόμβων του αίματος σε αυτές τις περιοχές.

Οι διατμητικές τάσεις με τη μέθοδο αποκατάστασης chimney, παρουσιάζονται αυξημένες σε σχέση με την τεχνική fenestrated, κατά μήκος των τοιχωμάτων των ενδομοσχευμάτων, ωστόσο υφίστανται περιοχές χαμηλών διατμητικών τάσεων κι εδώ.

Παρατηρώντας πριν και μετά την αποκατάσταση με τεχνική fenestrated τις μέσες παροχές προς τις αρτηρίες, η μείωση της παροχής στα διακλαδιζόμενα αγγεία άνωθεν του αορτικού διχασμού συμβαίνει μόνο στα αγγεία που έχει τοποθετηθεί μόσχευμα (νεφρικές αρτηρίες) ή όταν το μόσχευμα επηρεάζει τον αυλό εισόδου της διακλαδιζόμενης αρτηρίας (ελαφρώς έμφραξη εισόδου από το μόσχευμα λόγω ελλιπούς ευθυγράμμισης ημικυκλικής θυρίδας (scallop) με είσοδο της άνω μεσεντερίου αρτηρίας).

Παρατηρώντας τις μέσες παροχές προς τις αρτηρίες πριν και μετά την αποκατάσταση με τεχνική chimney, η αιμάτωση των νεφρικών αρτηριών και της κοιλιακής αρτηρίας ελαττώνεται έντονα μετά την αποκατάσταση. Μάλιστα, ενώ πριν την αποκατάσταση η αιμάτωση των νεφρικών ήταν σε διαφορετικά επίπεδα, πλέον διατηρείται περίπου στα ίδια, χαμηλά ωστόσο επίπεδα. Αντίθετα αυξάνεται ελαφρώς η παροχή προς την άνω μεσεντέριο αρτηρία και επίσης υπάρχει έντονη αύξηση της ροής προς τις λαγόνιες μετά την αποκατάσταση. Παρατηρείται δηλαδή και στις δύο περιπτώσεις ασθενών, έντονη μείωση της παροχής στα διακλαδιζόμενα αγγεία άνωθεν του αορτικού διχασμού μόνο στα αγγεία που έχει τοποθετηθεί μόσχευμα (νεφρικές αρτηρίες-κοιλιακή αρτηρία). Ωστόσο, η μείωση αυτή δεν συνεχίζεται και προς τις λαγόνιες που φέρουν μόσχευμα. Πιθανώς αυτό να οφείλεται από την μια στο ότι η μείωση του αυλού των λαγονίων να μην είναι τόσο έντονη όσο των νεφρικών και της κοιλιακής και από την άλλη η κοινή παροχή εισόδου πριν και μετά την αποκατάσταση να πρέπει κάπου να διοχετευθεί για την ισχύ της αρχής διατήρησης της μάζας και φαίνεται να προτιμά τις λαγόνιες να το κάνει παρόλο που φέρουν επίσης μόσχευμα.

Τέλος, επισημαίνεται η μεγάλη διαφορά στην αιμάτωση των αποκατεστημένων αρτηριών, μεταξύ των δύο τεχνικών αποκατάστασης, καθώς στις μέσες παροχές φαίνεται η έντονα ελαττωμένη αιμάτωση των αποκατεστημένων αρτηριών με τη μέθοδο chimney, σε σχέση με την αιμάτωση που επιτυγχάνεται μετά την αποκατάσταση με fenestrated. Αυτό προφανώς οφείλεται στην έντονη αντίσταση στη ροή που προκαλούν τα μοσχεύματα chimney, εξαιτίας τριών παραμέτρων: α) του σχετικά μεγάλου μήκους που αναπτύσσονται τα chimney περιφερειακά στο τοίχωμα της αορτής σε συνδυασμό β) με την ελαττωμένη διατομή που έχουν από τη συμπίεση που υφίστανται μεταξύ του κυρίως μοσχεύματος και του τοιχώματος της αορτής και γ) των τοπικών απωλειών από την αλλαγή κατεύθυνσης της ροής και ενδεχομένως τις διαμορφώσεις στενώσεων και διευρύνσεων εντός του αυλού των μοσχευμάτων.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- ¹ Uemura K, Pisa Z "Trends in cardiovascular disease mortality in industrialized countries since 1950" World Health Statistics Quarterly. Rapport Trimestriel de Statistiques Sanitaires Mondiales [1988, 41(3-4):155-178]
- ² Chen CY, Antón R, Hung MY, Menon P, Finol EA, Pekkan K. Effects of Intraluminal Thrombus on Patient-Specific Abdominal Aortic Aneurysm Hemodynamics via Stereoscopic Particle Image Velocity and Computational Fluid Dynamics Modeling, *J Biomech Eng.* 2014 Mar;136(3):031001.
- ³ Betts, J. Gordon (2013). *Anatomy & physiology*. pp. 787–846. ISBN 1938168135. Retrieved 11 August 2014.
- ⁴ Alfio Quarteroni, Luca Formaggia *Mathematical Modelling and Numerical Simulation of the Cardiovascular System 2004, Computational Models for the Human Body*
- ⁵ N Sakalihan, R Limet, O D Defawe "Abdominal aortic aneurysm" Department of Cardiovascular and Thoracic Surgery (N Sakalihan MD, Prof R Limet MD), and Laboratory of Connective Tissues Biology (O D Defawe PhD), University of Liège, Sart-Tilman 4000 Liège, Belgium , *Lancet* 2005; 365: 1577–89
- ⁶ http://www.incardiology.gr/pathiseis_aggeiaka/koiliaki_aorti.html
- ⁷ Zhang, Q., Luo, Y., Xu, G. "Morphology of abdominal aortic aneurysm and its clinical importance" *Zhonghua wai ke za zhi [Chinese journal of surgery]* Volume 39, Issue 8, August 2001, Pages 583-585
- ⁸ C. O. McDonnell, M. Halak, A. Bartlett, S. R. Baker "Abdominal Aortic Aneurysm neck morphology: Proposed classification system" *Irish Journal of Medical Science* July–September 2006, Volume 175, Issue 3, pp 4-8
- ⁹ <http://web.missouri.edu/~andersonshar/7370/final/pathology.html>
- ¹⁰ Patrick Bastos Metzger; Eduardo Rafael Noverol; Fabio Henrique Rossil; Samuel Martins Moreiral; Heraldo Antônio Barbatol; Nilo Mitsuru Izukawal; Vanessa Luciene Abreu de Marcoll; Manoel Nicolas Cano; Antonio Massamitsu Kambaral " Endovascular treatment of abdominal aortic aneurysms with complex anatomy: preliminary results of a second-generation stent graft with a dual-ring design" *Rev. Bras. Cardiol. Invasiva* vol.20 no.1 São Paulo Jan./Mar. 2012
- ¹¹ Ian M. Nordon, Robert J. Hinchliffe, Ian M. Loftus & Matt M. Thompson *Pathophysiology and epidemiology of abdominal aortic aneurysms Nature Reviews Cardiology* 8, 92-102 (February 2011)
- ¹² Blanchard JF, Armenian HK, Friesen PP. "Risk factors for abdominal aortic aneurysm: results of a case-control study" *Am J Epidemiol.* 2000;151:575–583.

-
- ¹³Lindholt JS, Heegaard NH, Vammen S, Fasting H, Henneberg EW, Heickendorff L. "Smoking, but not lipids, lipoprotein(a) and antibodies against oxidised LDL, is correlated to the expansion of abdominal aortic aneurysms". *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 2001;21:51–56.
- ¹⁴Vardulaki KA, Walker NM, Day NE, Duffy SW, Ashton HA, Scott RA. "Quantifying the risks of hypertension, age, sex and smoking in patients with abdominal aortic aneurysm". *Br J Surg.* 2000;87:195–200.
- ¹⁵Nordon, I.M., Hinchliffe, R.J., Loftus, I.M., Thompson, M.M., Pathophysiology and epidemiology of abdominal aortic aneurysms (2011) *Nature Reviews Cardiology*, 8 (2), pp. 92-102.
- ¹⁶Lederle FA, Nelson DB, Joseph AM. "Smokers' relative risk for aortic aneurysm compared with other smoking-related diseases: a systematic review" *J Vasc Surg.* 2003;38:329–334.
- ¹⁷Craig Fleming, MD; Evelyn P. Whitlock, MD, MPH; Tracy L. Beil, MS; and Frank A. Lederle, MD "Screening for Abdominal Aortic Aneurysm: A Best-Evidence Systematic Review for the U.S. Preventive Services Task Force" *Ann Intern Med.* 2005;142(3):203-211
- ¹⁸ Halloran BG, Davis VA, McManus BM, et al. Localization of aortic disease is associated with intrinsic differences in aortic structure. *J Surg Res* 1995; 59:17-22
- ¹⁹ Dorbin PB, Mrkvicka R. "Failure of elastin or collagen as possible critical connective tissue alterations underlying aneurysmal dilatation" *Cardiovasc Surg* 1994; 2:484-488
- ²⁰ Wolinsky H, Glagov S. "Comparison of abdominal and thoracic aortic medial structure in mammals. Deviation of man from the usual pattern" *Circ Res* 1969; 25:677-686
- ²¹ Yuan SM¹, Jing H. "Cystic medial necrosis: pathological findings and clinical implications." *Rev Bras Cir Cardiovasc.* 2011 Jan-Mar;26(1):107-15.
- ²²E iseman B, Hughes RH. Repair of an abdominal aortic vena caval fistula caused by rupture of an atherosclerotic aneurysm. *Surgery.* 1956; 39: 498–504.
- ²³Kaschina E, Scholz H, Steckelings UM, Sommerfeld M, Kemnitz UR, Artuc M, Schmidt S, Unger T. Transition from atherosclerosis to aortic aneurysm in humans coincides with an increased expression of RAS components. *Atherosclerosis.* 2009; 205: 396–403.
- ²⁴Ward MR, Pasterkamp G, Yeung AC, Borst C. Arterial remodeling: mechanisms and clinical implications. *Circulation.* 2000; 102: 1186–1191.
- ²⁵ Golledge J, Muller J, Daugherty A, Norman P. Abdominal aortic aneurysm: pathogenesis and implications for management. *Arterioscler Thromb Vasc Biol.* 2006;26:2605–13
- ²⁶Golledge J, Norman PE. Pathophysiology of abdominal aortic aneurysm relevant to improvements in patients' management. *Curr Opin Cardiol.* 2009;24:532–8.

-
- ²⁷Ward MR, Pasterkamp G, Yeung AC, Borst C. Arterial remodeling. Mechanisms and clinical implications. *Circulation*. 2000;102:1186–91
- ²⁸ Jonathan Golledge, MChir, FRACS, FRCS1 and Paul Norman, DS, FRACS, FRCS2 "Atherosclerosis and abdominal aortic aneurysm: Cause, response or common risk factors?" *Arterioscler Thromb Vasc Biol*. 2010 Jun; 30(6): 1075–1077.
- ²⁹ A. Rijbroek, F.L. Moll, H.A.v. Dijk, R. Meijer, J.W. Jansen "Inflammation of the abdominal aortic aneurysm wall" *Eur J Vasc Surg* 8, 41-46 (1994)
- ³⁰ Katsuyuki Hoshima MD, Ronald L. Dalman MD, "Hemodynamic influences on abdominal aortic aneurysm disease". Evelyne Germe (2006)
- ³¹ Malek AM, Alper SL, Izumo S. "hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis", *JAMA*, 1999, 282(21): 2035-42
- ³² Paul D. DiMusto, MD and Gilbert R. Upchurch, MD "the pathogenesis of abdominal aortic aneurysm"
- ³³ Takayama T1, Miyata T, Nagawa H. "True abdominal aortic aneurysm in Marfan syndrome" *J Vasc Surg*. 2009 May;49(5):1162-5. doi: 10.1016/j.jvs.2008.12.007.
- ³⁴ Jae-Youn Moon, Soo-Jin Lee, Tae Soo Kang "The vascular aneurysms of Ehlers–Danlos syndrome type IV" 415 First published online: 10 August 2011
- ³⁵ Paul T. Albin, Ana Maria Segura, Guanghui Liu, Charles G. Minard, Joseph S. Coselli, Dianna M. Milewicz, Ying H. Shen, correspondence email, Scott A. LeMair "Advanced atherosclerosis is associated with increased medial degeneration in sporadic ascending aortic aneurysms" February 2014 Volume 232, Issue 2, Pages 361–368
- ³⁶ Halloran BG1, Baxter BT. "Pathogenesis of aneurysms" *Semin Vasc Surg*. 1995 Jun;8(2):85-92.
- ³⁷ http://www.euroclinic.gr/arthro.aspx?lang_id=1&article_id=287
- ³⁸ <http://www.angionet.gr/aggeiakas-pathiseis/aneurysma-koiliakis-aortis/#7>
- ³⁹ David C. Brewster, a MD, Jack L. Cronenwett, MD, b John W. Hallett, Jr, MD, c K. Wayne Johnston, MD, d William C. Krupski, MD, e and Jon S. Matsumura, MD, f "Guidelines for the treatment of abdominal aortic aneurysms Report of a subcommittee of the Joint Council of the American Association for Vascular Surgery and Society for Vascular Surgery" Boston, Mass; Lebanon, NH; Bangor, Me; Toronto, Canada; Denver, Colo; and Chicago, Ill
- ⁴⁰ F.L. Moll a, *, J.T. Powell b, G. Fraedrich c, F. Verzini d, S. Haulon e, M. Waltham f, J.A. van Herwaarden a, P.J.E. Holt g, J.W. van Keulen a,h, B. Rantner c, F.J.V. Schloßer h, F. Setacci i, J.-B. Ricco j "Management of Abdominal Aortic Aneurysms Clinical Practice Guidelines of the European Society for Vascular Surgery" *Eur J Vasc Endovasc Surg* (2011) 41, S1eS58

⁴¹ J.S. Lindholmf2, S. Vammen, H. Fasting, E.W. Henneberg "Psychological Consequences of Screening for Abdominal Aortic Aneurysm and Conservative Treatment of Small Abdominal Aortic Aneurysms" Department of Vascular Surgery, Hospital of Viborg, Denmark , Accepted 20 December 1999, Available online 25 March 2002

⁴² Yamei Wang^{1,2} and Yuhong Tao^{1*} "Diagnosis and treatment of congenital abdominal aortic aneurysm: a systematic review of reported cases" Wang and Tao Orphanet Journal of Rare Diseases (2015) 10:4

⁴³<http://www.iatronet.gr/yegeia/kardiologia/article/12114/pws-antimetwpizontai-ta-anevrismata-tis-aortis.html>

⁴⁴ <https://www.uahealth.com/library/sections/article/abdominal-aortic-aneurysm-repair>

⁴⁵ http://en.wikipedia.org/wiki/Endovascular_aneurysm_repair

⁴⁶ Dominique B. Buck, Joost A. van Herwaarden, Marc L. Schermerhorn & Frans L. Moll "Endovascular treatment of abdominal aortic aneurysms" Nature Reviews Cardiology 11, 112–123 (2014)

⁴⁷ <http://www.nhlbi.nih.gov/health/health-topics/topics/arm/>

⁴⁸ <https://biotextiles2012.wordpress.com/endovascular-stent-grafts/>

⁴⁹R.A., Stavropoulos, S.W., Fairman, R.M., Carpenter, J.P. " Endoleaks after endovascular repair of abdominal aortic aneurysms" Journal of Vascular and Interventional Radiology Volume 14, Issue 9 I, 1 September 2003, Pages 1111-1117

⁵⁰ W. Charles Sternbergh III, MD,^a Glen Carter, RT (R)(CV),^a John W. York, MD,^a Moises Yoselevitz, MD,^b and Samuel R. Money, MD, MBA,^a "Aortic neck angulation predicts adverse outcome with endovascular abdominal aortic aneurysm repair" (J Vasc Surg 2002;35:482-6)

⁵¹F.J.V., Muhs, B.E. "Endoleaks after endovascular abdominal aortic aneurysm repair: What one needs to know" , 2012 Source of the Document Current Opinion in Cardiology, 27 (6), pp. 598-603

⁵² http://www.incardiology.gr/pathiseis_aggeiaka/koiliaki_aorti.html

⁵³Dominique B. Buck, Joost A. van Herwaarden, Marc L. Schermerhorn and Frans L. Moll "Endovascular treatment of abdominal aortic aneurysms" Buck, D. B. et al. Nat. Rev. Cardiol. 11, 112–123 (2014); published online 17 December 2013; corrected online 4 March 2014

⁵⁴Romeu Mesquita; Pedro Ananias; Nuno Costa; Hugo Marques; Cecília Leal; Rosana Santos; Otilia Fernandes; Luísa Figueiredo "COMPLICATIONS AFTER ENDOVASCULAR AORTIC REPAIR (EVAR) OF ABDOMINAL ANEURYSM – WHAT EVERY RADIOLOGIST SHOULD KNOW" Poster, 2012

⁵⁵ Taylor, S. M., Mills, J. L. & Fujitani, R. M. The juxtarenal abdominal aortic aneurysm. A more common problem than previously realized? Arch. Surg. 129, 734–737 (1994).

-
- ⁵⁶ Jongkind, V. et al. Juxtarenal aortic aneurysm repair. *J. Vasc. Surg.* 52, 760–767 (2010).
- ⁵⁷ Brian Febbo MD "Abdominal Aortic Aneurysm: Clinical Highlights and Updates" Emergency Medicine Resident, Advocate Christ Medical Center 2015
- ⁵⁸ Faruqi, R. M. et al. Endovascular repair of abdominal aortic aneurysm using a pararenal fenestrated stent-graft. *J. Endovasc. Surg.* 6, 354–358 (1999).
- ⁵⁹ Browne, T. F. et al. A fenestrated covered suprarenal aortic stent. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 18, 445–449 (1999).
- ⁶⁰ Anderson, J. L., Berce, M. & Hartley, D. E. Endoluminal aortic grafting with renal and superior mesenteric artery incorporation by graft fenestration. *J. Endovasc. Ther.* 8, 3–15 (2001).
- ⁶¹ Roy K. Greenberg, M.D. " Endovascular aneurysm repair using branched or fenestrated devices" Departments of Vascular Surgery, Cardiothoracic Surgery, and Biomedical Engineering
- ⁶² O'Neill, S. et al. A prospective analysis of fenestrated endovascular grafting: intermediate-term outcomes. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 32, 115–123 (2006).
- ⁶³ Amiot, S. et al., Fenestrated endovascular grafting: the French multicentre experience. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* 39, 537–544 (2010).
- ⁶⁴ Linsen, M. A., Jongkind, V., Nio, D., Hoksbergen, A. W. & Wisselink, W. Pararenal aortic aneurysm repair using fenestrated endografts. *J. Vasc. Surg.* 56, 238–246 (2012).
- ⁶⁵ Arzani A, Suh GY, Dalman RL, Shadden SC, A longitudinal comparison of hemodynamics and intraluminal thrombus deposition in abdominal aortic aneurysms, *Am J Physiol Heart Circ Physiol.* 2014 Dec 15;307(12):H1786-95.
- ⁶⁶ *Dominique B. Buck, Joost A. van Herwaarden, Marc L. Schermerhorn and Frans L. Moll "Endovascular treatment of abdominal aortic aneurysms" Department of Vascular Surgery, University Medical Centre Utrecht, Heidelberglaan 100, 3584 CX Utrecht, Netherlands, February 2014*
- ⁶⁷ Idit Avrahamia,*, Moshe Branda, Tomer Meirson b, Zehava Ovadia-Blechmanb, Moshe Halak "Hemodynamic and mechanical aspects of fenestrated endografts for treatment of Abdominal Aortic Aneurysm" *European Journal of Mechanics B/Fluids* 35 (2012) 85–91
- ⁶⁸ Tomas Ohrlander, MD; Björn Sonesson, MD, PhD; Krasnodar Ivancev, MD, PhD; Timothy Resch, MD, PhD; Nuno Dias, MD, PhD; and Martin Malina, MD, PhD " The Chimney Graft: A Technique for Preserving or Rescuing Aortic Branch Vessels in Stent-Graft Sealing Zones" *J ENDOVASC THER* 2008;15:427–432
- ⁶⁹ Greenberg RK, Clair D, Srivastava S, et al. Should patients with challenging anatomy be offered endovascular aneurysm repair? *J Vasc Surg.* 2003;38:990–996.

⁷⁰ Ohrlander, T. et al. The chimney graft: a technique for preserving or rescuing aortic branch vessels in stent-graft sealing zones. *J. Endovasc. Ther.* 15, 427–432 (2008).

⁷¹ Patel, R. P., Katsargyris, A., Verhoeven, E. L., Adam, D. J. & Hardman, J. A. Endovascular aortic aneurysm repair with chimney and snorkel grafts: indications, techniques and results. *Cardiovasc. Intervent. Radiol.* 36, 1443–1451 (2013).

⁷² Tolenaar, J. L. et al. The chimney graft, a systematic review. *Ann. Vasc. Surg.* 26, 1030–1038 (2012).

⁷³ Ohrlander, T. et al. The chimney graft: a technique for preserving or rescuing aortic branch vessels in stent-graft sealing zones. *J. Endovasc. Ther.* 15, 427–432 (2008).

⁷⁴ Patel, R. P., Katsargyris, A., Verhoeven, E. L., Adam, D. J. & Hardman, J. A. Endovascular aortic aneurysm repair with chimney and snorkel grafts: indications, techniques and results. *Cardiovasc. Intervent. Radiol.* 36, 1443–1451 (2013).

⁷⁵ Tolenaar, J. L., Zandvoort, H. J., Moll, F. L. & van Herwaarden, J. A. Technical considerations and results of chimney grafts for the treatment of juxtarenal aneurysms. *J. Vasc. Surg.* 58, 607–615 (2013).

⁷⁶ Alexandre Campos Moraes Amato¹; Flávio Amim Abraham¹; Henrique Dini Kraide¹; Leandro Teixeira Rocha¹; Ricardo Virginio dos Santos¹ "Endotension: rupture of abdominal aortic aneurysm" *J. vasc. bras.* vol.11 no.2 Porto Alegre Apr./June 2012

⁷⁷ Lobato, A. C. Sandwich technique for aortoiliac aneurysms extending to the internal iliac artery or isolated common/internal iliac artery aneurysms: a new endovascular approach to preserve pelvic circulation. *J. Endovasc. Ther.* 18, 106–111 (2011).

⁷⁸ Kolvenbach, R. R., Yoshida, R., Pinter, L., Zhu, Y. & Lin, F. Urgent endovascular treatment of thoraco-abdominal aneurysms using a sandwich technique and chimney grafts—a technical description. *Eur J. Vasc. Endovasc. Surg.* 41, 54–60 (2011).

⁷⁹ Schermerhorn, M. L. et al., Changes in abdominal aortic aneurysm rupture and short-term mortality, 1995–2008: a retrospective observational study. *Ann. Surg.* 256, 651–658 (2012).

⁸⁰ Sujan Dhar, Markus Tremmel, J Mocco, Minsuok Kim, Junichi Yamamoto, Adnan H. Siddiqui, L. Nelson Hopkins Morphology Parameters for Intracranial Aneurysm Rupture Risk Assessment *Neurosurgery.* Aug 2008; 63(2): 185–197.

⁸¹ S.Ø. Wille Pressure and flow in arterial aneurysms simulated in mathematical models *Modelling, Identification and Control* (1981) in press

⁸² Khosla S1, Morris DR, Moxon JV, Walker PJ, Gasser TC, Golledge J. "Meta-analysis of peak wall stress in ruptured, symptomatic and intact abdominal aortic aneurysms" *Br J Surg.* 2014 Oct;101(11):1350-7; discussion 1357. doi: 10.1002/bjs.9578. Epub 2014 Aug 11.

-
- ⁸³ David A. Vorp, PhD, M. L. Raghavan, BS, and Marshall W. Webster, MD, Pittsburgh, Pa. " Mechanical wall stress in abdominal aortic aneurysm: Influence of diameter and asymmetry" *J Vasc Surg* 1998;27:632-9
- ⁸⁴ Boyd AJ¹, Kuhn DC², Lozowy RJ², Kulbisky GP³. "Low wall shear stress predominates at sites of abdominal aortic aneurysm rupture" *J Vasc Surg*. 2015 Mar 6. pii: S0741-5214(15)00150-0. doi: 10.1016/j.jvs.2015.01.040.
- ⁸⁵ Mohan IV¹, Harris PL, Van Marrewijk CJ, Laheij RJ, How TV " Factors and forces influencing stent-graft migration after endovascular aortic aneurysm repair" *J Endovasc Ther*. 2002 Dec;9(6):748-55.
- ⁸⁶ D.S. Molonya, E.G. Kavanagh, P. Madhavanc, M.T. Walsh, T.M. McGloughlina, "A Computational Study of the Magnitude and Direction of Migration Forces in Patient-specific Abdominal Aortic Aneurysm Stent-Grafts" doi:10.1016/j.ejvs.2010.06.001
- ⁸⁷ Polina A. Segalova, Guanglei Xiong, K. T. Venkateswara Rao, Christopher K. Zarins and Charles A. Taylor "Evaluating Design of Abdominal Aortic Aneurysm Endografts in a Patient-Specific Model Using Computational Fluid Dynamics" *J. Med. Devices* 5(4), 041005 (Nov 14, 2011) (8 pages)
- ⁸⁸ Kandail H¹, Hamady M², Xu XY³. " Patient-specific analysis of displacement forces acting on fenestrated stent grafts for endovascular aneurysm repair" *J Biomech*. 2014 Nov 7;47(14):3546-54. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.08.011. Epub 2014 Aug 20.
- ⁸⁹ Zhonghua Sun, PhDcorresponding author¹ and Thanapong Chaichana, MSc^{1,2} "Fenestrated Stent Graft Repair of Abdominal Aortic Aneurysm: Hemodynamic Analysis of the Effect of Fenestrated Stents on the Renal Arteries"*Korean J Radiol*. 2010 Jan-Feb; 11(1): 95–106.
- ⁹⁰ <https://www.scribd.com/doc/99004170/113/Tetra-Prism-Mesh-Generation-for-an-Aorta>
- ⁹¹ Pavel Maur " Delaunay triangulation in 3D" Technical report No DCSE/TR-2002-02
- ⁹² Johannes V. Soulis, Thomas M. Farmakis, George D. Giannoglou, George E. Louridas. Wall shear stress in normal left coronary artery tree. *Journal of Biomechanics* 39. 2006, σσ. 742–749.
- ⁹³ Irene E. Vignon-Clementel " A COUPLED MULTIDOMAIN METHOD FOR COMPUTATIONAL MODELING OF BLOOD FLOW" June 2006
- ⁹⁴ Irene E. Vignon-Clementel a, C. Alberto Figueroa a, Kenneth E. Jansen c, Charles A. Taylor a,b,* "Outflow boundary conditions for three-dimensional finite element modeling of blood flow and pressure in arteries" *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg*. 195 (2006) 3776–3796