



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΡΕΥΣΤΩΝ

**ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΒΙΟΡΕΥΣΤΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ
ΚΑΙ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ**

**«ΑΙΜΟΔΥΝΑΜΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΠΕΔΙΩΝ ΡΟΗΣ ΣΕ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ
ΑΟΡΤΗΣ ΚΑΙ ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΑΚΟ ΜΟΣΧΕΥΜΑ: ΜΕΛΕΤΗ ΣΕ ΜΟΝΤΕΛΟ
ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ»**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ ΤΟΥ

ΞΕΝΑΚΗ Μ. ΑΝΤΩΝΙΟΥ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ:

ΤΣΑΓΓΑΡΗΣ ΣΩΚΡΑΤΗΣ

Καθηγητής Σχολής Μηχανολόγων Μηχανικών
Εθνικού Μετσοβίου Πολυτεχνείου
Διευθυντής του Εργαστηρίου Βιορευστομηχανικής
και Βιοϊατρικής Τεχνολογίας

Αθήνα, Οκτώβριος 2010

Αφιερώνω αυτή την εργασία στους Έλληνες επιστήμονες που συνεχίζουν να εργάζονται σε αυτή τη χώρα με αυταπάρηση, παράγοντας πλούτο ανεκτίμητο και ανεκμετάλλευτο.

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Οι καρδιαγγειακές παθήσεις αποτελούν τη βασικότερη αιτία θανάτου στον ανεπτυγμένο κόσμο. Η ικανότητα αντιμετώπισης των παθήσεων αυτών, βασιζόταν πάντοτε στη πληρέστερη κατανόηση τους. Με την ανάπτυξη των θετικών επιστημών και ειδικά της μηχανικής τους τελευταίους αιώνες, έγινε δυνατή η μελέτη αντίστοιχων προβλημάτων οδηγώντας στην ανάπτυξη του νέου επιστημονικού πεδίου της εμβιομηχανικής. Ο συνδυασμός των γνωστικών πεδίων της μηχανικής και της ιατρικής, επιτρέπει την καλύτερη αντίληψη των παθήσεων του ανθρώπινου σώματος, ενώ παράγεται επιστημονική γνώση η οποία μπορεί να εφαρμοστεί στην πρόληψη, διάγνωση και θεραπεία των παθήσεων αυτών. Η επανάσταση της τεχνολογίας των υπολογιστών τα τελευταία χρόνια, ήρθε να συνδράμει την ερευνητική προσέγγιση των επιστημόνων, επιτρέποντας την ανάπτυξη υπολογιστικών μοντέλων για την εξέταση σχετικών φαινομένων. Η υπολογιστική ρευστομηχανική αποτελεί έναν από τους κλάδους της μηχανικής όπου χρησιμοποιήθηκε εκτενέστατα η νέα αυτή τεχνολογία. Οι νέες προοπτικές που απορρέουν από τον συνδυασμό των παραπάνω επιστημονικών πεδίων, δημιουργούν την ελπίδα για ευνοϊκότερες συνθήκες για τον άνθρωπο.

Σκοπός της παρούσας εργασίας ήταν με τη χρήση υπολογιστικού πακέτου, να μελετηθούν τα πεδία ροής και να υπολογιστούν οι διατμητικές δυνάμεις στη περίπτωση του ανευρύσματος της κοιλιακής αορτής, με σκοπό να συσχετισθούν με την ανάπτυξη της αθηροσκλήρωσης και του ενδοαγγειακού θρόμβου. Ακόμα ζητούμενο ήταν ο υπολογισμός των δυνάμεων που επιδρούν πάνω σε ενδοαγγειακό μόσχευμα, όταν αυτό χρησιμοποιείται για τη θεραπεία του ανευρύσματος.

Ιδιαίτερες ευχαριστίες θα ήθελα να απευθύνω στον καθηγητή μου, κ. Σωκράτη Τσαγγάρη, για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε εμπιστευόμενος μου την εκπόνηση αυτής της εργασίας, και την συνεχή υποστήριξη που μου παρείχε ακόμα και στις δυσκολότερες στιγμές.

Τις θερμότερες ευχαριστίες μου θα ήθελα να απευθύνω στον υποψήφιο διδάκτορα και ερευνητή του εργαστηρίου Θερμικών και Πολυφασικών Ροών του Ε.Κ.Ε.Φ.Ε. Δημόκριτος, κ. Βαγγέλη Μακρή για την ουσιαστική βοήθεια του, τις πολύτιμες συμβουλές του, την άσπογη συνεννόηση που είχαμε σε όλη τη διάρκεια της συνεργασίας μας καθώς και την αρωγή στην λύση οποιουδήποτε πρόβλημα αντιμετώπισα κατά την εκπόνηση αυτής της εργασίας.

Ευχαριστίες επίσης θα ήθελα να απευθύνω στα υπόλοιπα μέλη του εργαστηρίου Θερμικών και Πολυφασικών Ροών του Ε.Κ.Ε.Φ.Ε. Δημόκριτος, κ. Βασίλη Γκανή για την έμπρακτη διάθεση να με βοηθήσει στην περαίωση αυτής εργασίας καθώς και για τις καίριες συμβουλές του σε κομβικά σημεία, τη κ. Μαρίκα Πηλού, τον κ. Παναγιώτη Νεοφύτου, και τον διευθυντή του εργαστηρίου κ. Χρήστο Χουσιάδα για την υποστήριξη και φιλοξενία τους στο εργαστήριο τους. Τους ευχαριστώ όλους θερμά.

Θερμές ευχαριστίες θα ήθελα να απευθύνω στον κ. Ιωάννη Κακίση, Επίκουρο Καθηγητή αγγειοχειρουργικής του ΕΚΠΑ και τον ιατρό Κωνσταντίνο Βασιλά, του Αττικού νοσοκομείου για τα δεδομένα αξονικής τομογραφίας που μας παρείχαν καθώς και την κριτική εξέταση των αποτελεσμάτων.

Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω φίλους μου για το ενδιαφέρον τους στο πρόσωπο μου και την υποστήριξη τους. Ειδικά θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Στράτο Χαρίτο, φίλο μου και γιατρό από το πανεπιστημιακό νοσοκομείο του Λούμπεκ (Γερμανία) για την βοήθεια του στην ερμηνεία και κατανόηση των ιατρικών παθήσεων που σχετίζονται με την εργασία αυτή. Τέλος ευχαριστώ τους γονείς μου, Μάρκο και Σοφία, και την αδελφή μου Αναστασία για την διαρκή υλική και ηθική υποστήριξη που μου προσέφεραν όλα τα χρόνια της εκπαίδευσης μου καθώς και για την υπομονή που επέδειξαν μεγαλώνοντας με σε έναν άνθρωπο με ιδανικά και αξίες.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Το ανεύρυσμα της κοιλιακής αορτής αποτελεί διόγκωση του αυλού και του τοιχώματος της αρτηρίας, που οφείλεται σε βλάβη του τοιχώματος της αρτηρίας. Με την πάροδο του χρόνου και την εξασθένηση του τοιχώματος σε συνδυασμό με τη πίεση του αίματος, υπάρχει ο κίνδυνος το αγγείο να διαρραγεί με αποτέλεσμα την εσωτερική αιμορραγία η οποία είναι εξαιρετικά απειλητική για τη ζωή του ασθενούς.

Για την ανάπτυξη του ανευρύσματος έχει κατηγορηθεί από παλιά η παρουσία στο αγγείο της αθηροσκλήρωσης, ο ρόλος της οποίας δεν έχει ακόμη πλήρως διασαφηνισθεί. Για την ανάπτυξη της δε, σημαντικό ρόλο παίζουν τα ρευστοδυναμικά φαινόμενα του αίματος, όπως ανακυκλοφορίες και δίνες, που αναπτύσσονται στην περιοχή του αγγείου. Επίσης λόγω ανάλογων αιμοδυναμικών φαινομένων εμφανίζεται στο αγγείο ο ενδοαγγειακός θρόμβος, ο οποίος υπάρχει περίπτωση να καταλαμβάνει μεγάλο όγκο του αυλού ροής.

Για να προληφθεί η ρήξη του ανευρύσματος έχει αναπτυχθεί μια νέα ελάχιστα επεμβατική τεχνική αποκατάστασης η οποία περιλαμβάνει την τοποθέτηση ενδοαγγειακού μοσχεύματος στον αυλό της κοιλιακής αορτής. Το μόσχευμα αυτό συγκρατείται στη θέση του μέσω της τριβής με το αγγειακό τοίχωμα, ενώ ορμή του αίματος τείνει να το μετατοπίσει, με αποτέλεσμα την επαναφορά του κινδύνου ρήξης του ανευρύσματος.

Στη παρούσα εργασία εξετάστηκαν τα φαινόμενα και οι επιδράσεις της ροής του αίματος που μπορούν να οδηγήσουν στην ανάπτυξη θρόμβωσης ή ρήξη στο ανευρύσμα της κοιλιακής αορτής ή στη μετατόπιση τοποθετημένου ενδοαγγειακού μοσχεύματος. Η μοντελοποίηση του προβλήματος περιελάμβανε την εφαρμογή πειραματικών δεδομένων για τη ταχύτητα του αίματος σε έναν πλήρη καρδιακό κύκλο στην κοιλιακή αορτή και χρήση μοντέλου μη νευτώνιου ρευστού για το αίμα. Η μελέτη των παραπάνω προβλημάτων έγινε με τη χρήση του εμπορικού πακέτου ANSYS 12. Οι γεωμετρίες στις οποίες εξετάστηκαν όλα τα αιμοδυναμικά φαινόμενα ήταν πραγματικές γεωμετρίες κοιλιακής αορτής με ανεύρυσμα, οι οποίες εξήχθησαν με τη μέθοδο της τρισδιάστατης αναδόμησης και τη χρήση του εμπορικού πακέτου MIMICS της Materialise NV, από αξονικές τομογραφίες ασθενούς.

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η τα φαινόμενα ανακυκλοφοριών και δινών συνδέονται με τη περιοχή όπου έχει αναπτυχθεί το ανεύρυσμα. Επίσης η περιοχή όπου έχει αναπτυχθεί ο μεγαλύτερος όγκος της θρόμβου και αθηρωματικής πλάκας σχετίζεται με μεγάλη διακύμανση

της διατμητικής τάσης καθώς επίσης και με παραμένουσες μηδενικές τάσεις για το μεγαλύτερο μέρος του καρδιακού κύκλου. Οι πιέσεις έχουν γραμμική συμπεριφορά κατά τη κατεύθυνση του άξονα z και είναι φθίνουσα ή αύξουσα ανάλογα με την φάση επιτάχυνσης ή επιβράδυνσης της ροής. Τέλος για το ενδοαγγειακό μόσχευμα βρέθηκε ότι η μέγιστη δύναμη είναι περίπου 2.48 N κατά τον άξονα τον z , η οποία σύμφωνα με τη βιβλιογραφία είναι ασφαλής για τη μη μετατόπιση του μοσχεύματος.

ABSTRACT

Abdominal aortic aneurysm is dilatation of the wall and lumen of the healthy aorta, caused by damage of the aortic wall. During time rupture might occur due to the weakened wall combined with the aortic pressure, resulting in life threatening hemorrhage.

Aneurysm formation is long associated with the presence of atherosclerosis on the vessel's wall, the role of which is not yet fully understood. Significant role in creation and growth of atherosclerosis play the hemodynamic phenomena, e.g. recirculations and vortexes, that take place in the vessel's lumen.

In order to prevent abdominal aortic aneurysm's rupture a minimally invasive method has been developed, which consists of the placement of an intraluminal graft, called the endograft. Friction is the main force that restrains the graft into position, whilst blood's momentum tends to displace it, restoring that way a hazardous situation for aneurysm rupture.

In this thesis, blood's flow phenomena and effects are studied that may cause either formation of atherosclerosis or rupture of an abdominal aortic aneurysm or displacement of the graft in the case of endovascular repair. This problem's modelling embodies the use of experimental measurements of blood flow rates in abdominal aorta, as well as non-Newtonian blood model. For the computational analysis ANSYS 12 commercial solver was used. The geometries in which the hemodynamic phenomena were studied, were extracted from a patient's computational tomography scans (CT-scans), using MIMICS, by Materialise NV, 3D reconstruction commercial software.

The results showed that flow field's phenomena, such as vortexes and rotary flow, are correlated with the area of the aneurysm with the largest diameter. Also the area where atherosclerosis had its largest volume, is related with pulmonary wall shear for during 40% of the cardiac cycle, while during the rest of the cardiac cycle wall shear remains practically zero. Pressure distribution along z axis is monotonous according with ascending or descending order, according to the phase of the cardiac cycle. Finally it was found that the maximum force applied on the endovascular graft of this occasion is 2.48 N, which appears to be safe for the migration of endograft, while in case of hypertension can increase considerably.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΤΟ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΚΑΙ ΤΟ ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΤΟΥ ΥΠΟΒΑΘΡΟ - 15 -

1.1	ΕΙΣΑΓΩΓΗ	- 15 -
1.2	ΤΟ ΑΙΜΑ	- 16 -
1.3	Ο ΚΑΡΔΙΑΚΟΣ ΚΥΚΛΟΣ	- 18 -
1.4	ΑΡΤΗΡΙΕΣ	- 19 -
1.4.1	Η ΚΟΙΛΙΑΚΗ ΑΟΡΤΗ.....	- 21 -
1.5	ΤΟ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ	- 22 -
1.5.1	ΓΕΝΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ	- 22 -
1.5.2	ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ ΤΟΥ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ	- 24 -
1.5.3	ΕΠΙΔΗΜΙΟΛΟΓΙΑ	- 25 -
1.5.4	ΑΙΤΙΑ ΚΑΙ ΠΑΘΟΓΕΝΕΙΑ ΤΟΥ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ.....	- 26 -
1.5.5	ΔΙΑΓΝΩΣΗ	- 30 -
1.5.7	ΠΟΡΕΙΑ ΝΟΣΟΥ	- 31 -
1.5.8	ΘΕΡΑΠΕΙΑ	- 32 -
1.5.8.1	ΣΥΝΤΗΡΗΤΙΚΗ ΘΕΡΑΠΕΙΑ	- 32 -
1.5.8.2	ΦΑΡΜΑΚΕΥΤΙΚΗ ΑΓΩΓΗ	- 33 -
1.5.8.3	ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΕΠΕΜΒΑΣΗ	- 33 -
1.5.8.3.1	ΕΓΧΕΙΡΗΣΗ ΑΝΟΙΧΤΟΥ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ	- 34 -
1.5.8.3.2	ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΑΚΗ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ.....	- 35 -
1.5.9	ΕΠΠΛΟΚΕΣ ΤΩΝ ΕΠΕΜΒΑΣΕΩΝ.....	- 37 -
1.5.9.1	ΕΠΠΛΟΚΕΣ ΕΠΕΜΒΑΣΗΣ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΑΝΟΙΧΤΟΥ ΤΥΠΟΥ	- 37 -
1.5.9.2	ΕΠΠΛΟΚΕΣ ΕΠΕΜΒΑΣΗΣ ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΑΚΗΣ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ.....	- 38 -
1.6	ΑΘΗΡΟΣΚΛΗΡΩΣΗ	- 46 -
1.6.1	ΘΕΩΡΙΕΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ ΑΘΗΡΟΣΚΛΗΡΩΣΗΣ.....	- 48 -
1.6.2	ΑΙΜΟΔΥΝΑΜΙΚΟΙ ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ ΣΤΗΝ ΑΘΗΡΟΣΚΛΗΡΩΣΗ	- 49 -
1.6.3	Η ΑΘΗΡΟΣΚΛΗΡΩΣΗ ΣΤΗΝ ΚΟΙΛΙΑΚΗ ΑΟΡΤΗ.....	- 51 -
1.7	ΑΡΤΗΡΙΑΚΗ ΘΡΟΜΒΩΣΗ	- 51 -
1.7.1	ΡΕΟΛΟΓΙΚΕΣ ΑΠΟΦΕΙΣ ΤΗΣ ΑΙΜΟΠΕΤΑΛΙΚΗΣ ΘΡΟΜΒΩΣΗΣ	- 52 -
1.7.2	Η ΘΡΟΜΒΩΣΗ ΣΕ ΣΧΕΣΗ ΜΕ ΤΗΝ ΑΘΗΡΟΣΚΛΗΡΩΣΗ.....	- 52 -
1.8	ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ	- 53 -
1.8.1	ΕΡΕΥΝΑ ΓΙΑ ΤΟ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ.....	- 54 -
1.8.2	ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ ΓΙΑ ΤΟ ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΑΚΟ ΜΟΣΧΕΥΜΑ	- 57 -
1.8.3	ΕΡΕΥΝΑ ΓΙΑ ΤΗΝ ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΤΗΣ ΑΘΗΡΟΣΚΛΗΡΩΣΗΣ.....	- 58 -
1.8	ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ	- 59 -

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

Η ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ ΣΤΟΝ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΟ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΗ- 61 -

2.1	ΕΙΣΑΓΩΓΗ	- 61 -
2.2	ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ	- 63 -
2.2.1	ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΕΙΣ ΜΕ ΑΚΤΙΝΕΣ-Χ.....	- 63 -
2.2.2	ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ (MRI)	- 66 -

2.2.3	ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΕ ΥΠΕΡΧΟ	- 69 -
2.3	ΕΝΙΣΧΥΣΗ ΤΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ (IMAGE ENHANCEMENT)	- 72 -
2.4	ΤΜΗΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΕΙΚΟΝΑΣ (IMAGE SEGMENTATION)	- 74 -
2.4.1	ΧΕΙΡΟΚΙΝΗΤΗ ΤΜΗΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ (MANUAL SEGMENTATION)	- 74 -
2.4.2	ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΜΕ ΚΑΘΟΡΙΣΜΟ ΚΑΤΩΦΛΙΟΥ ΦΩΤΕΙΝΟΤΗΤΑΣ (THRESHOLDING AND CLASSIFICATION)	- 75 -
2.4.3	ΆΛΛΕΣ ΜΕΘΟΔΟΙ ΤΜΗΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗΣ	- 77 -
2.5	ΑΝΑΔΟΜΗΣΗ ΤΗΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ (SURFACE RECONSTRUCTION)	- 78 -
2.5.1	ΤΕΧΝΙΚΗ LOFTING	- 79 -
2.5.2	ΤΕΧΝΙΚΗ ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑΣ ΠΟΛΥΓΩΝΩΝ ΑΠΟ ΣΥΝΟΛΟ ΣΗΜΕΙΩΝ	- 80 -
2.6	ΠΕΡΙΑΨΗ ΤΩΝ ΣΤΡΑΤΗΓΙΚΩΝ ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗΣ ΑΓΓΕΙΩΝ	- 82 -
2.7	ΓΕΝΕΣΗ ΠΛΕΓΜΑΤΟΣ	- 83 -
2.7.1	ΓΕΝΕΣΗ ΔΟΜΗΜΕΝΩΝ ΠΛΕΓΜΑΤΩΝ	- 85 -
2.7.2	ΓΕΝΕΣΗ ΜΗ-ΔΟΜΗΜΕΝΩΝ ΠΛΕΓΜΑΤΩΝ	- 87 -
2.7.2.1	Η Κατά Delaunay Τριγωνοποίηση	- 88 -
2.7.2.2	Η ΜΕΘΟΔΟΣ ΤΟΥ ΠΡΟΕΛΑΥΝΟΝΤΟΣ ΜΕΤΩΠΟΥ ΓΙΑ ΤΗ ΓΕΝΕΣΗ ΜΗ-ΔΟΜΗΜΕΝΩΝ ΠΛΕΓΜΑΤΩΝ	- 100 -
2.7.3	ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΠΛΕΓΜΑΤΟΣ	- 108 -
2.8	ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΕΠΙΛΥΣΗ ΤΩΝ ΜΕΡΙΚΩΝ ΔΙΑΦΟΡΙΚΩΝ ΕΞΙΣΩΣΕΩΝ (ΜΕΘΟΔΟΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗΣ ΡΕΥΣΤΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ)	- 109 -
2.8.1	ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΔΙΑΦΟΡΩΝ	- 111 -
2.8.2	ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΌΓΚΩΝ	- 112 -
2.8.3	ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ	- 113 -
2.8.4	ΣΧΗΜΑΤΑ ΧΡΟΝΙΚΗΣ ΕΞΕΛΙΞΗΣ	- 117 -
2.9	Η ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΩΝ ΡΕΥΣΤΩΝ ΓΙΑ ΤΗ ΛΥΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ	- 119 -
2.9.1	ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΕΣ ΕΞΙΣΩΣΕΙΣ	- 119 -
2.9.2	ΣΥΝΕΚΤΙΚΑ ΜΟΝΤΕΛΑ ΡΕΥΣΤΩΝ	- 120 -

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΕΠΙΛΟΓΗ ΜΕΘΟΔΩΝ ΚΑΙ ΛΥΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ - 125 -

3.1	ΕΙΣΑΓΩΓΗ	- 125 -
3.2	ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ ΑΠΟ ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΞΕΤΑΣΕΙΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ	- 127 -
3.3	ΤΜΗΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΤΩΝ ΕΙΚΟΝΩΝ	- 130 -
3.4	ΕΞΟΜΑΛΥΝΣΗ ΤΗΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ (SURFACE SMOOTHING)	- 134 -
3.5	ΤΕΛΙΚΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ - ΠΛΕΓΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ	- 138 -
3.5.1	ΠΛΕΓΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΤΗΣ ΕΞΩΤΕΡΙΚΗΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ	- 139 -
3.5.2	ΠΛΕΓΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΤΟΥ ΧΩΡΟΥ	- 142 -
3.6	ΟΡΙΣΜΟΣ ΤΩΝ ΟΡΙΑΚΩΝ ΣΥΝΘΗΚΩΝ ΠΡΟΣ ΕΠΙΛΥΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ	- 142 -
3.6.1	ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΤΟΥ ΑΙΜΑΤΟΣ	- 142 -
3.6.2	ΟΡΙΣΜΟΣ ΤΩΝ ΕΠΙΦΑΝΕΙΩΝ ΚΑΙ ΟΙ ΟΡΙΑΚΕΣ ΤΟΥΣ ΣΥΝΘΗΚΕΣ	- 144 -
3.6.3	ΜΕΤΑΒΑΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ	- 147 -
3.6.4	ΟΡΙΑΚΕΣ ΣΥΝΘΗΚΕΣ ΕΚΚΙΝΗΣΗΣ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ	- 147 -
3.6.5	ΚΡΙΤΗΡΙΟ ΣΥΓΚΛΙΣΗΣ	- 147 -
3.6.6	ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ	- 148 -
3.7	ΕΠΙΛΥΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ	- 149 -
3.8	ΤΕΛΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗΣ ΣΧΗΜΑΤΟΣ ΕΙΣΑΓΩΓΗΣ ΤΟΥ ΡΕΥΣΤΟΥ ΣΤΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ	- 150 -
3.8.1	ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ ΤΟΥ ΑΥΛΟΥ ΕΙΣΑΓΩΓΗΣ	- 151 -
3.8.2	ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΟΥ ΠΡΟΦΙΛ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ	- 152 -
3.8.3	ΤΕΛΙΚΗ ΕΠΙΛΟΓΗ ΤΟΥ ΣΧΗΜΑΤΟΣ ΕΙΣΑΓΩΓΗΣ ΤΟΥ ΡΕΥΣΤΟΥ	- 156 -
3.9	ΤΕΛΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΓΕΩΜΕΤΡΙΩΝ ΚΑΙ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΕΠΙΛΥΣΗΣ	- 157 -

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

<u>ΠΑΡΟΥΣΙΑΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΣΧΟΛΙΑΣΜΟΣ ΚΑΙ ΣΥΖΗΤΗΣΗ</u>	- 159 -
4.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ	- 159 -
4.2 ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ	- 160 -
4.2.1 ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ ΤΟΥ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ	- 161 -
4.2.2 ΠΑΡΟΧΕΣ ΑΙΜΑΤΟΣ	- 164 -
4.2.3 ΠΕΔΙΑ ΡΟΗΣ	- 167 -
4.2.4 ΚΑΤΑΝΟΜΗ ΠΙΕΣΕΩΝ ΚΑΙ ΔΙΑΤΜΗΤΙΚΩΝ ΤΑΣΕΩΝ ΣΤΟ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ	- 237 -
4.3 ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ	- 276 -
4.3.1 ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ ΤΟΥ ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ	- 276 -
4.3.2 ΓΡΑΜΜΕΣ ΡΟΗΣ ΚΑΙ ΠΑΡΟΧΕΣ ΣΤΟ ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΑΚΟ ΜΟΣΧΕΥΜΑ	- 279 -
4.3.3 ΔΙΑΤΜΗΤΙΚΕΣ ΤΑΣΕΙΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΕΙΣ ΣΤΟ ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΑΚΟ ΜΟΣΧΕΥΜΑ	- 281 -
4.3.4 ΔΥΝΑΜΕΙΣ ΚΑΙ ΡΟΠΕΣ ΣΤΟ ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΑΚΟ ΜΟΣΧΕΥΜΑ	- 297 -
4.4 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	- 302 -
4.4.1 ΜΟΝΤΕΛΟ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ	- 302 -
4.4.2 ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ	- 305 -
4.5 ΣΥΖΗΤΗΣΗ	- 306 -
<u>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ</u>	- 311 -

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΤΟ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΚΑΙ ΤΟ ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΤΟΥ ΥΠΟΒΑΘΡΟ

1.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Στο κεφάλαιο αυτό θα παρουσιαστεί το θεωρητικό υπόβαθρο του ανευρύσματος της κοιλιακής αορτής. Λόγω της φύσης του προβλήματος και του θέματος της συγκεκριμένης εργασίας η προσέγγιση στο πρόβλημα απαιτεί πέραν της γνώσεως των κανόνων της μηχανικής, την κατανόηση των ιατρικών παραγόντων που διέπουν τη νόσο του ανευρύσματος. Σε αυτό το πλαίσιο θα παρουσιασθούν στοιχεία για το αίμα και τον καρδιακό κύκλο τα οποία έχουν μείζονα φυσική σημασία για το πρόβλημα μας. Επίσης θα παρουσιασθούν στοιχεία των αρτηριών αναλύοντας την κοιλιακή αορτή. Στη συνέχεια εισάγεται ο ορισμός της νόσου του ανευρύσματος της κοιλιακής αορτής. Θα παρουσιασθούν κάποια γενικά στοιχεία, η ιστορική αναδρομή για την αντιμετώπιση της νόσου καθώς επίσης θα παρατεθούν τα επιδημιολογικά χαρακτηριστικά της νόσου. Στη συνέχεια θα αναλυθούν τα αίτια και η παθογένεια του ανευρύσματος, ενώ θα γίνει μια πρώτη αναφορά στις μεθόδους διάγνωσης. Ειδικό βάρος θα δοθεί στο ρόλο της αιμοδυναμικής. Ακολούθως θα γίνει αναφορά στη κλινική εικόνα και τη πορεία της νόσου, ενώ θα παρουσιασθούν και μέθοδοι θεραπείας και οι πιθανές επιπλοκές από τις οποίες συνοδεύονται, όπως είναι η μετατόπιση του ενδοαγγειακού μοσχεύματος. Έπειτα θα παρουσιασθεί η νόσος της αθηροσκλήρωσης και της αρτηριακής θρόμβωσης, η οποίες συνδέονται άμεσα με το ανεύρυσμα. Θα δοθούν δε στοιχεία για τον τρόπο ανάπτυξης αυτών, τα οποία σχετίζονται με την αιμοδυναμική. Ακόμα θα παρουσιασθούν στοιχεία γύρω από την

έρευνα που λαμβάνει χώρα σε με τα προβλήματα που ασχολείται η παρούσα εργασία και τα αποτελέσματα που έχει αυτή επιφέρει. Στη τελευταία παράγραφο αναλύεται ο σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας.

Για τυχόν περισσότερες πληροφορίες όσον αφορά στα θέματα των παρακάτω παραγράφων, ο αναγνώστης καλείται να ανατρέξει στη παρακάτω βιβλιογραφία (Διονυσίου 1997, Λουρίδας 1991, Στεφανάδης 2009, Τούτουζας 2001, Τσαγγάρης 2004, Diehm 2002, Loscalzo 1996, Moore K. 1998, Moore W. 1998, Williams 1995) καθώς και στις αναφορές που σημειώνονται στο κείμενο.

1.2 Το ΑΙΜΑ

Το αίμα είναι γαλάκτωμα σωματιδίων σε υδατικό διάλυμα μεταβλητής σύστασης. Το υδατικό διάλυμα, ονομάζεται πλάσμα και χρησιμεύει ως φορέας μεταφοράς κυττάρων (έμμορφων στοιχείων) που καταλαμβάνουν περίπου το 50% του συνολικού όγκου του αίματος. (Η επί της εκατό περιεκτικότητα σε έμμορφα στοιχεία λέγεται αιματοκρίτης).

Τα πιο σημαντικά κύτταρα στο ανθρώπινο αίμα είναι τα ερυθρά αιμοσφαίρια ή ερυθροκύτταρα. Τα λευκά αιμοσφαίρια ή λευκοκύτταρα και τα αιμοπετάλια ή θρομβοκύτταρα.

Οι λειτουργίες του αίματος είναι οι εξής:

- Μεταφορά οξυγόνου από τους πνεύμονες στους ιστούς και τα όργανα και μεταφορά του διοξειδίου του άνθρακα από τα όργανα πίσω στους πνεύμονες.
- Μεταφορά θρεπτικών ουσιών, ανόργανων ιόντων, βιταμινών κ.λ.π., από το γαστρεντερικό σωλήνα και από άλλα όργανα (π.χ. ήπαρ, λιπώδης ιστός) προς τους ιστούς.
- Μεταφορά ορμονών από τους ενδοκρινείς αδένες στους ιστούς
- Μεταφορά αχρήστων είτε επιβλαβών ουσιών από του ιστούς προς τα απεκκριτικά όργανα (κυρίως νεφρά)
- Μεταφορά και κατανομή της θερμότητας κατά τρόπο ώστε να διατηρείται σταθερά η θερμοκρασία του σώματος
- Συμβολή στην άμυνα του οργανισμού

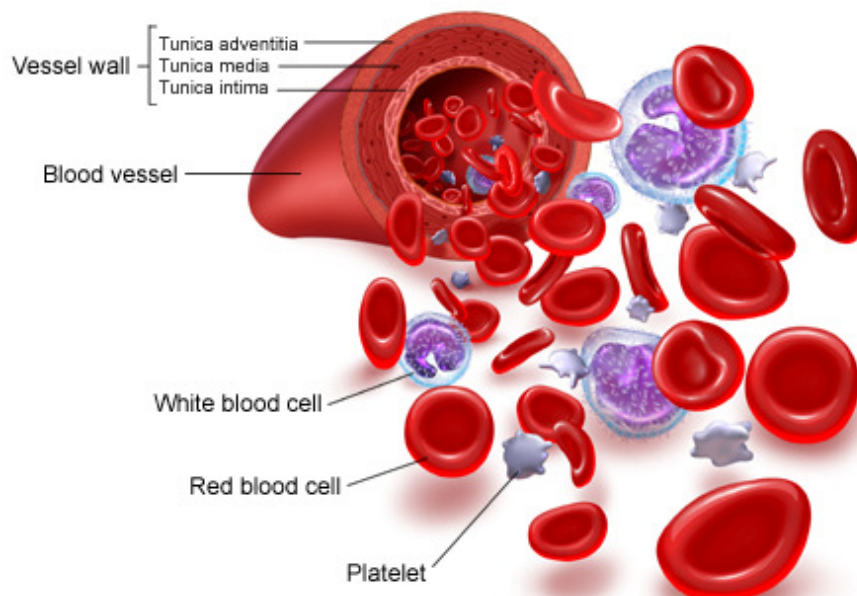
Τα λευκά αιμοσφαίρια αποτελούν τμήμα του αμυντικού συστήματος του σώματος εναντίον των λοιμώξεων. Αναλόγως της μορφής τους διακρίνονται σε πολυμορφοπύρρηνα, λεμφοκύτταρα και μονοπύρρηνα. Τα πολυμορφοπύρρηνα και μεγάλα μονοπύρρηνα καταστρέφουν και απομακρύνουν μικροοργανισμούς και τεμαχίδια ιστών που έχουν υποστεί βλάβη ή νέκρωση. Τα λεμφοκύτταρα έχουν σχέση με την παραγωγή και κατανομή των αντισωμάτων.

Τα αιμοπετάλια είναι απύρρηνα κύτταρα. Η λειτουργία τους αφορά κυρίως τη πήξη του αίματος και αιμόσταση.

Τα ερυθρά αιμοσφαίρια είναι κύτταρα απύρρηνα, σχήματος αμφίκιουλου δίσκου, διαμέτρου περίπου 8 μm. Στην ελαστικότητα της κυτταρικής μεμβράνης και το ιξώδες της αιμοσφαιρίνης οφείλεται η μεγάλη παραμορφωσιμότητα του ερυθρού αιμοσφαιρίου και που έχει μεγάλη σημασία στη μικροκυκλοφορία όπου διέρχεται από αγγεία μικρότερης διαμέτρου από τη βασική τους διάσταση. Τα ερυθρά αιμοσφαίρια μπορούν να διέλθουν από τα τριχοειδή αγγεία με διάμετρο 5 μm αλλά ακόμη και από το ενδοθηλιακό τοίχωμα της τάξεως των 0.5 μm.

Το ερυθρό αιμοσφαίριο αποτελείται από πολύ εύκαμπτη μεμβράνη η οποία φέρει εσωτερικά διάλυμα ονομαζόμενο αιμοσφαιρίνη. Η μεταφορά του οξυγόνου γίνεται με τη δημιουργία ενώσεως της αιμοσφαιρίνης με το οξυγόνο μέσω μιας αμφίδρομης αντίδρασης οξυγόνωσης που δημιουργεί την οξυαιμοσφαιρίνη.

Το πλάσμα αποτελεί την υγρή φάση του αίματος. Ο όγκος του είναι περίπου 3 l σε όλο το σώμα αποτελώντας περίπου το 55% του όγκου του αίματος. Μεταξύ του πλάσματος



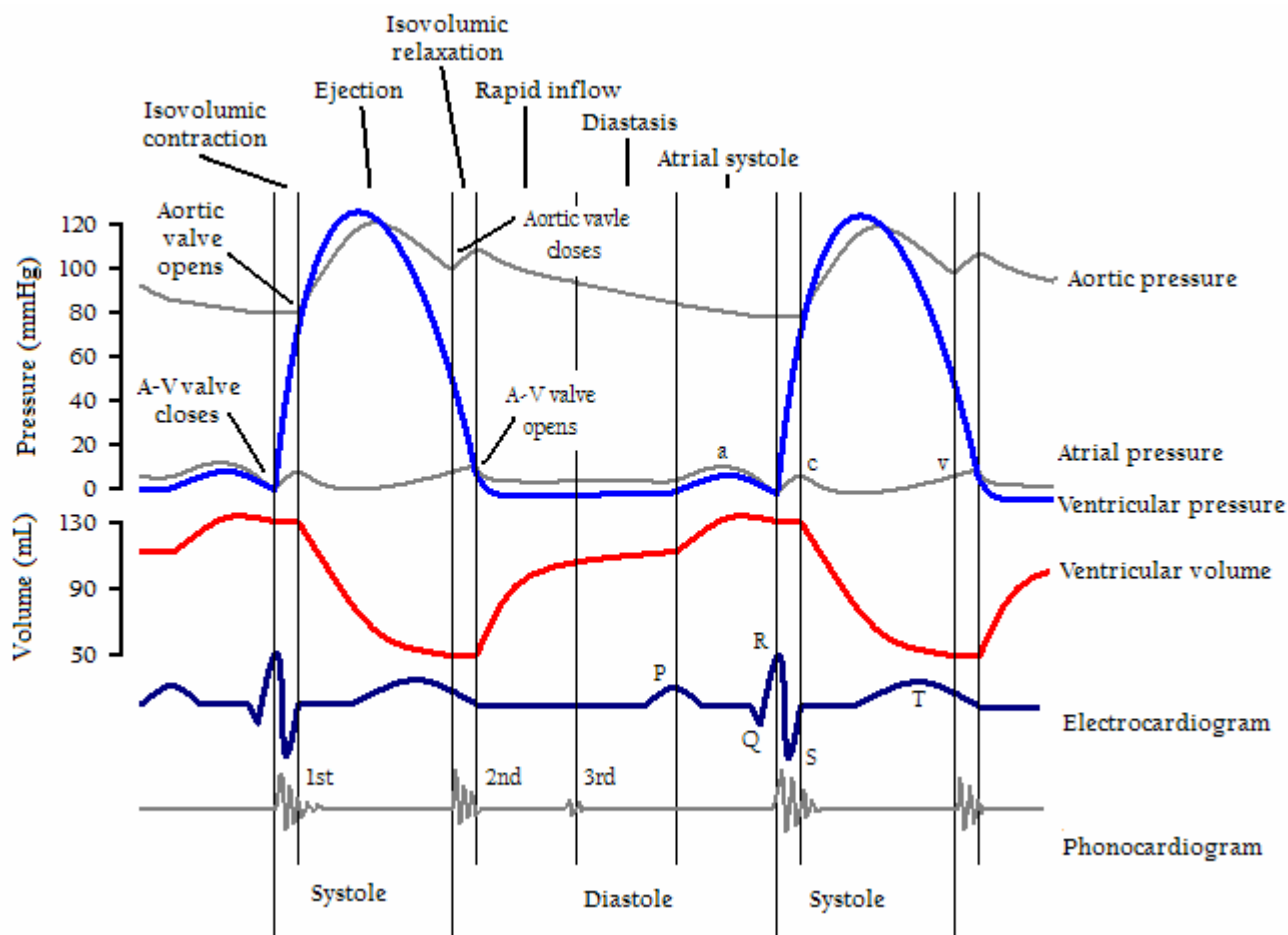
Εικόνα 1 Οπτικοποίηση των στοιχείων του αίματος

και του υγρού των ιστών επιτελείται συνεχώς μέσω του τοιχώματος των τριχοειδών, ανταλλαγή ύδατος, ανοργάνων ιόντων και μικρομοριακών ουσιών με ταχύ ρυθμό ώστε η σύσταση και των δύο να είναι όμοια. Το πλάσμα αποτελείται κατά 90% περίπου από νερό εντός του οποίου ευρίσκονται διαλυμένα ιόντα, λευκώματα, σάκχαρο, αμινοξέα, λίπη και λιποειδή, λιπαρά οξέα, βιταμίνες χρωστικές ουσίες, κ.λ.π.. Μέσα στο πλάσμα αιωρούνται τα έμμορφα συστατικά του αίματος.

1.3 Ο ΚΑΡΔΙΑΚΟΣ ΚΥΚΛΟΣ

Ο καρδιακός κύκλος υποδιαιρείται σε δύο κυρίως τμήματα τη συστολή και τη διαστολή. Πριν την κοιλιακή συστολή, η κολπική πίεση είναι μεγαλύτερη της κοιλιακής πίεσης κατά 1-2 mmHg. Έτσι η μιτροειδής βαλβίδα, που είναι η βαλβίδα εισόδου στην κοιλία, είναι ανοιχτή (κολπική συστολή. Η αορτική βαλβίδα είναι κλειστή, επειδή η αορτική πίεση είναι τότε πολύ μεγαλύτερη από την κοιλιακή πίεση. Με την ενεργοποίηση του κοιλιακού μυοκαρδίου η κοιλιακή πίεση αυξάνεται απότομα σε διάστημα 0.05 s, μέχρι να φθάσει την αορτική πίεση. Αμέσως μετά την έναρξη αύξησης της πίεσης η μιτροειδής βαλβίδα κλείνει απότομα (παράγοντας τον καρδιακό ήχο I) και η σύσπαση γίνεται με κλειστές και τις δύο βαλβίδες (εισόδου και εξόδου). Επομένως κατά τη διάρκεια αυτής της φάσης ο όγκος αίματος παραμένει ο ίδιος και αυτή η φάση ονομάζεται ισομετρική σύσπαση. Όταν η κοιλιακή πίεση γίνει μεγαλύτερη από την αορτική, η αορτική βαλβίδα ανοίγει και το αίμα εκρέει από την κοιλία στην αορτή, η φάση εκροής υποδιαιρείται σε δύο τμήματα. Το πρώτο τμήμα είναι μία σύντομη εκροή που ο κύκλος όγκος μειώνεται απότομα και το άλλο τμήμα είναι μια αργή εκροή. Η πίεση στην αορτή θα υπερβεί την κοιλιακή πίεση σε αυτή τη φάση λόγω της μετατροπής της κινητικής ενέργειας σε πίεση.

Μετά την εκροή το μυοκάρδιο αρχίζει να χαλαρώνει και αρχίζει η διαστολική φάση. Αρχίζει με απότομη πτώση της κοιλιακής πίεσης για να κατέλθει κάτω από το αορτικό επίπεδο και να κλείσει η αορτική βαλβίδα (καρδιακός ήχος II). Μετά τη φάση αυτή (πρωτοδιαστολή) η πίεση εξακολουθεί να κατέρχεται με τις δύο βαλβίδες κλειστές μέχρις ότου φθάσει τη κολπική πίεση. Κατά τη διάρκεια αυτής της φάσης (ισομετρικής χαλάρωσης) το αίμα μεταφέρεται από την αορτή στην περιφέρεια και η αορτική πίεση μειώνεται. Όταν η κοιλιακή πίεση κατέλθει κάτω από την κολπική η μιτροειδής βαλβίδα ανοίγει (καρδιακός ήχος III) και προκαλείται απότομη πλήρωση της κοιλιάς ονομαζόμενη διαστολική φάση. Με τη σύσπαση των κόλπων. Ο



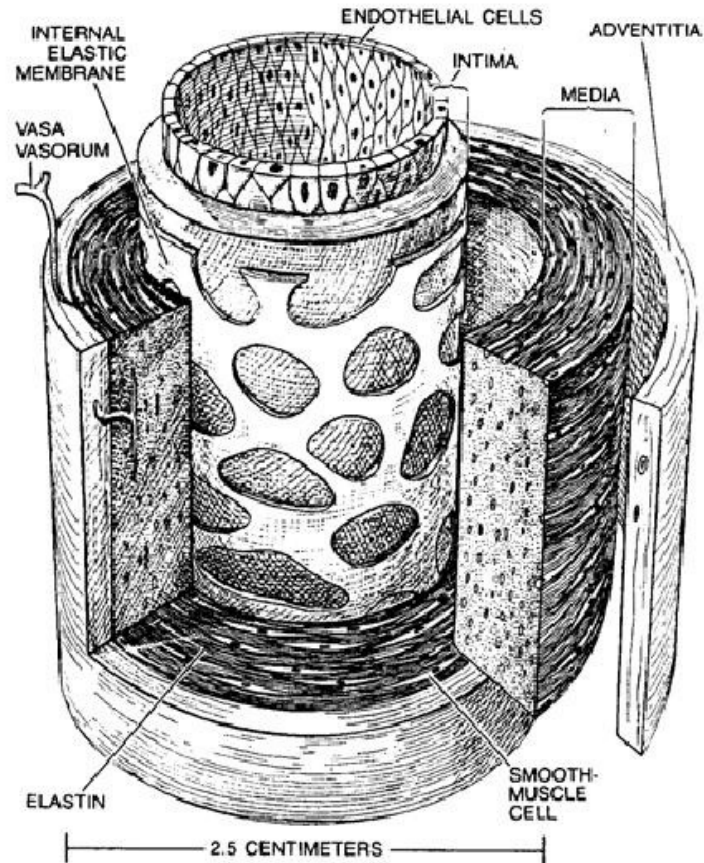
Εικόνα 2 Διάγραμμα πιέσεων και όγκου της αριστεράς κοιλίας κατά τον καρδιακό κύκλο.

τέταρτος ήχος (IV) (κολπικός) οφείλεται σε κραδασμούς παραγόμενους κατά τη συστολή των κόλπων και προηγείται του πρώτου ήχου.

1.4 ΑΡΤΗΡΙΕΣ

Οι αρτηρίες μεταφέρουν το αίμα από την καρδιά και διανέμουν στο σώμα. Υπάρχουν τρεις τύποι αρτηριών: τα αρτηρίδια, οι αρτηρίες μυϊκού τύπου και αρτηρίες ελαστικού τύπου.

Τα αρτηρίδια, είναι οι αρτηρίες μικρότερης διαμέτρου. Διαθέτουν σχετικά μικρό αυλό και παχύ μυϊκό τοίχωμα. Ο βαθμός πίεσης μέσα στο αρτηριακό σύστημα (αρτηριακή πίεση) ρυθμίζεται κυρίως από τον τόνο των λείων μυϊκών ινών του τοιχώματος των αρτηριολιών. Αν ο τόνος του μυϊκού τους χιτώνα αυξηθεί πάνω από το φυσιολογικό, προκαλείται υπέρταση.



Εικόνα 3 Η αρτηρία και τα μέρη που την αποτελούν

Οι αρτηρίες μυϊκού τύπου, είναι αυτές από τις οποίες αρδεύονται τα διάφορα μέρη του σώματος. Το τοίχωμα τους αποτελείται κυρίως από κυκλικά διατεταγμένες λείες μυϊκές ίνες, η σύσπαση των οποίων προκαλεί μείωση του εύρους του αυλού. Έτσι, ρυθμίζεται η ροή του αίματος στα διάφορα μέρη του σώματος ανάλογα με της ανάγκες τους (π.χ. η αιματική ροή στους σκελετικούς μύες των άκρων αυξάνει κατά τη διάρκεια της άσκησης).

Οι αρτηρίες ελαστικού τύπου, έχουν τη μεγαλύτερη διάμετρο από όλες τις αρτηρίες του σώματος (π.χ. η αρτηρία έχει διάμετρο περίπου 2 cm.). Το τοίχωμα τους αποτελείται κυρίως από ελαστίνη (κίτρινη, ελαστική ινώδη βλεννοπρωτεΐνη). Η διατήρηση της πίεσης του αίματος μέσα στο αρτηριακό σύστημα κατά τη διάρκεια των συστολών της καρδιάς επιτυγχάνεται με την ελαστικότητα αυτών των αρτηριών. Η κατασκευή τους επιτρέπει να διαστέλλονται όταν συστέλλεται η καρδιά και να επιστρέφουν στην κανονική τους διάμετρο μεταξύ των καρδιακών συστολών. Η εξωτερική στιβάδα των αρτηριών, γνωστή ως έξω χιτώνας, οξυγονώνεται από μικρές αρτηρίες που ονομάζονται αγγεία αγγείων (vasa vasorum).

Η πιο συχνή επίκτητη πάθηση των αρτηριών είναι η αλλοίωση των τοιχωμάτων τους, ως αποτέλεσμα της αθηροσκλήρωσης, σε συνδυασμό με ίνωση και επασβέστωση. Η επέκταση

της αθηροσκληρωτικής βλάβης στον έσω χιτώνα των μυϊκών και ελαστικών αρτηριών μπορεί να προκαλέσει θρόμβωση και απόφραξη των μυϊκού τύπου αρτηριών. Οι επιπλοκές της αθηροσκλήρωσης είναι η ισχαιμική νόσος της καρδιάς (πτωχή αιματική παροχή της καρδιάς), το έμφραγμα μυοκαρδίου, και η γάγγραινα (νέκρωση ιστού), π.χ. σε τμήματα των άκρων.

1.4.1 Η ΚΟΙΛΙΑΚΗ ΑΟΡΤΗ

Η κοιλιακή αορτή αποτελεί συνέχεια της κατιούσας θωρακικής αορτής και αποτελεί ελαστικού τύπου αρτηρία. Ανήκει στην συστηματική κυκλοφορία του σώματος, η οποία είναι αρμόδια για την πρόσδοση του οξυγονομένου αίματος σε όλα τα όργανα και τους ιστούς του σώματος. Αρχίζει στο αορτικό τρήμα του διαφράγματος στο επίπεδο του μεσοσπονδύλιου δίσκου που παρεμβάλλεται μεταξύ του Θ12 και Ο1 σπονδύλου και καταλήγει περίπου στο ύψος του Ο4 σπονδύλου, όπου διχάζεται στις δύο κοινές λαγόνιες αρτηρίες. Σε όλο το μήκος της διαδρομής της η αορτή επικάθεται σε σώματα σπονδύλων. Επίσης κατά το μήκος της η διάμετρος της αορτής βαίνει μειούμενη, με αρχική διάμετρο 2.0-2.6 cm και καταλήγοντας σε διάμετρο 1.7-1.9 cm, με κατά μέσο όρο 2 mm μεγαλύτερη διάμετρο στους άνδρες από τις γυναίκες.

Οι σχέσεις της κοιλιακής αορτής: Προς τα εμπρός, η κοιλιακή αορτή βρίσκεται σε στενή σχέση με τον κορμό της κοιλιακής αρτηρίας και τους κλάδους του, το κοιλιακό πλέγμα, τον επιπλοϊκό θύλακο, το πάγκρεας, της αριστερή νεφρική φλέβα, την ανιούσα μοίρα του δωδεκαδάκτυλου, τη ρίζα του μεσεντέριου και το διαμεσεντέριο νευρικό πλέγμα.

Προς τα πίσω, η κοιλιακή αορτή κατέρχεται μπροστά από τα σώματα των Ο1-Ο4 σπονδύλων, τους παρεμβαλλόμενους μεσοσπονδύλιους δίσκους και το αντίστοιχο τμήμα του πρόσθιου επιμήκους συνδέσμου. Δεξιά, η αορτή βρίσκεται σε στενή σχέση προς τα πάνω με τη χωλοφόρο δεξαμενή, το μείζονα θωρακικό πόρο και το δεξιό σκέλος του διαφράγματος. Προς τα κάτω, η κοιλιακή αορτή βρίσκεται σε στενή σχέση με την κάτω κοίλη φλέβα, που φέρεται πίσω της. Αριστερά, η κοιλιακή αορτή βρίσκεται σε στενή σχέση προς τα πάνω με το αριστερό σκέλος του διαφράγματος και το αριστερό κοιλιακό γάγγλιο. Η νηστιδοδωδεκαδακτυλική καμπή βρίσκεται στα αριστερά της μπροστά από τον Ο2 σπόνδυλο, ενώ συμπαθητικό στέλεχος πορεύεται κατά μήκος της αριστερής πλευράς της.

1.5 ΤΟ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ

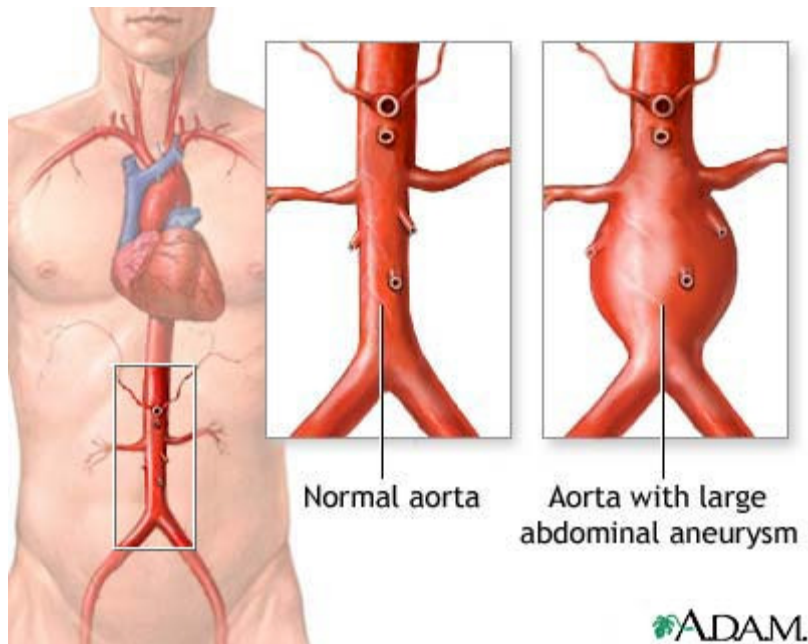
Μέχρι τώρα αναλύθηκαν τα βασικά στοιχεία που αφορούν τη μελέτη μας και σχετίζονται με τα γενικά στοιχεία του αγγειακού συστήματος. Έχοντας υπόψη τα στοιχεία αυτά μπορούμε είναι δυνατό να προχωρήσουμε στην ανάλυση της νόσου του ανευρύσματος της κοιλιακής αορτής.

1.5.1 ΓΕΝΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

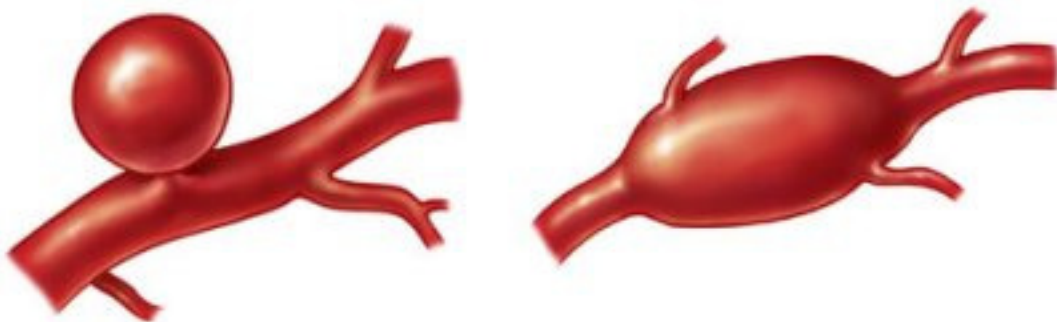
Ανεύρυσμα είναι η παθολογική διάταση του αυλού της αορτής που αφορά ένα ή περισσότερα τμήματα του αγγείου. Πρόκειται για τη διόγκωση της κοιλιακής αορτής, η οποία υπερβαίνει το 50% της διαμέτρου της υγιούς αορτής, με επακόλουθο κίνδυνο απειλητικής για τη ζωή ρήξης, θρόμβωσης ή εμβολής. Περίπου το 90% των ανευρυσμάτων εμφανίζονται κατάντι των νεφρικών αρτηριών, ενώ υπάρχουν και περιπτώσεις όπου το ανεύρυσμα εντοπίζονται στο ύψος των αρτηριών αυτών ή και ανάντι αυτών. Μερικά από αυτά τα ανευρύσματα μπορεί να εξελιχθούν ώστε να καταλαμβάνουν και μέρος μιας ή και των δύο λαγόνιων αρτηριών.

Ανάλογα με τη μορφολογία τους τα ανευρύσματα διακρίνονται σε ατρακτοειδή και σακκοειδή. Παραδείγματα ατρακτοειδούς και σακκοειδούς ανευρύσματος φαίνονται στην Εικόνα 5. Τα ανευρύσματα οφείλονται είτε σε αδυναμία του αορτικού τοιχώματος (συγγενή ή επίκτητη), είτε στη μηχανική διάταση που προκαλείται από τη ροή του αίματος είτε ακόμα και από συνδυασμό των δύο αυτών παραγόντων. Έχει παρατηρηθεί ότι περισσότεροι 13% των ασθενών έχουν περισσότερα του ενός ανευρύσματα. Κατά συνέπεια, ο απεικονιστικός έλεγχος ολόκληρης της αορτής στους ασθενείς με εντοπισμένο, γνωστό ανεύρυσμα είναι επιβεβλημένος.

Η ηλικία είναι ένας σημαντικός παράγοντας κινδύνου καθότι η συχνότητα εμφάνισης αυξάνεται σημαντικά μετά τα 55 έτη στους άνδρες και τα 70 έτη στις γυναίκες. Επίσης, τα ανευρύσματα είναι 5-10 φορές συχνότερα στους άνδρες από ότι στις γυναίκες. Υπολογίζεται ότι η συχνότητα εμφάνισης των κοιλιακών ανευρυσμάτων στο γενικό πληθυσμό την τελευταία δεκαετία είναι αυξημένη (περίπου 3%) λόγω του μεγαλύτερου μέσου όρου ηλικίας, του αυξημένου συνολικού καρδιαγγειακού κινδύνου και της αλματώδους εξέλιξης που έχει σημειωθεί τα τελευταία χρόνια στις διαγνωστικές τεχνικές για την απεικόνιση τους.



Εικόνα 4 Αριστερά στην εικόνα φαίνεται η θέση της κοιλιακής αρτηής στο σώμα. Στο κέντρο φαίνεται η μορφολογία μιας φυσιολογικής κοιλιακής αρτηή και δεξιά η μορφολογία στη περίπτωση ανευρύσματος



Εικόνα 5 Αριστερά παριστάνεται ένα σακκοειδές ανεύρυσμα και δεξιά στην εικόνα ένα ατρακτοειδές ανεύρυσμα.

Συχνά δεν παρουσιάζουν κάποιο σύμπτωμα, παρότι περιστασιακά προκαλούν πόνο στην κοιλιακή χώρα και στην πλάτη, λόγω της πίεσης που ασκείται στους γειτονικούς ιστούς, ή πόνο στα πόδια λόγω της διαταραγμένης ροής του αίματος. Η μεγαλύτερη επιπλοκή που μπορεί να υποστεί ένας ασθενής με ανεύρυσμα κοιλιακής αρτηής, είναι η ρήξη του ανευρύσματος, η οποία είναι απειλητική για τη ζωή του ασθενούς, εξαιτίας του γεγονότος ότι μεγάλες ποσότητες αίματος εκχύνονται στην κοιλιακή χώρα, πράγμα που μπορεί να οδηγήσει σε θάνατο μέσα σε μερικά λεπτά.

Σε χειρουργική αποκατάσταση του ανευρύσματος οδηγούνται περιπτώσεις όπου ο ασθενής είτε έχει κάποιο από τα προαναφερθέντα συμπτώματα είτε έχει διαπιστωμένα μεγάλο ανεύρυσμα. Το σύνηθες κριτήριο για το μέγεθος του ανευρύσματος για το οποίο ενδείκνυται η χειρουργική παρέμβαση είναι 5,5 cm. Επίσης συζητείται η προληπτική διάγνωση για

ανθρώπους που ανήκουν στις ομάδες υψηλού κινδύνου, αλλά δεν έχουν παρουσιάσει κανένα σύμπτωμα.

1.5.2 ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ ΤΟΥ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ

Οι πρώτες ιστορικές καταγραφές για τα ανευρύσματα κοιλιακής αορτής έρχονται από την αρχαία Ρώμη και τον 2^ο αιώνα μετά Χριστό, όταν ο Έλληνας χειρουργός Αντύλλος προσπάθησε να αποκαταστήσει ένα ανεύρυσμα περιδένοντας το ανάντι και το κατάντι τμήμα του ανευρύσματος μεταξύ τους, με τομή στη κοιλιακή χώρα και αφαίρεση του θρόμβου από το ανεύρυσμα. Παρόλα αυτά οι χειρουργικές προσπάθειες αποκατάστασης του ανευρύσματος δεν είχαν επιτυχία μέχρι 1923. Τότε ο Rudolph Matas, εκτέλεσε την πρώτη επιτυχημένη απολίνωση αορτής σε άνθρωπο. Άλλες μέθοδοι που στέφθηκαν με επιτυχία ήταν το τύλιγμα του ανευρύσματος με πολυεθνικό σελοφάν, το οποίο περιελάμβανε ινώσεις οι οποίες περιόριζαν την ανάπτυξη του ανευρύσματος. Επίσης ο Albert Einstein είχε υποβληθεί σε επέμβαση αποκατάστασης από τον Rudolf Nissen με την χρήση της προαναφερθείσας τεχνικής και επιβίωσε για άλλα 5 χρόνια μετά την επέμβαση.

Μέχρι τα μέσα του 20^{ου} αιώνα γινόταν σποραδικές προσπάθειες για τη θεραπεία των ανευρυσμάτων της κοιλιακής αορτής, με απολίνωση αυτής κεντρικότερα από το ανεύρυσμα, δίχως ικανοποιητικά αποτελέσματα. Το 1950, ο Estes στην Mayo Clinic δημοσίευσε εργασία με 102 περιπτώσεις ανευρυσμάτων της κοιλιακής αορτής, στην οποία τονίσθηκε η κακή πρόγνωση των ασθενών αυτών, των οποίων η επιβίωση στα τρία χρόνια μετά τη διάγνωση ανήρχετο στο 50% ενώ τα 2/3 των θανάτων οφείλονταν σε ρήξη του ανευρύσματος.

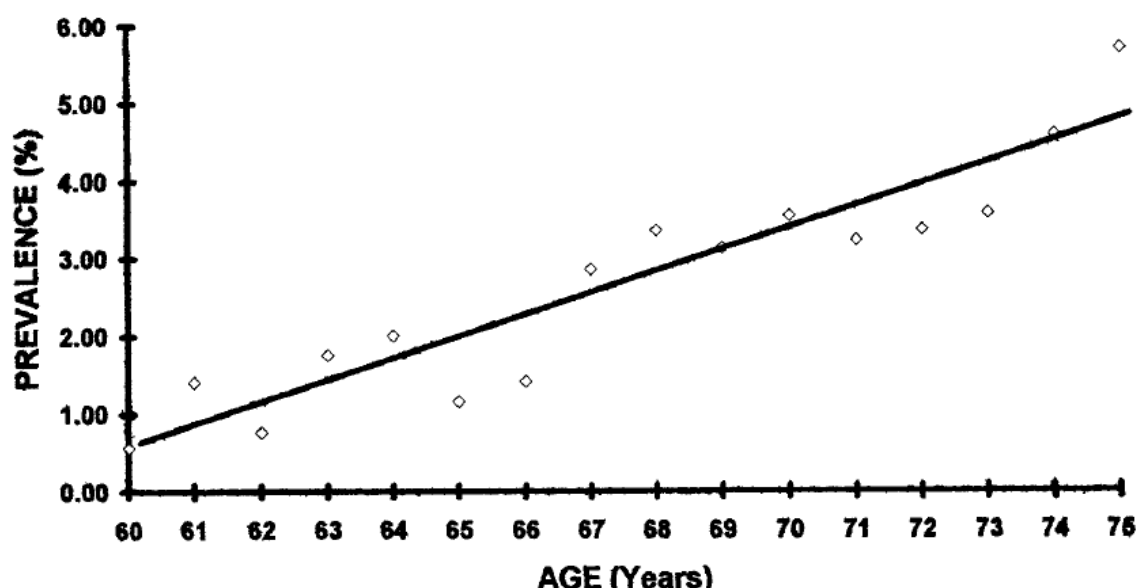
Το 1952, οι Schafer και Hardin στο Κάνσας των ΗΠΑ, επιχείρησαν επιτυχή εκτομή ανευρύσματος της κοιλιακής αορτής και αποκατάσταση της συνέχειας του αγγείου με παράθεση αορτικού ομοιομοσχεύματος. Ο ασθενής επέζησε 28 ημέρες και στη συνέχεια απεβίωσε από βαρείς επιπλοκές διαφόρων οργάνων. Την ίδια εποχή οι Dudost και συν. στο Παρίσι πραγματοποίησαν επιτυχή αντιμετώπιση ανευρύσματος κοιλιακής αορτής με την παραπάνω τεχνική. Παρόμοιες επιτυχίες επεμβάσεις έγιναν το 1953 στο Houston των ΗΠΑ, από τους DeBakey και Cooley. Η χρησιμοποίηση την εποχή εκείνη των αορτικών ομοιομοσχευμάτων επέβαλλε την ίδρυση τραπεζών για τη συντήρηση των μοσχευμάτων. Από ιστορικής πλευράς θα πρέπει να αναφερθεί ότι η ιδέα για τη χρησιμοποίηση των αορτικών ομοιομοσχευμάτων ανήκει στον Gross, ο οποίος τα χρησιμοποίησε πειραματικά το 1948.

Η ενδοαγγειακή αποκατάσταση του ανευρύσματος εκτελέστηκε πρώτη φορά στα τέλη της δεκαετίας του 1980 και εδραίωση την αποδοχή της κατά της επόμενες δεκαετίες.

1.5.3 ΕΠΙΔΗΜΙΟΛΟΓΙΑ

Το ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής αποτελεί σημαντική ασθένεια αυτή τη στιγμή αποτελώντας την 13^η σημαντικότερη αιτία θανάτου στις ΗΠΑ και 10^η πιο συχνή για άντρες μεγαλύτερους από 55 ετών (Pleumeekers 1995). Από αυτή προσβάλλεται περίπου το 2% του συνόλου του πληθυσμού άνω των 60 ετών, ενώ η συχνότητα αυξάνει με την ηλικία (Diehm 2002). Η ρήξη συμβαίνει στο 1-3% των αντρών 65 ετών και άνω, η θνησιμότητα είναι 70-95%. Το 65%-75% των ασθενών πεθαίνουν πριν φτάσουν στο νοσοκομείο και το 90% δεν καταφέρνει να φτάσει μέχρι το χειρουργείο. Εάν το ανεύρυσμα αφηθεί χωρίς να ληφθούν κάποια μέτρα για τη θεραπεία του τότε ο κίνδυνος για ρήξη συνεχώς αυξάνει. Η επιβίωση με αθεράπευτο ανεύρυσμα στο πρώτο έτος έχει αναφερθεί ότι είναι περίπου 67% στα τρία πρώτα έτη 49% και μετά από 5 χρόνια στο 19%.

Σημαντικοί παράγοντες κινδύνου εκτός από την ηλικία αποτελεί το οικογενειακό ιστορικό, το κάπνισμα, η αθηροσκλήρωση και η συλπιδαμία. Οι παράγοντες αυτοί είναι ίδιοι τόσο για τους άνδρες όσο και για τις γυναίκες. Παρόλα αυτά οι γυναίκες φαίνεται να είναι προστατευμένες από την ανάπτυξη ανευρύσματος κοιλιακής αορτής με την συχνότητα στους



Εικόνα 6 Πληθυσμιακό ποσοστό ανθρώπων με διάμετρο αορτής μεγαλύτερη από 40 mm (Grimshaw 1997).

άνδρες σε ηλικία μεγαλύτερη των 50 ετών να είναι 4 με 5 φορές υψηλότερη (Hannawa 2009). Καθώς αυξάνεται η ηλικία τα ποσοστά φτάνουν για τους άνδρες ηλικίας 80 με 85 ετών στο 5.9% ενώ για τις γυναίκες πάνω από 90 ετών δεν υπερβαίνει το 4.5% του πληθυσμού. Επίσης σημαντικό κίνδυνο να νοσήσουν από ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής έχουν τα αρσενικά τέκνα διαπιστωμένων περιστατικών με πιθανότητες 20-30% (4-6 φορές υψηλότερες).

Οι πιθανότητες εμφάνισης ανευρύσματος διαφοροποιούνται σημαντικά ανάλογα την εθνικότητα. Στους Καυκάσιους άρρενες μεγαλύτερους από 65 χρόνων το ποσοστό είναι περίπου 4,7 % αποτελώντας τη δέκατη σημαντικότερη αιτία θανάτου ενώ των Ασιατών είναι στο 0,45% (Hannawa 2009, Salem 2009). Επίσης σπάνια είναι τα περιστατικά ανευρυσμάτων κοιλιακής αορτής στον αφρικανικό πληθυσμό, ενώ έχει βρεθεί ότι γενικά οι λευκοί άρρενες έχουν τρεις φορές παραπάνω πιθανότητες από τους μαύρους άρρενες στην εκδήλωση της νόσου.

1.5.4 ΑΙΤΙΑ ΚΑΙ ΠΑΘΟΓΕΝΕΙΑ ΤΟΥ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ

Τα ανευρύσματα της κοιλιακής αορτής αποτελούν συνήθως εκδήλωση κυστικής εκφύλισης του μέσου χιτώνα. Για την αιτιοπαθογένειά τους έχει από παλαιά ενοχοποιηθεί η αθηροσκλήρωση, αλλά τα τελευταία χρόνια υπάρχουν δεδομένα που ενισχύουν το ρόλο των μεταλλοπρωτεϊνών στην αποδυνάμωση του αρτηριακού τοιχώματος. Μορφολογικά τα ανευρύσματα αυτά μπορεί να είναι ατρακτοειδή ή σακκοειδή, με ποικίλο μέγεθος, ιδιαίτερη όμως κλινική σημασία έχουν αυτά που η διάμετρός τους είναι μεγαλύτερη από 5-6 cm. Επίσης κάποιες νόσοι μπορεί να επηρεάσουν το τοίχωμα της αορτής ενώ και η αιμοδυναμική παίζει σημαντικό ρόλο στην δημιουργία του ανευρύσματος. Επισημαίνεται δε ότι τα συγγενή ανευρύσματα αναπτύσσονται σε υπόβαθρο ανατομικών ανωμαλιών του αγγειακού τοιχώματος. Άλλες πιθανές αιτίες που προκαλούν εξασθένηση του τοιχώματος είναι το τραύμα, η φλεγμονή και η στένωση με τις μηχανικές πιέσεις.

ΑΡΤΗΡΙΟΣΚΛΗΡΩΣΗ

Τα κοιλιακά ανευρύσματα αρτηριοσκληρυντικής αιτιολογίας εντοπίζονται πιο συχνά κάτω από ύψος των νεφρικών αρτηριών και είναι σχεδόν αποκλειστικά ατρακτοειδή. Το τμήμα αυτό της

αορτής χαρακτηρίζεται από την απουσία από το μέσο χιτώνα του δικτύου των vasa vasorum που τρέφουν το ίδιο το τοίχωμα της αρτηρίας, όντας έτσι πιο ευάλωτο στη φθορά. Με την εξέλιξη της αθηρωματικής νόσου και την ανεπαρκή προσφορά οξυγόνου και θρεπτικών ουσιών στο αορτικό τοίχωμα που σε αυτό το τμήμα της αορτής γίνεται μόνο μέσω της διάχυσης από τον αυλό, επιταχύνεται η εκφύλιση του μέσου χιτώνα και η αποδόμηση των ελαστικών του στοιχείων που τελικά θα οδηγήσει σε διάταση και μεγαλύτερη τοιχωματική τάση σύμφωνα του νόμου Laplace.

Η αθηροσκλήρωση αναπτύσσεται κυρίως σε άτομα που η χοληστερόλη τους υπερβαίνει τα 200 mg/dl ενώ έχει παρατηρηθεί ότι προϋπάρχει του ανευρύσματος. Επίσης έχει παρατηρηθεί ότι η κοιλιακή αορτή είναι η πιο επιρρεπής στην ανάπτυξη αθηροσκλήρωσης, σε σχέση με τις υπόλοιπες αρτηρίες. Αρχικά επηρεάζεται μόνο ο έσω χιτώνας αλλά καθώς επικάθονται εξωκυτταρικά λιπίδια, συμβαίνει μια δευτερεύουσα εκφύλιση του μέσου χιτώνα μέσω μιας ασβεστοποιητικής αποδόμησης του.

ΚΥΣΤΙΚΗ ΕΚΦΥΛΙΣΗ ΤΟΥ ΜΕΣΟΥ ΧΙΤΩΝΑ

Παρόλα αυτά η εκφύλιση του μέσου χιτώνα εξαιτίας της πρωτεϊνολυτικής διαδικασίας, φαίνεται να είναι ο βασικός παθοφυσιολογικός μηχανισμός της ανάπτυξης ανευρυσμάτων κοιλιακής αορτής. Τα τελευταία χρόνια έχει αναζωπυρωθεί το ενδιαφέρον για τη μειωμένη ανθεκτικότητα του αρτηριακού τοιχώματος και πιο συγκεκριμένα των δύο στηρικτικών συστατικών του, του κολλαγόνου και της ελαστίνης, ως αιτίου παθογένειας των ανευρυσμάτων. Υποστηρίζεται ότι για το σχηματισμό του ανευρύσματος ευθύνεται η αυξημένη δραστηριότητα των μεταλλοπρωτεϊνολυσών, πρωτεολυτικών δηλαδή ενζύμων που διασπούν τα δομικά αυτά συστατικά του τοιχώματος. Έχει παρατηρηθεί δε και έντονη δραστηριότητα κολλαγόνασης σε κάποιες σειρές αυτοψιών.

Πιο συγκεκριμένα οι αλλαγές στο μέσο και στον εσωτερικό χιτώνα της αρτηρίας περιλαμβάνουν τη συσσώρευση λιπιδίων στα οξειδωμένα επιφανειακά κύτταρα, ελεύθερους εξωκυτταρικούς κρυστάλλους χοληστερόλης, ασβεστοποίηση, θρόμβωση, εξελκώσεις οφειλόμενες στην άσβεστο και ρήξη των στρωμάτων. Επιπλέον λαμβάνει χώρα μια μολυσματική διεύθυνση δια μέσου της επιφάνειας. Τα λεία μυϊκά κύτταρα και ο ελαστικός χιτώνας νεκρώνονται, με αποτέλεσμα τα σχηματιζόμενα κενοτόπια να πληρώνονται με βλενωδές υλικό (γι' αυτό συχνά η πάθηση αναφέρεται ως κυστική εκφύλιση του μέσου

χιτώνα). Τα παραπάνω οδηγούν σε μεγάλη μείωση της ελαστικής του χιτώνα, κάνοντας το τοίχωμα της αρτηρίας διαβρώσιμο υπό την επίδραση της πίεσης του αίματος.

Ο ΠΑΡΑΓΟΝΤΑΣ ΤΗΣ ΑΙΜΟΔΥΝΑΜΙΚΗΣ

Η αιμοδυναμική επίσης επηρεάζει την ανάπτυξη του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής. Η έγχυση του αίματος από την αριστερή κοιλία της καρδιάς προκαλεί ένα κύμα πίεσης το οποίο διατρέχει την αορτή. Η ακτινική διαστολή και συστολή των αρτηριακών τοιχωμάτων συμβαίνουν με το πέρασμα των κυμάτων πίεσης ανταποκρινόμενα εν πολλοίς στο νόμο του Hook για τα παραμορφώσιμα στερεά. Η πιθανή ενέργεια που μεταφέρεται από την δύναμη που ασκεί ο καρδιακός μυς στην αριστερή κοιλία αποθηκεύεται στο αρτηριακό τοίχωμα κατά τη φάση της συστολής. Κατά τη διαστολή, το αορτικό τοίχωμα επανέρχεται, μετατρέποντας πιθανή αποθηκευμένη ενέργεια σε κινητική, ωθώντας το αίμα στις περιφερειακές αρτηρίες κατά τη διαστολή. Το κύμα πίεσης κινείται στην αορτή με ταχύτητα 5m /s. Καθώς το κύμα πίεσης ταξιδεύει κατάντι αλλάζει η διαμόρφωση του και γίνεται πιο μεγάλο το εύρος του.

Επίσης η ιστολογική δομή και τα μηχανικά χαρακτηριστικά της κοιλιακής αορτής διαφέρουν από αυτά της θωρακικής. Η διάμετρος του αυλού μειώνεται κατά την κατεύθυνση της ροής του αίματος αλλά και η κοιλιακή αορτή διαθέτει μικρότερη ποσότητα ελαστικής από ότι η θωρακική αορτή. Η τάση στο τοίχωμα της αορτής για αυτόν το λόγο είναι υψηλότερη από αυτή της θωρακικής αορτής. Η ελαστικότητα και η ενδοτικότητα επίσης μειώνονται με την ηλικία, πράγμα που μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα την σταδιακή διόγκωση του τμήματος αυτού. Αυξημένη ενδοαγγειακή πίεση σε ασθενείς με υπέρταση επηρεάζει σημαντικά την εξέλιξη της παθολογικής διαδικασίας. Σε συνδυασμό τα παραπάνω φαινόμενα αιμοδυναμικής με τα χαρακτηριστικά του εκφυλισμένου με την ηλικία αρτηριακού τοιχώματος οδηγούν το αγγείο να διογκωθεί, να λεπτύνει το τοίχωμα του, να δημιουργήσει εξογκώματα, ρωγμές, ρήξη, στένωση, διαχωρισμό ή γενικά κάποια διαφοροποίηση εξαιτίας των παραπάνω συνθηκών.

Επίσης η αιμοδυναμική παίζει σημαντικό ρόλο στην ανάπτυξη της αθηροσκλήρωσης. Η σύνδεση της αθηροσκλήρωσης με την ανάπτυξη του ανευρύσματος έχει αναφερθεί ήδη, ενώ είναι γνωστό ότι η ανάπτυξη του ανευρύσματος έπεται κατά 8 με 10 χρόνια της ανάπτυξης αθηρώματος στην αορτή ή/και στις λαγόνιες αρτηρίες. Κάτι τέτοιο υποδηλώνει ότι η ανάπτυξη των αορτικών ανευρυσμάτων μπορεί να είναι μεταγενέστερο στάδιο της αθηροσκληρωτικής, εκφύλισης-αποδόμησης της αορτής. Επίσης η ανάπτυξη πλάκας στον χιτώνα διεγείρει την

διόγκωση της αορτής και συχνά συνδέεται με την ατροφία και την εκφύλιση του τοιχώματος της αορτής στο οποίο βρίσκεται η πλάκα. Ο ρόλος της αιμοδυναμικής στην ανάπτυξη της αθηροσκλήρωσης θα αναπτυχθεί πληρέστερα σε επόμενη παράγραφο.

Επίσης οι αλλαγές στην ροή του αίματος στην αορτή μπορεί να επηρεάσουν την παθογένεια του ανευρύσματος με τοπική αλλαγή της διατμητικής τάσης.

ΆΛΛΕΣ ΠΙΘΑΝΕΣ ΑΙΤΙΕΣ

Άλλες περιπτώσεις που μπορούν να οδηγήσουν στην ανάπτυξη ανευρύσματος είναι το σύνδρομο Marfan, όπου ο ασθενής πάσχει από μετάλλαξη της ινουλίνης μιας μεγάλης λιποπροτεΐνης που είναι σημαντικής για τη δομική ακεραιότητα του αορτικού τοιχώματος. Αυτή η νόσος οδηγεί επίσης στη νέκρωση του μέσου χιτώνα και στις συνέπειες που έχουν ήδη αναλυθεί. Επίσης η αρτηρίτιδα Takayasu και η γιγαντοκυτταρική αρτηρίτιδα προσβάλλουν το τοίχωμα των αγγείων και μπορεί να οδηγήσουν στην ανάπτυξη του ανευρύσματος. Πολύ πιο συχνή είναι η περίπτωση ανευρύσματος λόγω της αρτηρίτιδας Takayasu. Όταν υπάρχει κάποιου είδους ασθένεια στο μέσο χιτώνα, η τάση στο αορτικό τοίχωμα οδηγεί σε σταδιακή διόγκωση και αύξηση της διατμητικής τάσης. Αυτή η διαδικασία επιταχύνεται όταν υπάρχει υπέρταση και ειδικά όταν οι παλυνδρομικές δυνάμεις της ροής του αίματος είναι υψηλές.

Στην ανευρυσματική αορτή πιστεύεται ότι διαδραματίζει ενεργό ρόλο και η φλεγμονή καθώς έχει παρατηρηθεί αυξημένη παρουσία στην περιοχή της βλάβης μακροφάγων και κυτοκίνων. Επίσης έχει προταθεί ότι το τραύμα της αορτής μπορεί να οδηγεί σε ανάπτυξη της αθηροσκλήρωσης.

Η σύφιλη όπως και η αορίτιδα έχουν πάψει σήμερα να αποτελούν αιτιολογικό παράγοντα δημιουργίας ανευρυσμάτων. Αυτό οφείλεται στην πρόωμη διάγνωση και σωστή θεραπεία της πάθησης. Η σύφιλη, στο τελικό στάδιο, προσβάλλει τον μέσο και έξω χιτώνα της αορτής, καταστρέφει τις ελαστικές ίνες του μέσου χιτώνα και προκαλεί την εσχαροποίησή του, με αποτέλεσμα τη διάταση της αορτής και το σχηματισμό σακκοειδούς ανευρύσματος. Η σύφιλη μπορεί να προσβάλει όλη την αορτή, συνηθέστερα όμως την ανιούσα θωρακική.

1.5.5 ΔΙΑΓΝΩΣΗ

Συνήθως γίνεται με την κλινική εξέταση, που είναι ακριβής στο 90% των περιπτώσεων, και η οποία αποκαλύπτει σφύζουσα μάζα στο αριστερό άνω τεταρτημόριο της κοιλιάς ή αριστερά /του ομφαλού. Άλλο κλινικό σημείο είναι το φύσημα που είναι ακουστό στην περιοχή του ανευρύσματος και οφείλεται σε στένωση αρτηριών που σχετίζονται με τη βλάβη.

Οι διάφοροι τρόποι απεικόνισης αγγείων που θα εξετάσουμε παρακάτω, βασίζονται στις εξής βασικές απεικονιστικές τεχνικές:

- Με ακτίνες-X, που περιλαμβάνουν την αξονική τομογραφία και ψηφιακή αγγειογραφία.
- Μαγνητική Τομογραφία
- Υπέρηχος

Μια γενική αρχή που διέπει όλες τις παραπάνω τεχνικές είναι ότι η ανώτερη ποιότητα των εικόνων και η μέγιστη ανάλυση είναι εις βάρος του χρόνου απόκτησης και της επεμβατικότητας της τεχνικής.

Εξαιτίας της ασυμπτωματικής φύσης των περισσότερων ανευρυσμάτων της κοιλιακής αορτής επιβάλλεται να διενεργείται κλινική εξέταση και υπερηχογράφημα σε όλους τους άνδρες ηλικίας >60 ετών που είναι συγγενείς α' βαθμού ασθενών με ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής. Το ίδιο προτείνεται και σε άνδρες 65-75 ετών που καπνίζουν ή έχουν καπνίσει στο παρελθόν.

Τεχνικές λεπτομέρειες καθώς και η αρχή λειτουργίας των απεικονιστικών τεχνικών θα δοθούν σε επόμενο κεφάλαιο.

1.5.6 ΚΛΙΝΙΚΗ ΕΙΚΟΝΑ

Το ανεύρυσμα της κοιλιακής αορτής είναι ασυμπτωματικό στο 75% των περιπτώσεων και είναι τυχαίο εύρημα κατά τη διάρκεια της κλινικής εξέτασης της κοιλιάς, ή μιας απεικονιστικής μεθόδου της κοιλιακής χώρας (υπερηχογράφημα, αξονική τομογραφία) ή μιας εγχείρισης για άλλη αιτία. Μεγάλα ανευρύσματα είναι δυνατόν να προκαλέσουν ακαθόριστα ενοχλήματα λόγω της πίεσης του στομάχου ή του δωδεκαδάκτυλου. Η συχνότερη κλινική

εκδήλωση είναι ο πόνος ο οποίος εντοπίζεται στο υπογάστριο ή στον οσφύ, είναι σταθερής έντασης, μπορεί να διαρκεί από ώρες μέχρι και αρκετές ημέρες και παρατηρείται συνηθέστερα σε ασθενείς >50 ετών. Επίσης καθώς το ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής, μπορεί να δημιουργήσει την αίσθηση παλλόμενης κίνησης στη περιοχή της κοιλιακής χώρας. Ο κίνδυνος ρήξης είναι υψηλότερος σε ανευρύσματα που έχουν εκδηλωθεί κάποια από τα συμπτώματα και κατ'επέκταση θεωρούνται ένδειξη για χειρουργική επέμβαση.

Συμπτώματα εμφανίζονται όταν το ανεύρυσμα διατείνεται ή όταν αυτό επιπλακεί σε ρήξη ή σιφυγή. Η ρήξη σπάνια είναι ανοιχτή στην ελεύθερη περιτοναϊκή χώρα. Συνήθως, της ανοικτής ρήξης προηγείται πόνος στην οσφυϊκή χώρα αριστερά ο οποίος μπορεί να διαρκεί επί μερικές ημέρες. Είναι δυνατόν επίσης να υπάρχει διάχυτο ή αριστερό κοιλιακό άλγος. Κάθε άρρωστος με αυτή τη συμπτωματολογία πρέπει να εξετάζεται για πιθανή ρήξη, ιδιαίτερα αν ψηλαφάτε μια σφύζουσα μάζα στην κοιλιά. Η εσωτερική αιμορραγία οδηγεί σε υποβολαιμικό σοκ με αυξημένη πίεση του αίματος, ταχυκαρδία, κυάνωση και διαταραγμένη πνευματική κατάσταση.

Όταν η οπισθοπεριτοναϊκή αιμορραγία παροχετευτεί στην ελεύθερη περιτοναϊκή κοιλότητα εγκαθίσταται εικόνα ενδοκοιλιακής αιμορραγίας και ολιγαιμικής καταπληξίας. Σπάνια, η ρήξη γίνεται μέσα στο λεπτό έντερο με εικόνα εντερορραγίας. Ακόμα, το ανεύρυσμα είναι δυνατό να ραγεί στην κάτω κοίλη φλέβα με επακόλουθο δεξιά καρδιακή ανεπάρκεια και νεφρική ανεπάρκεια. Η διαφορική διάγνωση περιλαμβάνει το έμφραγμα του μυοκαρδίου, την πνευμονική εμβολή και τον πνευμοθώρακα. Αν η ρήξη συμβεί περιφερικότερα, επικρατούν στην κλινική εικόνα πόνος και καταπληξία.

1.5.7 ΠΟΡΕΙΑ ΝΟΣΟΥ

Τα χρόνια ανευρύσματα της αορτής, ανεξάρτητα από τη θέση στην οποία εντοπίζονται, με την πάροδο του χρόνου μεγεθύνονται βαθμιαία, οπότε αυξάνει ο κίνδυνος της ρήξης, που συνήθως είναι θανατηφόρα. Κατά μέσον όρο, τα ανευρύσματα αυξάνουν με ρυθμό 0,4 cm κατά έτος περίπου με τελική κατάληξη τη ρήξη. Παράγοντες που ευνοούν τη ρήξη είναι σύμφωνα με το νόμο του Laplace η διάμετρος του ανευρύσματος, το πάχος του τοιχώματος και αρτηριακή πίεση. Επομένως, η ρήξη είναι συχνότερη σε μεγάλα ανευρύσματα με λεπτά τοιχώματα και σε ασθενείς με υπέρταση. Έχει βρεθεί ότι καθοριστικοί παράγοντες για τη ρήξη είναι η διαστολική υπέρταση και η αποφρακτική πνευμονοπάθεια. Έχει παρατηρηθεί ότι για

ανεύρυσμα <4cm ο κίνδυνος ρήξης είναι πολύ μικρός (0-2%) ενώ για ανευρύσματα με διάμετρο >5 cm ο κίνδυνος ρήξης μέσα στα πρώτα 2 πρώτα έτη είναι περίπου 22%.

Επισημαίνεται επίσης ότι η εμφάνιση συμπτωμάτων σε ασθενή, ο οποίος προηγουμένως ήταν ασυμπτωματικός, οφείλεται σε διάταση του ανευρύσματος και προαναγγέλλει επαπειλούμενη ρήξη. μετά την εκδήλωση των συμπτωμάτων, αν ο ασθενής δεν αντιμετωπισθεί χειρουργικά, ο μέσος χρόνος που μεσολαβεί μέχρι τη ρήξη ανέρχεται σε δύο χρόνια.

1.5.8 ΘΕΡΑΠΕΙΑ

Οι τρόποι που αντιμετωπίζεται το ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής είναι η συντηρητική θεραπεία, η παρακολούθηση με προοπτική επέμβασης και η άμεση επέμβαση. Οι τρόποι επέμβασης είναι δύο, με χειρουργική επέμβαση ανοιχτού ανευρύσματος και με την τοποθέτηση ενδοαγγειακού μοσχεύματος.

1.5.8.1 ΣΥΝΤΗΡΗΤΙΚΗ ΘΕΡΑΠΕΙΑ

Η συντηρητική θεραπεία ενδείκνυται για ασθενείς όπου η χειρουργική επέμβαση θα είχε μεγάλο κίνδυνο θνησιμότητας και για ασθενής που η χειρουργική επέμβαση δεν αναμένεται να βελτιώσει το προσδόκιμο χρόνο ζωής. Το βασικό μέτρο που επιβάλλεται σε ανθρώπους που ακολουθούν συντηρητική θεραπεία είναι η οριστική παύση του καπνίσματος.

Η παρακολούθηση ενδείκνυται για ασθενείς με μικρά ασυμπτωματικά ανευρύσματα, όπου ο κίνδυνος από τη χειρουργική επέμβαση υπερβαίνει τον κίνδυνο της ρήξης του ανευρύσματος. Όσο διογκώνεται ένα ανεύρυσμα ο κίνδυνος ρήξης μεγαλώνει. Η παρακολούθηση μέχρι το ανεύρυσμα να φτάσει τα 5.5 cm δεν έχει δείξει να έχει υψηλότερο κίνδυνο σε σύγκριση με πρώιμες επεμβάσεις.

1.5.8.2 ΦΑΡΜΑΚΕΥΤΙΚΗ ΑΓΩΓΗ

Καμία φαρμακευτική αγωγή δεν έχει βρεθεί να είναι αποτελεσματική στο να μειώσει τον ρυθμό αύξησης ή τη συχνότητα ρήξης των ασυμπτωματικών ανευρυσμάτων κοιλιακής αορτής. Η πίεση του αίματος όμως και τα λιπίδια πρέπει να αντιμετωπίζονται όπως σε κάθε άλλη περίπτωση. Μελέτες έχουν προτείνει πιθανά προστατευτικά αποτελέσματα σε λήψη συγκεκριμένων φαρμάκων που κανονικά χρησιμοποιούνται για άλλες ασθένειες, μεταξύ των οποίων η υπέρταση, οι αρρυθμίες και η αυξημένη χοληστερίνη. Έχει βρεθεί ότι οι β-αναστολείς μπορούν να μειώσουν τον μέσο ρυθμό διάτασης των κοιλιακών ανευρυσμάτων και τα αποτελέσματα από τη χορήγηση τους είναι περισσότερο από ικανοποιητικά στα μεγάλα ανευρύσματα.

1.5.8.3 ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΕΠΕΜΒΑΣΗ

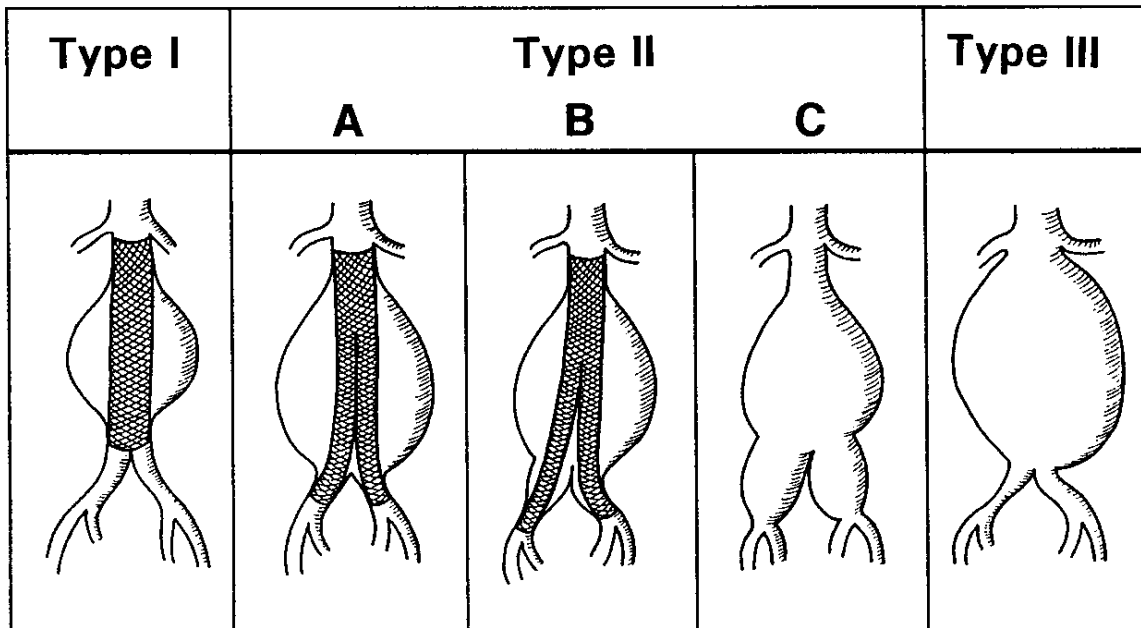
Τα κριτήρια για την απόφαση για μιας χειρουργικής επέμβασης διαφέρουν από ασθενή σε ασθενή, και εξαρτάται από το ισοζύγιο κινδύνων και ωφελειών που μπορεί να προκαλέσει η τέλεση ή μη της χειρουργικής αποκατάστασης. Το μέγεθος της αορτής του ασθενούς μπορεί να παίζει σημαντικό ρόλο, μαζί με την παρουσία παραγόντων που αυξάνουν τον κίνδυνο από το χειρουργείο ή μειώνουν τον προσδόκιμο χρόνο ζωής του ασθενούς. Στην υπονεφρική περιοχή η μορφολογική ταξινόμηση των ανευρυσμάτων βοηθά στη λήψη απόφασης για τη θεραπευτική προσέγγιση.

Ταξινόμηση κατά Allenberg (Εικόνα 7):

- Ο τύπος I χαρακτηρίζεται από ένα ακέραιο υπονεφρικό τμήμα και μια υγιή περιοχή πριν το διχασμό. Μπορεί να τοποθετηθεί ευθύ ενδοαυλικό μόσχευμα.
- Ο τύπος II περιλαμβάνει επίσης ένα υγιές υπονεφρικό τμήμα αλλά το ανεύρυσμα εκτείνεται έως (IIA) ή και (IIB) τον αορτικό διχασμό. Και στις δύο περιπτώσεις μπορεί να τοποθετηθεί διχαλωτό ενδοαυλικό μόσχευμα.
- Τα ανευρύσματα τύπου III προσβάλλουν και το διχασμό των λαγονίων. Ενδοαυλική πρόθεση μπορεί να χρησιμοποιηθεί αν η έσω λαγόνια αρτηρία επανεμφυτευθεί ή αποφραχθεί με έμβολα (coils) ή απολινωθεί. Σε τέτοιες

περιπτώσεις. Το ενδαυλικό μόσχευμα πρέπει να φθάσει στην έξω λαγόνια αρτηρία.

- Στο τύπο III δεν υπάρχει επαρκές ακέραιο υπονεφρικό τμήμα κατά συνέπεια ενδοαυλική πρόθεση δύναται να χρησιμοποιηθεί μόνο εάν οι νεφρικές αρτηρίες θυσιαστούν ή παρακαμφθούν.



Εικόνα 7 Η ταξινόμηση κατά Allenberg (Schumacher 1997)

1.5.8.3.1 ΕΓΧΕΙΡΗΣΗ ΑΝΟΙΧΤΟΥ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ

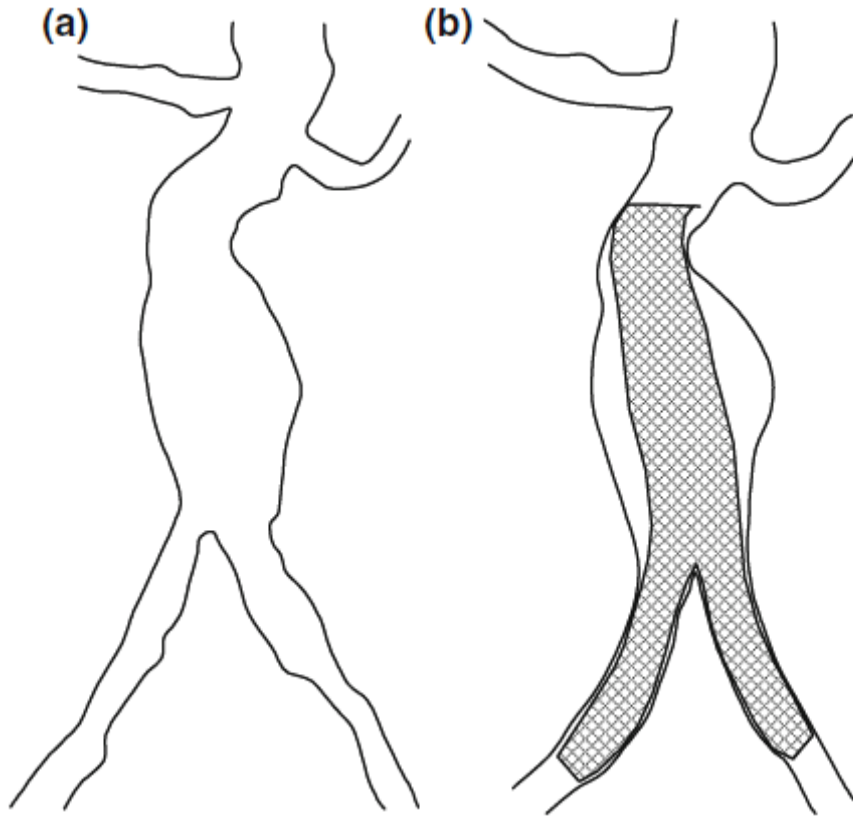
Η χειρουργική αποκατάσταση ανοιχτού ανευρύσματος ενδείκνυται κυρίως για νέους σε ηλικία ασθενείς, ή σε περιπτώσεις ταχέως αυξανόμενων, μεγάλης διαμέτρου, διαρρηγμένων ή συμπτωματικών ανευρυσμάτων. Αυτή η μέθοδος χειρουργικής αποκατάστασης υπήρξε η βασική μέθοδος αντιμετώπισης του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής και πρωτοεφαρμόστηκε την δεκαετία του 1950, ενώ συνεχίστηκε να χρησιμοποιείται μέχρι την ανάπτυξη καινούργιων μεθόδων. Η εγχείρηση συνίσταται σε αντικατάσταση του ανευρύσματος με σωληνωτή συνήθως πρόθεση, με εγχειρητική θνησιμότητα <3% και απώτερη μετεγχειρητική θνησιμότητα περίπου 5% ετησίως. Σπανιότερα όταν οι λαγόνιες αρτηρίες είναι

ανευρυσματικές ή αποφραγμένες, παρακάμπτονται με τη χρήση διχαλωτού μοσχεύματος προς την περιφέρεια.

1.5.8.3.2 ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΑΚΗ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ

Η ενδοαγγειακή αποκατάσταση άρχισε να εφαρμόζεται τη δεκαετία του 1990 και παρά το γεγονός ότι είναι μια εδραιωμένη εναλλακτική στην εγχείρηση ανοιχτού ανευρύσματος, ο ρόλος της δεν έχει ακόμη καθοριστεί πλήρως. Γενικά συνίσταται σε γηραιότερους ασθενείς που διατρέχουν υψηλότερο κίνδυνο για την εγχείρηση ανοιχτού ανευρύσματος, ή αντενδείκνυται για αυτούς η χειρουργική αποκατάσταση ανοιχτού ανευρύσματος. Παρ' όλα αυτά η ενδοαγγειακή χειρουργική αποκατάσταση, είναι εφικτή μόνο για ένα ποσοστό ασθενών με ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής, και εξαρτάται από τη μορφολογία του ανευρύσματος. Τα βασικά πλεονεκτήματα σε σχέση με την εγχείρηση ανοιχτού ανευρύσματος είναι ότι υπάρχει μικρότερη θνησιμότητα που μπορεί να προκληθεί κατά την επέμβαση, ο ασθενής χρειάζεται να μείνει για μικρότερο χρονικό διάστημα τόσο στη μονάδα εντατικής θεραπείας, όσο και γενικά στο νοσοκομείο καθώς και γρήγορη αποκατάσταση και επιστροφή σε φυσιολογικές δραστηριότητες.

Το βασικό σχέδιο όλων των ενδοαγγειακών μοσχευμάτων είναι κατά κάποιον τρόπο όμοιο. Το ανεύρυσμα διασχίζεται από ένα σωληνωτό μόσχευμα το οποίο έχει διάμετρο (20-36mm) και υποστηρίζεται από στεντ σε όλο του το μήκος (Εικόνα 8). Ο σωλήνας είτε διχάζεται σε δύο μικρότερης διαμέτρου μοσχεύματα που καταλήγουν στις λαγόνιες αρτηρίες, είτε μικραίνει σε μέγεθος μένοντας το ίδιο στη μια λαγόνια αρτηρία, ενώ προστίθεται και το σκέλος που οδηγεί το αίμα και στη δεύτερη λαγόνια αρτηρία. Αυτοί οι δύο τύποι μοσχεύματος αποτελούνται γενικά από πολλά τμήματα, δηλαδή το κύριο σώμα και ένα μικρό τμήμα του λαγόνιου μοσχεύματος τοποθετούνται αρχικά και στη συνέχεια προστίθενται επεκτάσεις για να πάρει το μόσχευμα το τελικό του μέγεθος. Με αυτή τη λογική το μόσχευμα μπορεί να τροποποιηθεί με ευκολία για να ταιριάζει στην ανατομία κάθε ασθενούς.



Εικόνα 8 Αριστερά αναπαρίσταται η ανευρυσματική κοιλιακή αορτή και δεξιά φαίνεται το τοποθετημένο ενδοαγγειακό μόσχευμα για την θεραπεία της.

Από όλους τους κατασκευαστές αυτή τη στιγμή μόνο οι 5 έχουν έγκριση από την FDA (οργανισμός τροφίμων και φαρμάκων των ΗΠΑ) ενώ τρία ακόμη έχουν έγκριση από την ευρωπαϊκή ένωση. Αυτά είναι τα μόσχευμα των εταιριών Aneurx, Talent, Excluder, Zenith, Powerlink, τα οποία έχουν έγκριση για την Αμερική, ενώ τα Aortix, Anaconda, Lifepath έχουν εγκριθεί στην ευρωπαϊκή ένωση και είναι υπό δοκιμή στις ΗΠΑ.

Η ενδοαγγειακή αποκατάσταση του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής παρουσιάζει αρκετά καλά αποτελέσματα (80-95% επιτυχία εκεί που μπορεί να εφαρμοστεί). Επίσης οι Spragna και συν. σε μελέτη που αφορούσε 80 ασθενείς που χειρουργήθηκαν για θωρακικά και θωρακοκοιλιακά ανευρύσματα με την χρησιμοποίηση ενδοαγγειακών μοσχευμάτων, αναφέρουν ενδονοσοκομειακή θνητότητα 11%. Η μοναδική επιπλοκή που παρατηρήθηκε ήταν η μετατόπιση του δακτυλίου σε έναν ασθενή κατά την άμεση μετεγχειρητική περίοδο, που επέβαλε την άμεση επανεγχείρηση του. Οι ίδιοι συγγραφείς αναφέρουν ότι στο 40% των ασθενών, λόγω τεχνικών δυσχερειών, αφαιρέθηκε ο ένας δακτύλιος του μοσχεύματος και διενεργήθηκε τελικο-τελική αναστόμωση.

Τα μειονεκτήματα της ενδοαγγειακής αποκατάστασης περιλαμβάνουν την ανάγκη για πιο συστηματική μετεγχειρητική παρακολούθηση καθώς και την πιθανότητα για ανάγκη νέας χειρουργικής επέμβασης.

1.5.9 ΕΠΙΠΛΟΚΕΣ ΤΩΝ ΕΠΕΜΒΑΣΕΩΝ

1.5.9.1 ΕΠΙΠΛΟΚΕΣ ΕΠΕΜΒΑΣΗΣ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΑΝΟΙΧΤΟΥ ΤΥΠΟΥ

Η ενδονοσοκομειακή θνητότητα που συνοδεύει την χειρουργική διόρθωση των χρόνιων θωρακοκοιλιακών ανευρυσμάτων είναι γενικά χαμηλή και κυμαίνεται μεταξύ 3-5%. Εντούτοις οι Crawford και συν. αναφέρουν αντίστοιχη θνητότητα 10%.

Η παραπληγία στη χειρουργική των ανευρυσμάτων της ανιούσης αορτής και του τόξου είναι σπάνια επιπλοκή, συνοδεύει όμως τη χειρουργική των ανευρυσμάτων της κατιούσης θωρακικής και θωρακοκοιλιακής αορτής. Η συχνότητα της επιπλοκής αυτής στα ανευρύσματα της κατιούσης θωρακικής αορτής ανέρχεται στο 5% ενώ είναι υψηλότερη στα θωρακοκοιλιακά ανευρύσματα όπου σύμφωνα με την εμπειρία των Carlson και συν. ανέρχεται στο 12%. Η επιμόλυνση του μοσχεύματος αποτελεί σοβαρή επιπλοκή, η οποία παρά τη χρησιμοποίηση αντιβιοτικών ευρέως φάσματος, συνοδεύεται από υψηλή θνητότητα. Η επιπλοκή αυτή απαντά συχνότερα στα μυκωτικά ανευρύσματα.

Η νεφρική δυσλειτουργία αποτελεί συχνή επιπλοκή της χειρουργικής διόρθωσης των ανευρυσμάτων της κατιούσης θωρακικής και θωρακοκοιλιακής αορτής. Αντίθετα η νεφρική ανεπάρκεια αποτελεί ασυνήθη επιπλοκή. Στις περιπτώσεις των ανευρυσμάτων της κατιούσης θωρακικής αορτής η συχνότητα της μετεγχειρητικής νεφρικής ανεπάρκειας, στην άμεση περίοδο, ανέρχεται στο 5%. Παράγοντες που προδιαθέτουν στην εμφάνιση της νεφρικής δυσλειτουργίας είναι η ηλικία και η εφαρμοζόμενη διεγχειρητική ελεγχόμενη υπόταση. Γενικά ασθενείς με ανευρύσματα της κατιούσης θωρακικής και θωρακοκοιλιακής αορτής πρέπει να υποβάλλονται προεγχειρητικά σε σχολαστικό έλεγχο της νεφρικής λειτουργίας, ο οποίος περιλαμβάνει τον προσδιορισμό της κρεατινίνης του ορού και της κάθαρσης της κρεατινίνης. Αν η τιμή της κάθαρσης της κρεατινίνης είναι μικρότερη από 25 ml/min, υφίσταται σχετική αντένδειξη για εγχείρηση.

1.5.9.2 ΕΠΙΠΛΟΚΕΣ ΕΠΕΜΒΑΣΗΣ ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΑΚΗΣ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ

Παρακάτω παρουσιάζονται οι επιπλοκές που σχετίζονται με την ενδοαγγειακή αποκατάσταση (Hausegger 2001, Desai 2010). Στη παρουσίαση αυτή δίνεται βάρος στις επιπλοκές που έχουν να κάνουν με τη κακή τοποθέτηση του μοσχεύματος ή την μετατόπιση του, οι οποίες φέρουν ως αποτέλεσμα τη συνεχιζόμενη ροή στο σάκο του ανευρύσματος και άρα τον συνεχιζόμενο κίνδυνο για ρήξη αυτού. Επίσης συνοψίζονται κάποιες συστημικές επιπλοκές σε μια παράγραφο, με ειδική έμφαση στη νεφρική λειτουργία μετά το χειρουργείο.

ΕΣΩΤΕΡΙΚΕΣ ΔΙΑΡΡΟΕΣ ΚΑΙ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΤΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ.

Οι εσωτερικές διαρροές (στα αγγλικά endoleaks) αναφέρονται ως το σοβαρότερο πρόβλημα που έχει σχέση με τα ενδοαγγειακά μοσχεύματα. Μετεγχειρητική διαρροή μπορεί να οδηγήσει μέχρι και σε ρήξη του ανευρύσματος και για αυτό το λόγο είναι ο βασικός λόγος για την θνησιμότητα που σχετίζεται με το ανεύρυσμα και οδηγεί στην ανάγκη επέμβασης ανοιχτού τύπου. Υπάρχουν τέσσερις διαφορετικοί τύποι εσωτερικής διαρροής, όπου αναλύονται παρακάτω.

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 ελλειμματική και εισέρχεται ρευστό από τις ενώσεις των ξεχωριστών τμημάτων του μοσχεύματος.
Τύπου IV	Πορώδες υλικό του μοσχεύματος που επιτρέπει τη ροή αίματος μέσω αυτού.

ΔΙΑΡΡΟΗ ΤΥΠΟΥ I ΚΑΙ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΤΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ

Αυτό ο τύπος διαρροής ήταν ο βασικός λόγος αποτυχίας του πρώτου ενδοαγγειακού μοσχεύματος που χρησιμοποίησε ο Parodi. Ακόμη και σήμερα, τα υπάρχοντα σωληνωτά μοσχεύματα είναι συχνά δύσχρηστα καθώς ο κατώτερος λαιμός της αορτής είναι συχνά πολύ στενός ή και ασβεστοποιημένος ώστε να επιτρέψει ασφαλή τοποθέτηση του σωληνωτού μοσχεύματος. Συνήθως η υπερδιαστασιολόγηση του κατώτερου άκρου του μοσχεύματος προσφέρει ικανοποιητική αγκίστρωση.

Αντίστοιχα οι εσωτερικές διαρροές στο ανώτερο σημείο, προκαλούνται συνήθως από μετατόπιση του μοσχεύματος ή από κακή τοποθέτηση. Για την ασφαλή τοποθέτηση, ο αυλός εισόδου του ανευρύσματος πρέπει να έχει μήκος τουλάχιστον 1.5cm. Εάν το μόσχευμα τοποθετηθεί πολύ χαμηλά το αποτέλεσμα είναι να υπάρχει διαρροή τύπου I μέσα στο ανεύρυσμα (type I endoleak). Ένας ακόμα λόγος που μπορεί να οδηγήσει σε διαρροή τύπου I είναι να μην ταιριάζουν οι διάμετροι του μοσχεύματος και του λαιμού εισόδου στο ανεύρυσμα. Η διάμετρος του μοσχεύματος πρέπει να είναι κατά τουλάχιστον 2mm μεγαλύτερη από αυτή του λαιμού εισόδου. Εάν η διάμετρος του μοσχεύματος είναι πολύ μικρή μπορεί πάλι να προκύψει διαρροή. Ένας ακόμη λόγος που μπορεί να οδηγήσει σε διαρροή είναι η μετατόπιση του μοσχεύματος μετά την τοποθέτηση του, λόγω της παλλόμενης κίνησης και της ορμής του αίματος.

Η συχνότητα τύπου I διαρροής βρέθηκε να είναι μεταξύ 2.7%-4%. Παράγοντες που δείχνουν προδιάθεση για μετατόπιση και διαρροή του μοσχεύματος είναι: μήκος του λαιμού εισαγωγής στο ανεύρυσμα μικρότερο από 1.5cm, η γωνία εισόδου του λαιμού, σοβαρή αποτιτάνωση στο σημείο αγκίστρωσης και ύπαρξη θρόμβου στο λαιμό εισαγωγής. Στη περίπτωση που η διαρροή τύπου I προκαλείται από κακή στεγανοποίηση, αντιμετωπίζεται με διάφορες μεθόδους περιλαμβανομένων την πίεση με μπαλόνι μέχρι και σε μετάβαση σε εγχείρηση τύπου ανοιχτής αορτής.

ΔΙΑΡΡΟΗ ΤΥΠΟΥ II

Κατά την επέμβαση ανοιχτού τύπου γίνεται αποκλεισμός των αγγείων που εισάγουν αίμα μέσα στον σάκο του ανευρύσματος. Κατά την επέμβαση ενδοαγγειακής αποκατάστασης δεν μπορεί

να γίνει αυτή η διεργασία και η ροή αίματος μέσα στον σάκο του ανευρύσματος από την μεσεντέρια και την οσφυϊκή αρτηρία μπορεί να οδηγήσει σε διαρροή τύπου II. Έχει προταθεί ότι η καλύτερη μέθοδος για να θεραπευτούν όσοι έχουν αυτού του τύπου τη διαρροή είναι να αυξηθεί η παρακολούθηση τους. Υπάρχει μια σύγχυση αναφορικά με τον τρόπο που πρέπει να αντιμετωπίζεται μια διαρροή τύπου II, αφού δεν έχει διασαφηνισθεί ακόμη πλήρως ο κίνδυνος για ρήξη που επιφέρει. Αρκετές μέθοδοι υπάρχουν για την επίλυση αυτού του προβλήματος. Πολλές από αυτές τις διαρροές αντιμετωπίστηκαν με ραδιολογική, ή χειρουργική επέμβαση, λόγω του φόβου για ρήξη.

ΔΙΑΡΡΟΗ ΤΥΠΟΥ III

Το υλικό του μοσχεύματος είναι συρραμμένο με το stent σε όλα τα διαθέσιμα μοσχεύματα. Με την ρήξη της ραφής, μπορεί να διαβρωθεί το μόσχευμα, ειδικά σε περιοχές με μεγάλη καμπυλότητα. Η ρήξη του stent μπορεί επίσης να προκαλέσει διαρροή τύπου III με το αντιστήριγμα του stent να πιέζει μέσα από το υλικό του μοσχεύματος, δημιουργώντας έτσι μια τρύπα, πράγμα που δεν παρατηρείται συχνά.

Ένα επιπλέον ζήτημα με την διαρροή τύπου III είναι ότι τα περισσότερα μοσχεύματα που είναι διαθέσιμα είναι τμηματοποιημένα. Παρά το ότι αυτό το σχέδιο είναι, στη σύλληψη του, ένα πολύτιμο διότι επιτρέπει την αλλαγή του σχήματος του μοσχεύματος ανάλογα με τις ανάγκες του ασθενή, αυξάνει την πιθανότητα να δημιουργηθούν διαρροές γύρω από τις περιοχές ένωσης και να δημιουργηθούν τσαλακώματα η και στρεβλώσεις στην επιφάνεια. Στις περισσότερες εφαρμογές, οι ενώσεις κρατιούνται ενωμένες μόνο και μόνο με την τριβή, δηλαδή δεν χρησιμοποιείται κάποιος μηχανισμός στήριξης και μπορεί να δημιουργηθεί διαρροή σε οποιαδήποτε από αυτές τις ενώσεις.

Οι διαρροές τύπου III χρήζουν θεραπείας λόγω της σχέσης που έχουν με την διόγκωση και επικινδυνότητα για ρήξη του ανευρύσματος. Εάν διάσπαση κάποιου τμήματος του μοσχεύματος είναι η αιτία της διαρροής, ο στόχος είναι να αποκατασταθεί η συνέχεια του μοσχεύματος με την εισαγωγή ενός κατάλληλης διάστασης περιαιχένιου. Μια ακόμη πιθανή επιπλοκή που έχει να κάνει με το υλικό εισαγωγής είναι η θρόμβωση του μοσχεύματος. Ημικυκλικές αποθέσεις θρόμβωσης έχουν παρατηρηθεί στο 19% των περιπτώσεων. Αυτές οι αποθέσεις στο τοίχωμα δεν περιορίζουν τη ροή και δεν εμφανίζουν κάποια κλινική σημασία. Η θρόμβωση στα άκρα του μοσχεύματος εμφανίζεται στο 1.5-6.4% των περιπτώσεων.

Για να ξεπεραστούν αυτά τα προβλήματα, συνεχίζεται έρευνα στη χρήση πολυμερών ηλικιών, διαφορετικών από το πολυτετραφλουροεθυλένιο (ePTFE) και τα πολυεθυλένια (Dacron/πολυεστέρα). Μια πιθανή λύση για να ξεπεραστούν τα προβλήματα με τις διαρροές τύπου III, θα ήταν η ανάπτυξη τόσο ενός νέου πολυμερούς υλικού που μπορεί να συνδεθεί χημικά με το stent και ένα νέο σχέδιο του stent με το οποίο το μόσχευμα και το stent θα ενωνόντουσαν σε μια αναπτύξιμη κατασκευή, αντί το μόσχευμα απλά να κείται εξωτερικά του stent σαν μια ξεχωριστή μονάδα, με μόνη σύνδεση τους χημικούς δεσμούς και τα ράμματα. Με την σύζευξη του stent με το μόσχευμα θα μειωθεί ο κίνδυνος ρήξης του μοσχεύματος και εσωτερικής διαρροής.

ΔΙΑΡΡΟΗ ΤΥΠΟΥ IV

Τα υλικά των μοσχευμάτων από ePTFE και υφασμένη πολυεστέρα που χρησιμοποιούνται αυτή τη στιγμή είναι πολύ λεπτά, έτσι ώστε το προφίλ της συσκευής εισαγωγής να έχει τις ελάχιστες διαστάσεις. Τα πάχη των μοσχευμάτων κυμαίνονται από 0,15 μέχρι 0,35mm και το πορώδες τους είναι περίπου στο 65%, με την εμφάνιση διαρροής Τύπου IV να είναι αρκετά συχνή.

Μετεγχειρητικά καθώς η θρόμβωση μέσα στο μόσχευμα λαμβάνει χώρα σύντομα, σπάνια χρειάζεται επιπλέον θεραπεία για τη διαρροή Τύπου IV. Παρόλα αυτά υπάρχουν και μοσχεύματα τα οποία χρησιμοποιούν πλαστικοποιημένη στρώση στην επιφάνεια τους, κάνοντας την διαρροή αδύνατη. Με αυτή τη λογική η διαρροή Τύπου IV θα μπορούσε να μειωθεί ή και να αποτραπεί πλήρως.

ΕΣΩΤΕΡΙΚΗ ΤΑΣΗ.

Η εσωτερική τάση είναι η συνεχιζόμενη πίεση στον σάκο του ανευρύσματος με συνεπακόλουθη την διόγκωση του σάκου με απουσία εσωτερικής διαρροής. Συχνά οφείλεται στην μεταφορά της πίεσης μέσω μιας σφραγισμένης ή θρομβωμένης εσωτερικής διαρροής. Παρότι η παθοφυσιολογία μιας εσωτερικής διαρροής ξεκινάει να διασαφηνίζεται και η αντιμετώπιση της έχει καθοριστεί, υπάρχει διαμάχη για την αιτιολογία και τα κλινικά αποτελέσματα της εσωτερικής τάσης. Οι Gilling-Smith et al. κατέταξαν την εσωτερική τάση

σε υποκατηγορίες ανάλογα με τα χαρακτηριστικά της πίεσης: βαθμού I (μεγάλη πίεση και μεγάλη ροή), βαθμού II (μεγάλη πίεση με μικρή ροή), βαθμού III (μεγάλη πίεση χωρίς ροή), όπου είναι είτε πραγματική εσωτερική πίεση είτε σφραγισμένη εσωτερική διαρροή. Ο παρακάτω πίνακας περιγράφει τα πιθανά αίτια της εσωτερικής τάσης.

Πιθανοί λόγοι εσωτερικής τάσης:

- Μεταφορά πίεσης μέσα στο ανεύρυσμα γύρω από τα άκρα του μοσχεύματος
- Στρώματα θρόμβου μεταξύ του μοσχεύματος και του τοιχώματος της αορτής
- Μετατόπιση του μοσχεύματος που αποκαλύπτει στρώμα θρόμβου στο λαϊμό της αορτής
- Κανάλι εσωτερικής διαρροής που έχει σφραγισθεί από θρόμβο
- Εσωτερική διαρροή που δεν έχει εντοπιστεί
- Μη συνεχές κανάλι εσωτερικής διαρροής
- Κανάλι διαρροής με πολύ μικρή ροή
- Μεταφορά πίεσης μέσω του τοιχώματος του μοσχεύματος
- Μεγάλο πορώδες του μοσχεύματος
- Μικρές διαρροές μέσω των διακένων του μοσχεύματος
- Εξίδρωση ρευστού μέσω του υλικού του μοσχεύματος
- Παλλόμενο μόσχευμα/ κίνηση του τοιχώματος
- Μεταφορά πίεσης μέσω διπλανών αγγείων
- Θρόμβωση πάνω από την απόληξη της μεσεντερικής ή οσφυϊκής αρτηρίας
- Ανάπτυξη πίεσης από επιτόπια εναπόθεση ρευστού
- Ελάττωμα του μοσχεύματος
- Ύγρωμα του θρόμβου
- Γενετική ανωμαλία
- Ενζυματική δραστηριότητα
- Υπέρ-ωσμομοριακότητα
- Άλλα

ΕΠΙΠΛΕΟΝ ΕΠΙΠΛΟΚΕΣ ΣΧΕΤΙΚΕΣ ΜΕ ΤΗΝ ΑΝΩΤΕΡΗ ΘΕΣΗ ΑΓΚΙΣΤΡΩΣΗΣ

Το πιο σημαντικό και πιο απαιτητικό σημείο μιας ενδοαγγειακής επέμβασης είναι η ακριβής τοποθέτηση του μοσχεύματος. Το μόσχευμα πρέπει να τοποθετηθεί ακριβώς κάτω από τις

νεφρικές αρτηρίες. Λόγω αυτής της απαίτησης έχει παρατηρηθεί σε κάποιες περιπτώσεις η μείωση της παροχευτότητας στην νεφρική αορτή. Εάν το μόσχευμα τοποθετηθεί πολύ ψηλά, μπορεί να φράζει μέρος ή ολόκληρες τις νεφρικές αρτηρίες. Αυτή η επιπλοκή παρατηρείται περίπου στο 2.5% των περιπτώσεων. Η μείωση της παροχής στις νεφρικές αρτηρίες μπορεί επίσης να προκύψει από μετακίνηση αθηρωματικής πλάκας από τη περιοχή του λαιμού του ανευρύσματος, όπως παρατηρήθηκε σε ποσοστό 3.3%. Επίσης σε κάποιες περιπτώσεις μπορεί να παρατηρηθεί στένωση της νεφρικής αρτηρίας λόγω αναδιαμόρφωσης του λαιμού της νεφρικής αρτηρίας κατά την επέμβαση τοποθέτησης του μοσχεύματος.

Σε κάθε περίπτωση που αφορά επιπλοκή με τις νεφρικές αρτηρίες, υπάρχει ένα πολύ στενό χρονικό περιθώριο για την χειρουργική ομάδα που έχει αναλάβει την θεραπεία του ασθενούς. Εάν υπερβούν το χρόνο των 30 λεπτών για την αποκατάσταση, είτε με ενδοαγγειακό τρόπο, είτε με ανοιχτού τύπου επέμβαση, μπορεί να προκληθούν σοβαρότατα προβλήματα στους νεφρούς λόγω ισχαιμίας.



Εικόνα 9 Αγγειογραφία που παριστάνει ενδοαγγειακό μόσχευμα το οποίο έχει καλύψει τις εισόδους των νεφρικών αρτηριών.

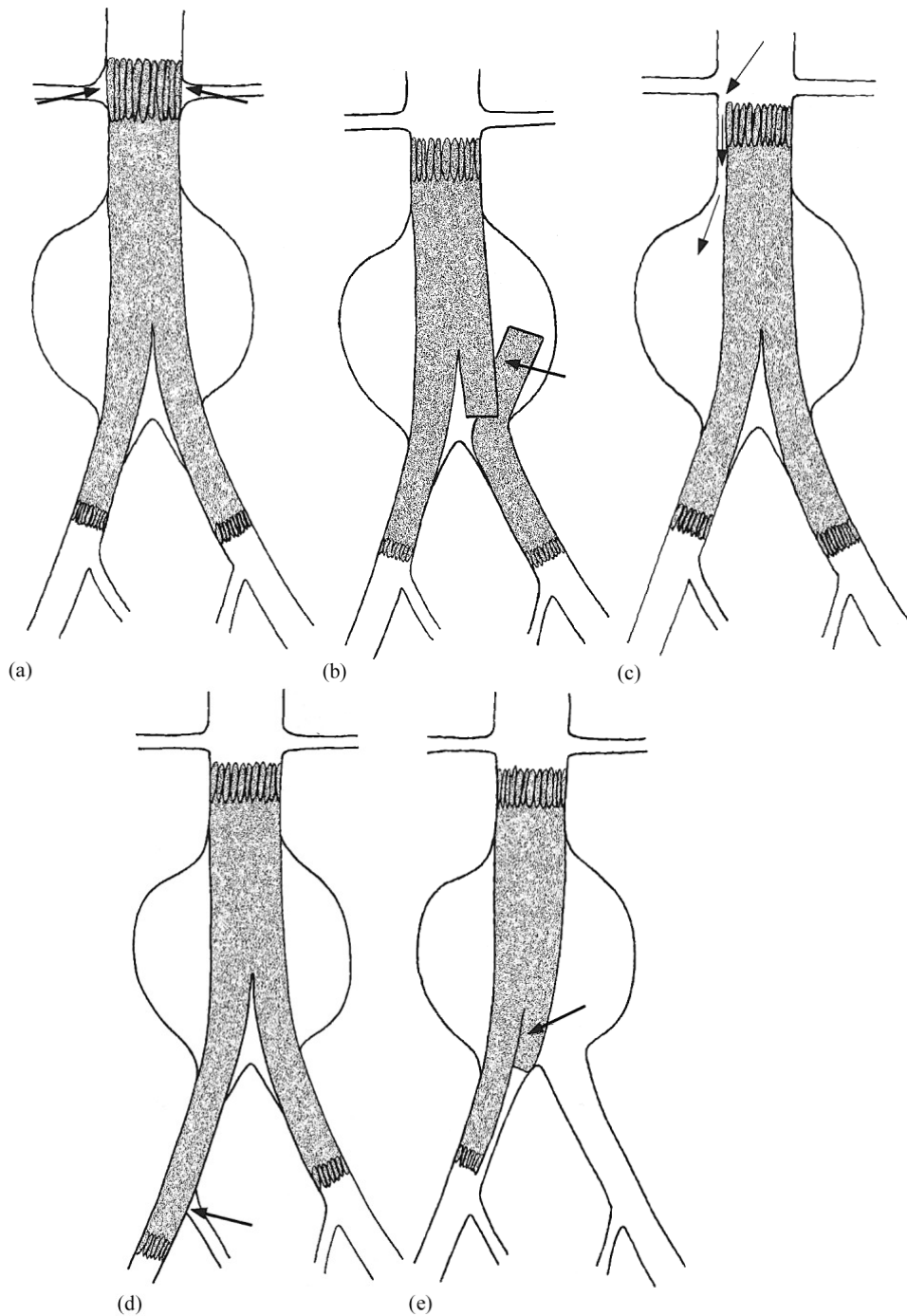
ΕΠΙΠΛΟΚΕΣ ΣΧΕΤΙΚΕΣ ΜΕ ΤΟ ΚΑΤΩΤΕΡΟ ΣΗΜΕΙΟ ΑΓΚΙΣΤΡΩΣΗΣ

Η πιο συνηθισμένη επιπλοκή στο κατώτερο σημείο αγκίστρωσης είναι η ελλειπής στεγανοποίηση. Αυτό το πρόβλημα μπορεί να προκύψει στην κατώτερη αορτή, εάν χρησιμοποιηθεί σωληνωτού τύπου μόσχευμα, ή στις λαγόνιες αρτηρίες ανάλογα με τον τύπο μοσχεύματος που χρησιμοποιείται. Οι διαρροές των λαγόνιων αρτηριών προκύπτουν στο 6.2% των περιπτώσεων. Παρότι αυτός ο τύπος του διαρροής συμβαίνει συχνότερα από ότι η διαρροή τύπου I, έχει σαφώς μικρότερη σημασία. Μέχρι τώρα δεν έχει διαπιστωθεί αυξημένος κίνδυνος ρήξης του ανευρύσματος λόγω αυτού του τύπου διαρροής. Παρόλα αυτά αυτός ο τύπος της διαρροής χρήζει αποκατάστασης, καθώς γνωρίζουμε ότι οι διαρροές αυξάνουν την πίεση στο σάκο του ανευρύσματος.

Στις περισσότερες περιπτώσεις αυτές οι περιπλοκές αντιμετωπίζονται με την τοποθέτηση ενός μοσχεύματος – προέκτασης. Αυτό μπορεί να οδηγήσει σε εξ αμελείας φραγμό της εσωτερικής λαγόνιας αρτηρίας, το οποίο είναι μια επιπλέον επιπλοκή που συνδέεται με το κατώτερο σημείο αγκίστρωσης.

ΕΠΙΠΛΟΚΕΣ ΣΧΕΤΙΚΕΣ ΜΕ ΤΗΝ ΔΙΑΣΤΑΣΙΟΛΟΓΗΣΗ.

Η επιτυχής ενδοαγγειακή αποκατάσταση ενός ανευρύσματος κοιλιακής αορτής εξαρτάται από την σωστή αξιολόγηση της μορφολογίας της κοιλιακής αορτής και των λαγόνιων αρτηριών. Κάθε μόσχευμα πρέπει να προσαρμόζεται στην αγγειακή ανατομία του ασθενούς. Ο ακριβής προσδιορισμός των διαμέτρων του άνω και των κάτω σημείων αγκίστρωσης είναι σημαντικός. Για το άνω σημείο αγκίστρωσης ενδείκνυται αύξηση της διαμέτρου του μοσχεύματος κατά τουλάχιστον 2mm και συνηθέστερα με 3-4mm, ή αλλιώς 10% τη διάμετρο του λαιμού. Εάν το μόσχευμα είναι πολύ μικρό, μπορεί να εμφανιστεί διαρροή τύπου 1. Ακόμα, μια δευτερεύουσα διαρροή ή και μετατόπιση του μοσχεύματος μπορεί να συμβεί μελλοντικά εάν ο λαιμός του ανευρύσματος διογκωθεί. Εάν το μόσχευμα είναι υπερμεγεθυσμένο, μπορεί να διπλώσει προς τα μέσα και έτσι πάλι να δημιουργηθεί διαρροή τύπου 1.



Εικόνα 10 Παραδείγματα τοποθετημένων ενδοαγγειακών μοσχευμάτων με επιπλοκές (a) Κακώς τοποθετημένο ενδοαγγειακό μόσχευμα το οποίο προκαλεί διπλή απόκλιση των νεφρικών αρτηριών. (b) Κακώς τοποθετημένο κατώτερο σκέλος του ενδοαγγειακού μοσχεύματος. (c) Εσωτερική διαρροή τύπου I λόγω κακής διαστασιολόγησης του λαιμού του μοσχεύματος στο σημείο αγκίστρωσης. (d) Αποκλεισμός της δεξιάς εσωτερικής λαγόνιας αρτηρίας από το δεξί σκέλος του μοσχεύματος. (e) Παγιδευμένο σκέλος από την λαγόνια αρτηρία που προκλήθηκε από κακή διαστασιολόγηση.

Για τα κατώτερα σημεία αγκίστρωσης αύξηση της διαμέτρου κατά 1-2mm δείχνει να είναι ικανοποιητική. Τα ίδια προβλήματα λόγω υπερδιαστασιολόγησης ή υποδιαστασιολόγησης μπορεί να προκύψουν και στα κατώτερα σημεία αγκίστρωσης.

Ακόμα ο ακριβής προσδιορισμός του μήκους είναι μια σημαντική απαίτηση. Εάν το μόσχευμα είναι πολύ μακρύ μπορεί να οδηγήσει σε εξ αμελείας κάλυψη της μίας λαγόνιας αρτηρίας ή και της υπογαστρικής αρτηρίας. Εάν πάλι το μόσχευμα είναι πολύ κοντό η πρόσθεση προέκτασης του μοσχεύματος μπορεί να κριθεί απαραίτητη.

Εάν χρησιμοποιηθεί διχαλωτό μόσχευμα και το κοντό σκέλος του είναι πολύ μεγάλο τότε υπάρχει η πιθανότητα να παγιδευτεί στη λαγόνια αρτηρία εισόδου, πράγμα που δημιουργεί σοβαρές δυσκολίες στην αποκατάσταση αυτού του προβλήματος.

ΣΥΣΤΗΜΙΚΕΣ ΕΠΙΠΛΟΚΕΣ

Συνήθως οι ασθενείς με ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής έχουν και διάφορες άλλες παρακείμενες νόσους. Για αυτό το λόγο, οι συστημακές επιπλοκές εμφανίζονται αρκετά συχνά και έχουν παρατηρηθεί μέχρι και στο 18% των ασθενών. Οι συστημακές επιπλοκές περιλαμβάνουν καρδιακές, πνευμονικές, εγκεφαλικές, γαστρεντερικές και νεφρικές επιπλοκές. Οι μεγαλύτεροι παράγοντες κινδύνου για συστημακές βρίσκονται σε ασθενείς γηραιότερους από 65 χρόνων και σε ασθενείς που δεν προκρίνονται για επέμβαση ανοιχτής αορτής. Ακόμα έχει βρεθεί ότι χειρουργεία που διαρκούν παραπάνω από 160 λεπτά ή περιέχουν πρόσθετες επεμβάσεις, αποτελούν σημαντικούς παράγοντες επικινδυνότητας.

1.6 ΑΘΗΡΟΣΚΛΗΡΩΣΗ

Μέχρι στιγμής έχουν παρουσιασθεί τα βασικά στοιχεία του αγγειακού συστήματος που αφορούν στη παρούσα εργασία καθώς επίσης έχει αναλυθεί και η νόσος του ανευρύσματος της κοιλιακής αορτής. Σε αυτό το πλαίσιο έγινε αναφορά των αιτιών ανάπτυξης του ανευρύσματος και των τρόπων αντιμετώπισης, όπου αναλύθηκε μέθοδος αντιμετώπισης της ενδοαγγειακής αποκατάστασης. Ανάμεσα στα αίτια ανάπτυξης του ανευρύσματος έγινε αναφορά στην αθηροσκλήρωση, η οποία κατά κανόνα συνυπάρχει και παίζει ρόλο στην ανάπτυξη του ανευρύσματος, με τρόπο που δεν έχει ακόμη πλήρως διασαφηνισθεί.

Η αθηροσκλήρυνση είναι εξελισσόμενη νόσος η οποία αρχίζει νωρίς από την παιδική ηλικία αλλά οι κλινικές εκδηλώσεις παρουσιάζονται συνήθως κατά τη μέση ηλικία ή αργότερα. Ως βασική μορφολογική αλλοίωση θεωρείται η αθηρωματική πλάκα ή αθήρωμα. Σχηματίζεται στον έσω χιτώνα της αρτηρίας και αναπτύσσεται αργά και αθόρυβα χωρίς κλινικά συμπτώματα επί σειρά ετών. Είναι ένα περιγεγραμμένο μόρφωμα όπου διακρίνεται ένας πυρήνας λιπιδίων, κυρίως χοληστερόλης, συνήθως σε συμπλέγματα με πρωτεΐνες και εστέρες χοληστερόλης ο οποίος καλύπτεται από ινώδη μανδύα. Μεγαλώνοντας σε μέγεθος προοδευτικά παρεisdύει στον αυλό του αγγείου αλλά και στον υποκείμενο μέσο χιτώνα. Κατά συνέπεια ο αυλός του αγγείου σμικρύνεται αλλά και το τοίχωμα εξασθενίζει. Ως επιπλοκές της στοιχειώδους βλάβης μπορεί να θεωρηθούν η επασβέστωση, η εξέλκωση, ο σχηματισμός θρόμβου ή ανευρύσματος.

Πλήθος παραγόντων συνεργαζόμενοι και αλληλεπιδρώντες επί σειρά ετών ευθύνονται για την ανάπτυξη, την πρόοδο και την εξέλιξη της αθηρωματικής πλάκας. Μεταξύ αυτών κυρίαρχο ρόλο φαίνεται ότι έχουν κυτταρικά στοιχεία, ενδοθηλιακά, λεία μυϊκά, μονοκύτταρα/ μακροφάγα και αιμοπετάλια, οι λιποπρωτεΐνες και χημικοί μεσολαβητές όπως κυτταροκίνες, αναπτυξιακοί, χημειοτακτικοί και θρομβογόνοι παράγοντες. Γενετικοί παράγοντες, διατροφή, τρόπος ζωής και οι προσωπικές συνήθειες έχουν σημασία για την παθογένεια και εξέλιξη της νόσου.

Οι κλινικές εκδηλώσεις παρουσιάζονται όταν:

1. Η στένωση του αυλού του αγγείου είναι σε θέση να δημιουργήσει ισχαιμική ατροφία
2. Η στένωση του αυλού της αρτηρίας δημιουργεί εμπόδια στη ροή του αίματος και αυξάνει την πιθανότητα σχηματισμού θρόμβου σε περίπτωση stress ή υπό την επίδραση ερεθίσματος. Ο σχηματισμός του θρόμβου θα οδηγήσει σε αιφνίδια απόφραξη του αυλού και έμφραγμα.
3. Σχηματισθεί θρόμβος ο οποίος θα οδηγήσει σε εμβολή
4. Η εξασθένηση του τοιχώματος του αγγείου είναι σε θέση να οδηγήσει σε ρήξη ή ανεύρυσμα

1.6.1 ΘΕΩΡΙΕΣ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ ΑΘΗΡΟΣΚΛΗΡΩΣΗΣ.

Γενικά τα λιπίδια και ιδιαίτερα η LDL χοληστερόλη παίζει πολύ σημαντικό ρόλο στην ανάπτυξη της αθηροκλήρωσης. Σε πειραματικό επίπεδο έχει αποδειχθεί ότι οποιαδήποτε δίαιτα προκαλεί υπερχοληστερολαιμία επιφέρει αθηροσκλήρωση. Η αυξημένη LDL χοληστερόλη είναι ένας πολύ σημαντικός παράγοντας στην δημιουργία πλάκας και της ταχείας εξέλιξης της αθηροσκλήρωσης με απειλητικές για τη ζωή επιπτώσεις.

Στα μέσα του 19^{ου} αιώνα ο Rokitansky υπέθεσε ότι οι ινώδεις ουσίες που εναποτίθενται στον αρτηριακό έσω χιτώνα ως αποτέλεσμα μη φυσιολογικών αιμοστατικών στοιχείων του αίματος, θα μπορούσαν να υποστούν μεταμόρφωση σε αθηρωματικές μάζες που περιέχουν χοληστερόλη και αιμοσφαίρια. Αυτή η θεωρία περιλαμβάνει ότι τυπικές αθηρωματικές αλλοιώσεις, προκαλούνται βασικά από αποδόμηση των πρωτεϊνών του αίματος. Σε νεώτερα πειραματικά μοντέλα, συνήθως σε κουνέλια, αποδείχθηκε ότι μετά από τραύμα της αρτηρίας επιφέρει συσσώρευση χοληστερόλης στις αλλοιώσεις. Οι πλάκες, μπορούν υπό συγκεκριμένες συνθήκες, να εξελιχθούν με τέτοιο τρόπο ώστε η συσσώρευση των πρωτεϊνών αίματος να είναι κυρίαρχη στην εξέλιξη της αλλοίωσης.

Ο πολλαπλασιασμός των λείων μυϊκών κυττάρων στον εσωτερικό χιτώνα και η επακόλουθη παραγωγή από αυτά τα κύτταρα στοιχείων συνδετικού ιστού θεωρείται από πολλούς, ως τα βασικά και κυριότερα βήματα στην γένεση της αθηροκλήρωσης. Η πρωτεογλυκάνη, η οποία είναι ένα σημαντικό στοιχείο του αρτηριακού τοιχώματος, μπορεί να είναι υπεύθυνη για την συγκράτηση της LDL χοληστερόλης. Το κολλαγόνο είναι ένα ακόμα σημαντικό στοιχείο στην αθηροσκληρωτική αλλοίωση. Οι παραπάνω θεωρίες επιχειρούν να εξηγήσουν το πώς οι φυσικοί παράγοντες, όπως η διατμητική τάση, ο τραυματισμός του αγγείου κ.ά., επηρεάζουν την αλληλουχία των γεγονότων που λαμβάνουν χώρα στο αρτηριακό τοίχωμα.

Κατά κάποιους ερευνητές η αθηροκλήρωση αποτελεί την διαδικασία αποδόμησης και επιδιόρθωσης που είναι επακόλουθη της μηχανικής κατάρρευσης του τοιχώματος του αγγείου, που προκαλεί η αιμοδυναμική. Οι ταλαντώσεις που προκαλούνται από τους παλμούς της καρδιάς καθώς και οι δίνες που προκαλούνται σε σημεία διακλαδώσεων των αγγείων, κατά τη διάρκεια της ζωής, είναι υπεύθυνα για την κατάρρευση του αγγειακού τοιχώματος. Υπό αυτό το πρίσμα η αθηροκλήρωση συνδέεται άμεσα με την ηλικία. Η υπέρταση και η

ταχυκαρδία προκαλεί αυξημένη ανάπτυξη πλάκας, αντίθετα με την βραχυκαρδία η οποία δείχνει να μην ευνοεί την αθηροσκλήρωση.

1.6.2 ΑΙΜΟΔΥΝΑΜΙΚΟΙ ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ ΣΤΗΝ ΑΘΗΡΟΣΚΛΗΡΩΣΗ

Το αίμα δεν ρέει ομοιόμορφα στο αρτηριακό δέντρο, λόγω των διαφοροποιήσεων της γεωμετρίας και της αντίστασης στη ροή. Οι διαφοροποιήσεις στις διαμέτρους του αυλού, οι γωνιώσεις και διακλαδώσεις προκαλούν τοπικές διαταράξεις του πεδίου ροής, με αποτέλεσμα περιοχές με διαφοροποιημένο τη διατμητική τάση και οριακές συνθήκες με περιοχές όπου εμφανίζεται αποκόλληση, δευτερεύουσες ροές ή δίνες. Ο χαρακτηρισμός αυτών των συνθηκών σε συγκεκριμένες θέσεις γίνεται πολύ πιο πολύπλοκος όταν ληφθεί υπόψη και η παλλόμενη ροή του αίματος. Τα σημεία διακλάδωσης είναι γνωστό ότι είναι πολύ ευάλωτα στην δημιουργία αθηροσκλήρωσης και υπόκεινται σε ευρείες διαφοροποιήσεις των αιμοδυναμικών συνθηκών. Έτσι, δεν προκαλεί έκπληξη ότι η ποικιλία των αιμοδυναμικών παραγόντων έχουν συνδεθεί με την γένεση της πλάκας, που περιλαμβάνουν υψηλές και χαμηλές διατμητικές δυνάμεις στο τοίχωμα, αποκόλληση και στάση της ροής, απόφραξη της ροής, δίνες και υπέρταση.

Η υψηλή διατμητική τάση είχε υποθεθεί ότι αποτελεί πιθανό αίτιο δημιουργίας αθηροσκλήρωσης, λόγω της βλάβης που προκαλεί στο ενδοθήλιο. Η θεωρία αυτή υποστηρίχτηκε με διάφορα πειράματα αλλά πλέον έχει αναγνωριστεί ότι η υψηλή διατμητική τάση δεν προκαλεί αθηροσκλήρωση. Αντίθετα υπάρχει η θεωρία ότι η υψηλή διατμητική τάση αναστέλλει την ανάπτυξη αθηροσκλήρωσης.

Η χαμηλή διατμητική τάση έχει θεωρηθεί ότι καθυστερεί την απομάκρυνση των παραγόντων που προκαλούν αθηροσκλήρωση από το τοίχωμα, με αποτέλεσμα την αυξημένη συσσώρευση λιπιδίων στον έσω χιτώνα. Επίσης εμπλέκεται με την πρόσδοση σημαντικών στοιχείων για τις λειτουργίες τόσο της θρέψης όσο και του μεταβολισμού του τοιχώματος. Σχετικές εργασίες για την ανάπτυξη αθηροσκλήρωσης σε ανθρώπινες καρωτίδες, έδειξαν ότι η δημιουργία αθηροσκλήρωσης συνέπιπτε με τις περιοχές όπου εμφανίστηκαν χαμηλές τιμές διατμητικής τάσης. Οι τιμές της διατμητικής τάσης κοντά στο 0 μετρήθηκαν κοντά στη περιοχή που ήταν πιο πιθανό να αναπτυχθεί πλάκα, και προτάθηκε ότι υπάρχει ένα κατώφλι διατμητικής τάσης κάτω από το οποίο η ανάπτυξη αθηροσκλήρωσης είναι πιθανή.

Επίσης παρατηρήθηκε ότι σε περιοχές με αποκολλημένη ροή, όπου οι τιμές της διατμητικής τάσης είναι χαμηλές όπως και οι ταχύτητες, αναπτύσσονται και οι πρώτες αθηροσκληρωτικές πλάκες, όπως και μεταγενέστερες αλλοιώσεις του αγγείου. Στις περιοχές αυτές όπου η ροή είναι αποκολλημένη υπάρχει αντίστροφη ροή με χαμηλές ταχύτητες καθώς και ρευστό με χαμηλή ταχύτητα το οποίο κινείται κατάντι της ροής. Παρόλα αυτά οι περιοχές αποκόλλησης δεν είναι απλά περιοχές με ανακυκλοφορίες και στάσιμη ροή, αλλά είναι περιοχές με πολύπλοκα ρευστοδυναμικά φαινόμενα. Τα σωματίδια που βρίσκονται μέσα σε περιοχές ανακυκλοφορίας έχουν αυξημένο χρόνο που παραμένουν στην ίδια περιοχή, έχοντας έτσι περισσότερες πιθανότητες να αλληλεπιδράσουν με το τοίχωμα του αγγείου. Έτσι τα λιπίδια και τα υπόλοιπα στοιχεία που παίζουν ρόλο στη γένεση αθηροσκλήρωσης έχουν περισσότερο χρόνο να αλληλεπιδράσουν με το αρτηριακό τοίχωμα. Η αποκόλληση της ροής έχει φανεί ότι ευνοεί την εναπόθεση αιμοπεταλίων, τα οποία μπορούν να διεγείρουν τον κυτταρικό πολλαπλασιασμό και να δημιουργήσουν διόγκωση του έσω χιτώνα και δημιουργία αθηροσκλήρωσης.

Σε περιπτώσεις παλλόμενης ροής, τα φαινόμενα στο πεδίο ροής είναι πιο πολύπλοκα. Στην περιοχή της μη αποκολλημένης ροής τα φαινόμενα είναι όμοια. Η ταχύτητα και η διατμητική τάση έχουν υψηλές τιμές και η ροή παραμένει στρωτή. Υπάρχουν διακυμάνσεις στο μέγεθος της ταχύτητας και της διατμητικής τάσης αλλά όχι αλλαγή διεύθυνσης. Αντίθετα στην περιοχή αποκόλλησης, υπάρχει ένα μοτίβο ταλαντούμενης διατμητικής τάσης. Κατά την αρχική συστολή, δεν παρατηρείται αποκόλληση, ενώ αργότερα στη φάση της συστολής η αποκόλληση μονιμοποιείται και υπάρχει αλλαγή φοράς στο μέγεθος της διατμητικής τάσης. Κατά τη διαστολή το μέγεθος τόσο της ταχύτητας όσο και της διατμητικής τάσης είναι χαμηλά και συνδέονται άμεσα με την θέση της αθηροσκλήρωσης. Η ταλαντούμενη αυτή διατμητική τάση έχει φανεί να συσχετίζεται άμεσα με την εναπόθεση της πλάκας καθώς επίσης επιτρέπει και την διεύθυνση στοιχείων μέσω του ενδοθηλίου. Τα ενδοθηλιακά κύτταρα συνήθως προσανατολίζονται με τη κατεύθυνση της ροής. Με την εναλλαγή της διατμητικής τάσης δημιουργούνται αλλαγές στις σχέσεις μεταξύ των κυττάρων και κάνοντας έτσι την δυνατή την εισχώρηση στοιχείων μέσω του ενδοθηλίου.

Η τυρβώδης ροή δεν δείχνει να ευνοεί την ανάπτυξη αθηροσκλήρωσης. Αντίθετα η υπέρταση έχει αποδειχθεί ότι συνδέεται με το μέγεθος και τη σοβαρότητα της αθηροσκλήρωσης, παρότι δεν έχει καθορισθεί πλήρως η φύση του ρόλου που παίζει στη παθογένεια της αθηροσκλήρωσης.

1.6.3 Η ΑΘΗΡΟΣΚΛΗΡΩΣΗ ΣΤΗΝ ΚΟΙΛΙΑΚΗ ΑΟΡΤΗ

Η αθηροσκλήρωση τόσο στους ανθρώπους όσο και σε πειραματικά μοντέλα έχει βρεθεί ότι εντοπίζεται σε περιοχές του κυκλοφορικού συστήματος με σχετικά χαμηλές ταχύτητες ροής. Η ανθρώπινη κοιλιακή αορτή έχει αποδειχθεί ότι είναι ευάλωτη στην γρήγορη ανάπτυξη της αθηροσκλήρωσης, λόγω σχετικά χαμηλών ταχυτήτων ροής σε σχέση με την υπόλοιπη αορτή. Ο τρόπος ζωής του ανθρώπου που έχει εξελιχθεί σε καθιστική ζωή κάνει ακόμη πιο χαμηλές τις ταχύτητες ροής του αίματος κατά μεγάλο μέρος της μέρας ευνοώντας έτσι τον πολλαπλασιασμό των κυττάρων του έσω χιτώνα και την εναπόθεση λιπιδίων, δημιουργώντας αθηροσκληρωτική πλάκα.

Τόσο σε πειραματικά όσο και σε υπολογιστικά μοντέλα έχουν επιβεβαιώσει ότι κατά τη διάρκεια ηρεμίας, η κοιλιακή αορτή υποβάλλεται σε ταλαντούμενες ταχύτητες, ανάπτυξη δυνάμεων, και αυξημένος χρόνος που το ρευστό αλληλεπιδρά με το τοίχωμα, ενώ το τμήμα της αορτής ανάντι των νεφρικών αρτηριών έχει στρωτή ροή. Επίσης σε άλλα υπολογιστικά μοντέλα έδειξαν ότι υπάρχουν ανακυκλοφορίες της ροής κατά το μεγαλύτερο μέρος του καρδιακού κύκλου και κυρίως κατά τη φάση της διαστολής. Παρόλα αυτά, τα φαινόμενα αυτά που παρατηρούνται υπό συνθήκες ηρεμίας φαίνεται να εξαλείφονται όταν μοντελοποιείται μέτρια άσκηση των κάτω άκρων. Αυτές οι έρευνες υποστηρίζουν ότι η μέτρια άσκηση έχουν ευεργετικά αποτελέσματα στον περιορισμό της αθηροσκλήρωσης.

1.7 ΑΡΤΗΡΙΑΚΗ ΘΡΟΜΒΩΣΗ

Η αρτηριακή θρόμβωση λαμβάνει χώρα σε περιοχές όπου η ροή του αίματος είναι διαταραγμένη (δηλ. είτε στατική είτε με δίνες) και σε αγγεία με διαφοροποιημένη επικάλυψη ενδοθηλίου. Σε περιοχές μεγάλης διατμητικής τάσης, τα ενδοθηλιακά κύτταρα μπορεί να μειωθούν, επιτρέποντας την εναπόθεση αιμοπεταλίων και κατά συνέπεια να υπάρξει συσσώρευση στο υποενδοθήλιο. Η ρήξη της αθηροσκληρωτικής πλάκας επίσης εμφανίζει επιφάνειες εικανές να ξεκινήσουν θρόμβωση. Μετά την εναπόθεση και συσσώρευση των αιμοπεταλίων, ενεργοποιείται η πήξη τους, που οδηγεί στην ανάπτυξη ενός κανονικού θρόμβου. Το μέγεθος του θρόμβου περιορίζεται από την αρτηριακή διατμητική δύναμη.

1.7.1 ΡΕΟΛΟΓΙΚΕΣ ΑΠΟΨΕΙΣ ΤΗΣ ΑΙΜΟΠΕΤΑΛΙΚΗΣ ΘΡΟΜΒΩΣΗΣ

Η μόρφωση θρόμβου υποδιαιρείται σε δύο φαινόμενα. Το πρώτο συμβαίνει στο λιμνάζον αίμα ονομάζεται πήγμα (clot). Είναι κολλοειδές, κόκκινης όψης, περιλαμβάνον συστατικά αίματος.

Είναι βασικό σε εξετάσεις καθίζησης. Η άλλη μορφή δημιουργίας θρόμβου λαμβάνει χώρα στο ρέον αίμα και οφείλεται στη σύγκρουση σωματιδίων αίματος και τοιχωμάτων αγγείου. Αυτός ο τύπος επιτείνεται σε περιπτώσεις επαφής με πληγωμένο ιστό ή ξένο σώμα που παράγει μάζες που συνεχίζουν να ρέουν με τη ροή του αίματος.

Αυτές οι μάζες λέγονται θρόμβοι, αποτελούνται κυρίως από αιμοπετάλια. Η συχνότητα σύγκρουσης μεταξύ αιμοπεταλίων καθορίζει το μηχανισμό σχηματισμού θρόμβου. Η συχνότητα σύγκρουση και το μέγεθος του θρόμβου εξαρτώνται από τις τοπικές συνθήκες ροής, μεταφορά μάζας με συναγωγή, διάχυση των αιμοπεταλίων και διάχυση των υπόλοιπων ουσιών που είναι υπεύθυνα για τη συσσωμάτωση. Ειδικά θα πρέπει να μελετηθούν περιοχές του αρτηριακού και φλεβικού συστήματος όπου δημιουργούνται κατάλληλες συνθήκες για το σχηματισμό θρόμβων. Τέτοιες θείες είναι καμπύλες, διακλαδώσεις και απότομες μεταβολές της διαμέτρου. Σε αυτές τις περιοχές προκαλούνται αποκολλήσεις της ροής και η κλίση της ταχύτητας παίρνει τιμές και πολύ χαμηλές ($8 \sim 40 \text{ s}^{-1}$) και πολύ υψηλές ($300 \sim 5000 \text{ s}^{-1}$) και ως εκ τούτου προκαλεί υψηλό αριθμό συγκρούσεων.

Γενικά δεν είναι σαφές ποιες είναι οι απαραίτητες συνθήκες που απαιτούνται ώστε δύο αιμοπετάλια να έλθουν σε επαφή και να προκύψει θρόμβος. Ανεφέρθη ότι το ηλεκτροστατικό (zeta) φορτίο του διαλύματος και η μεμβράνη των σωματιδίων είναι σημαντικά και ότι μερικές πρόσθετες ουσίες αυξάνουν την αλληλεπίδραση.

1.7.2 Η ΘΡΟΜΒΩΣΗ ΣΕ ΣΧΕΣΗ ΜΕ ΤΗΝ ΑΘΗΡΟΣΚΛΗΡΩΣΗ

Όπως έχει προαναφερθεί η ανάπτυξη της αθηροσκλήρωσης είναι ένας από τους πιθανούς λόγους στην ανάπτυξη του ανευρύσματος ενώ έχει παρατηρηθεί ότι προϋπάρχει της εκδήλωσης αυτού. Επίσης η αθηροσκλήρωση μπορεί να είναι προγενέστερο στάδιο της θρόμβωσης, λόγω της εμφάνισης ρωγμών σε αυτή. Οι ρωγμές απαντώνται συχνότερα σε περιοχές, όπου υπάρχει μεγάλη συγκέντρωση μακροφάγων-αφρωδών κυττάρων, ενώ ενίοτε κατά την επούλωσή τους ενσωματώνουν αιματώματα και θρόμβους μέσα στη βλάβη.

Η δημιουργία ρωγμών και αιματωμάτων συνοδεύεται συνήθως από σχηματισμό θρόμβων διαφόρων μεγεθών. Οι θρόμβοι μικρού μεγέθους μπορεί να ενσωματωθούν στην αθηρωματική πλάκα. Επανειλημμένες ενσωματώσεις μικρών υποτροπιαζόντων θρόμβων και αιματωμάτων μέσα στις πλάκες, συμβάλλουν με την πάροδο του χρόνου στη σταδιακή στένωση του αγγείου. Οι εναποθέσεις αυτές σταδιακά συγκεντρώνουν μεγάλο αριθμό λείων μυϊκών κυττάρων, που προέρχονται από τον έσω χιτώνα και συνθέτουν κολλαγόνο. Τελικά, ο θρόμβος υπερκαλύπτεται από ενδοθηλιακά κύτταρα. η τοπική παραγωγή κυτταροκινών (ή κυτοκινών) και αυξητικών παραγόντων (από αιμοπετάλια, λευκά αιμοσφαίρια που προσκολλώνται στη περιοχή της βλάβης, ενδοθηλιακά κύτταρα μονοκύτταρα/ μακροφάγα και λεία μυϊκά κύτταρα του έσω χιτώνα) ενεργοποιεί μεταβολές στο φαινότυπο των λείων μυϊκών κυττάρων, με συνέπεια τον πολλαπλασιασμό και τη μετανάστευσή τους, την αυξημένη σύνθεση κολλαγόνου και την ακόλουθη οργάνωση των θρόμβων. Μερικοί θρόμβοι συνεχίζουν να μεγαλώνουν και αποφράσσουν τον αυλό σε διάστημα ωρών ή ημερών. Η λειτουργική διαταραχή των ενδοθηλιακών κυττάρων (ενδοθηλιακή δυσλειτουργία) ή η τοπική απογύμνωση της έσω επιφάνειας του αγγείου από ενδοθηλιακά κύτταρα μπορεί επίσης να διευκολύνει τη δημιουργία θρόμβων.

Παραταύτα, ο σχηματισμός θρόμβων στις αθηρωματικές πλάκες είναι πιθανό να συμβεί ανεξάρτητα της ύπαρξης εμφανούς αιματώματος, αιμορραγίας ή λύσης της συνέχειας της επιφάνειας της βλάβης. Αυτό ενδεχομένως οφείλεται στις μεταβολές της ροής του αίματος, που προκαλούνται από παραμορφώσεις της επιφάνειας της υποκείμενης αθηρωματικής πλάκας ή στην παρακάλυψη της ροής του αίματος από άλλη βλάβη εγγύτερα. Επιπλέον, σημαντικό ρόλο στην σχηματισμό θρόμβων ή αιματωμάτων φαίνεται να παίζουν οι διατμητικές δυνάμεις σε γωνιώσεις και διακλαδώσεις αγγείων. Ο σχηματισμός θρόμβων εξαρτάται ακόμη και από συστηματικούς παράγοντες, όπως τα υψηλά επίπεδα ινωδογόνου, LDL-χολυστερόλης, λιποπρωτεΐνης (a), ομοκυστεΐνης κ.α..

1.8 ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ

Το ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής όπως αναφέρθηκε και προηγούμενα αποτελεί σημαντική ασθένεια η οποία απειλεί τη ζωή χιλιάδων ασθενών ετησίως. Για αυτό το σκοπό η επιστημονική κοινότητα μελετάει με διάφορους τρόπους τα χαρακτηριστικά του, έτσι ώστε να

γίνει δυνατή η κατανόηση του τρόπου ανάπτυξης του, και να μπορέσει να αντιμετωπιστεί πληρέστερα.

1.8.1 ΕΡΕΥΝΑ ΓΙΑ ΤΟ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ

Ένας βασικός λόγος για τον οποίο μελετάται το ανεύρυσμα είναι ότι έχει δειχθεί ότι το τωρινό κριτήριο για τον κίνδυνο ρήξης, το οποίο βασίζεται στη μέγιστη διάμετρο, δεν είναι απόλυτα έγκυρο. Είναι γνωστό ότι μικρότερου μεγέθους ανευρύσματα είναι πιθανό επίσης να διαρραγούν, ενώ ανευρύσματα με μέγεθος μεγαλύτερο από 5.5 cm μπορεί να παραμείνουν σταθερά (Darling 1977, Nicholls 1998). Οι Nicholls και συν. ανέφεραν ότι 10-24% των ανευρυσμάτων που έχουν υποστεί ρήξη, είχαν μικρότερη διάμετρο από 5 cm. Επίσης ο Darling και συν. ανέφεραν τα αποτελέσματα 24'000 αυτοψιών που έγιναν σε χρονικό διάστημα 23 ετών και ανακάλυψαν 591 περιπτώσεις μη αποκατεστημένων ανευρυσμάτων κοιλιακής αορτής, εκ των οποίων τα 118 είχαν υποστεί ρήξη. Από αυτά το 13% ήταν μικρότερο από 5 cm σε διάμετρο. Αυτή η μελέτη επίσης έδειξε ότι 60% των ανευρυσμάτων μεγαλύτερων από 5 cm (συμπεριλαμβανομένων και ένα ποσοστό 45% μεταξύ αυτών με διάμετρο ανάμεσα σε 7.1 και 10 cm) δεν είχαν πρόβλημα ρήξης του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής. Οι Vorp και συν. (2007) αργότερα υπολόγισαν με τα ευρήματα των Darling και συν. ότι αν είχε ακολουθηθεί το κριτήριο της μέγιστης διαμέτρου για αυτές τις 591 περιπτώσεις, μόνο το 7% (41/591) θα είχε υποστεί ρήξη πριν την χειρουργική επέμβαση καθώς η διάμετρος ήταν μικρότερη από 5 cm, ενώ ένα ποσοστό 25% (148/591) όλων των περιπτώσεων είναι πιθανό να υποβαλλόντουσαν σε μια πιθανά μη απαραίτητη εγχείρηση μιας και τα ανευρύσματα αυτά δεν υπέστησαν ποτέ ρήξη.

Μελέτες σαν και αυτή τονίζουν τη θέση ότι πρέπει να εκτιμάται ο κίνδυνος ρήξης του ανευρύσματος με μεθόδους εμβιομηχανικής προσέγγισης και όχι με την σημερινή προσέγγιση με το κριτήριο της μέγιστης διαμέτρου. Η μοντελοποίηση στον υπολογιστή είναι ένα ισχυρό εργαλείο για τους ερευνητές επιτρέποντας τους να προσεγγίσουν τις τάσεις στο τοίχωμα της αρτηρίας, και έτσι να αποκαλύπτουν την πιθανότητα ρήξης του υπό μελέτη ανευρύσματος. Εμπειρικά μοντέλα χρειάζονται για να αξιολογηθούν τα αριθμητικά αποτελέσματα και να δώσουν μια καλύτερη εικόνα για την μηχανική συμπεριφορά του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής.

Πειραματικά μοντέλα μπορούν πλέον να κατασκευαστούν με χρήση νέων τεχνικών χύτευσης σε κερί, έτσι ώστε να δημιουργηθεί μια εξειδικευμένη για τον ασθενή αναπαραστάση

του ανευρύσματος (Rourke 2008, Liu 2007). Σε αυτές τις εργασίες εξετάστηκαν τα πεδία ροής σε μοντέλα ανευρύσματος τόσο προερχόμενων από αξονικές τομογραφίες ασθενών όσο και θεωρητικών μοντέλων. Ο Rourke και συν., προχώρησε και σε σύγκριση με υπολογιστικά αποτελέσματα στις ίδιες γεωμετρίες όπου όσον αφορά στα πεδία ροής δεν εντοπίστηκαν σημαντικές διαφοροποιήσεις μεταξύ υπολογιστικών και πειραματικών αποτελεσμάτων. Μικρές διαφοροποιήσεις βρέθηκαν στις κατανομές των διατμητικών τάσεων στο τοίχωμα καθώς και στη περίπτωση μη μόνιμης ροής, σε αντίθεση με τη μόνιμη. Ενδιαφέρον επίσης παρουσιάζει το συμπέρασμα που προέκυψε από τα πειράματα, ότι σε υψηλούς αριθμούς Reynolds (στη συγκεκριμένη περίπτωση πάνω από 1100) τα πεδία ροής αποκτούν χαοτική συμπεριφορά.

Σε μελέτες που έχουν γίνει σε προβλήματα αλληλεπίδρασης ρευστού με το στερεό (FSI) έχει μελετηθεί ο ρόλος του ενδοαγγειακού θρόμβου στην μηχανική ρήξης του ανευρύσματος (Bluestein 2009, Scotti 2007). Στις αναφορές αυτές έχει βρεθεί ότι η ύπαρξη του θρόμβου στη πραγματικότητα προστατεύει το τοίχωμα του αγγείου από τις πιέσεις του αίματος. Μάλιστα η Scotti και οι συν., αναφέρουν ότι η μεγαλύτερη τάση στο τοίχωμα συμπίπτει με τις περιοχές όπου η κλίση της διατμητικής τάσης είναι μέγιστη. Στο ίδιο συμπέρασμα φαίνεται να καταλήγει και οι Li και συν. (2008), όπου αναδεικνύουν την ευεργετική μηχανική συμπεριφορά του θρόμβου αλλά κατηγορείται η ασβεστοποίηση για αρνητική επίπτωση στις τάσεις του τοιχώματος. Αντίθετα οι Gasser και συν., (2008) υπολόγισαν ότι ο θρόμβος είναι ευάλωτος στην άσκηση παλλόμενων φορτίων, με αποτέλεσμα την μείωση της αντοχής του και τελικά τη κατάρρευση του η οποία μπορεί τελικά να οδηγήσει σε ρήξη της αρτηρίας. Σε αντίστοιχα συμπεράσματα για αρνητική συμπεριφορά του θρόμβου κατέληξαν οι Vogt και συν. (2001), μέσα από εργαστηριακές ιστολογικές μετρήσεις από το τοίχωμα της αορτής ασθενών καθώς και από μετρήσεις *in vivo* του οξυγόνου στο αγγείο, κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η υποξία συνδέεται με τις περιοχές του αγγείου όπου εμφανίζεται ο περισσότερος θρόμβος. Η κατάσταση αυτή μπορεί να οδηγήσει σε μόλυνση του αγγείου καθώς επίσης και σε τοπική εξασθένιση της αντοχής του τοιχώματος. Επίσης οι Wolf και συν. (1994) μετά από παρακολούθηση της εξέλιξης των αξονικών τομογραφιών 80 ασθενών κατέληξαν στο ότι η ύπαρξη θρόμβου μπορεί να οδηγήσει σε ταχεία ανάπτυξη του μεγέθους του ανευρύσματος. Γίνεται λοιπόν αντιληπτό ότι ο ρόλος του θρόμβου φαίνεται να έχει αντικρουόμενα χαρακτηριστικά και έτσι δεν είναι δυνατό να γνωρίζουμε ακριβώς τον υφιστάμενο αντίκτυπο στην παθογένεια του ανευρύσματος.

Σε άλλες εργασίες εξετάζονται ο τρόπος μοντελοποίησης του προβλήματος. Οι Νεοφύτου και συν. (2008) εξέτασαν τη ροή σε σειρά θεωρητικών ανευρυσμάτων συμμετρικού τύπου εισαγάγοντας μοντέλο μη νευτώνειου ρευστού για το αίμα. Παρατηρήθηκε ότι η μοντελοποίηση αυτή προσφέρει καλύτερη απόδοση του πεδίου ροής σε σχέση με το νευτώνιο μοντέλο αίματος, ενώ και η διατμητική τάση που υπολογίζεται έχει μεγαλύτερο μέτρο. Αναφέρεται δε ότι με την εισαγωγή ρεαλιστικής γεωμετρίας και ανάλυσης αλληλεπίδρασης ρευστού με στερεό μπορεί να γίνει εφικτή η γρήγορη και ακριβής διάγνωση των πεδίων ροής στην αορτή κάποιου ασθενούς.

Ένα βήμα παρακάτω έγινε με την εισαγωγή μη συμμετρικών θεωρητικών μοντέλων της αορτής (Li 2007, Scotti 2008). Στις αναφορές αυτές το συμπέρασμα συμπίπτει στο ότι με την εισαγωγή μη συμμετρικής γεωμετρίας αορτής αυξάνεται η υπολογιζόμενη τάση στο τοίχωμα της αρτηρίας. Η Scotti και συν. συνέκρινε την ανάλυση αλληλεπίδρασης του αίματος με το τοίχωμα (FSI) με την ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων σε τοίχωμα, στο οποίο ασκείται σταθερή πίεση (συνηθέστερα ίση με τη συστολική). Η μοντελοποίηση έγινε ορίζοντας και περιορισμούς για το περιβάλλον της αορτής, θέτοντας αμετακίνητη τη πίσω πλευρά του (λόγω της ύπαρξης εκεί κανονικά της σπονδυλικής στήλης) και θέτοντας ομοιόμορφη πίεση στην υπόλοιπη εξωτερική επιφάνεια. Τα αποτελέσματα ήταν ότι η ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων είχε μικρότερο υπολογιστικό κόστος σε σχέση με την ανάλυση αλληλεπίδρασης αίματος-τοιχώματος, αλλά με την μέθοδο αλληλεπίδρασης υπολογίστηκε 20% μεγαλύτερη τάση στο τοίχωμα. Η Li και συν. εξετάζει με θεωρητικά μοντέλα την επίδραση της γωνίας του λαιμού εισόδου του λαιμού του ανευρύσματος καθώς και της γωνίας που σχηματίζουν οι λαγόνιες αρτηρίες μεταξύ τους. Συμπεραίνεται ότι με την αλλαγή της γωνίας εισόδου του λαιμού του ανευρύσματος, επηρεάζεται σημαντικά η κατανομή των τάσεων στο τοίχωμα καθώς και τα πεδία ροής στο ανεύρυσμα. Όσον αφορά στην γωνία των λαγονίων αρτηριών διαφοροποιείται σημαντικά το σημείο στο οποίο εντοπίζεται η μέγιστη τάση του τοιχώματος.

Τη σημαντικότητα που έχει η εξέταση ανευρυσμάτων εξειδικευμένων σε ασθενή ανέδειξαν στην εργασία τους οι Venkatasubramaniam και συν., (2004) όπου μελετήθηκαν 27 περιπτώσεις ασθενών με ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής, οι οποίοι δεν είχαν υποστεί επέμβαση για την αποκατάσταση του, ενώ υπήρχαν διαθέσιμες εξετάσεις αξονικών τομογραφιών που απεικόνιζαν το ανεύρυσμα. Από τους ασθενείς που εξετάστηκαν 12 υπέστησαν ρήξη του ανευρύσματος ενώ 15 όχι. Με ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων στην αορτή προ της ρήξης, εφαρμόζοντας σταθερή πίεση ίση με τη συστολική στο εσωτερικό, ότι η μέση μέγιστη τάση στα ανευρύσματα που τελικά υπέστησαν ρήξη ήταν περίπου διπλάσια από τη μέση μέγιστη

τάση στα ανευρύσματα που τελικά έμειναν ανέπαφα, αναδεικνύοντας το ρόλο που μπορεί να παίζει αυτού του είδους η ανάλυση. Παρόμοια εργασία εκπονήθηκε από τους Doyle και συν., (2009) σε δείγμα 10 ασθενών με ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων, όπου βρέθηκαν κάποια μικρότερα ανευρύσματα να φέρουν μεγαλύτερο κίνδυνο ρήξης σε σχέση με μεγαλύτερα τους, ενώ γενικά συνδέθηκαν τα σημεία όπου εμφανίζεται μεγαλύτερη τάση στο τοίχωμα σε περιοχές με μεγάλη κλίση της διαμέτρου του ανευρύσματος. Οι Speelman και συν., (2009) αντίστοιχα προτείνουν την χρήση μη γραμμικού μοντέλου τοιχώματος καθώς και τον συνυπολογισμό της μέσης πίεσης που είχε ο ασθενής κατά την ώρα της απεικόνισης αξονικού τομογράφου για την ορθότερη ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων στον υπολογισμό των τάσεων.

Σε μια εξαιρετικά ενδελεχή διαδικασία μοντελοποίησης της γεωμετρίας προχώρησαν οι Xenos και συν., (2009) όπου με βάση δεδομένα αξονικών τομογραφιών αναδομήθηκαν εκτός από τον αυλό ροής, η θρόμβωση του αγγείου, το τοίχωμα της αορτής καθώς και οι περιοχές ασβεστοποίησης. Στη συνέχεια προχώρησαν σε ανάλυση αλληλεπίδρασης του αίματος με τα στερεά μέρη της αορτής, όπου βρέθηκε ότι η θρόμβωση παρότι δεν επηρεάζει τη θέση όπου εντοπίζεται η μέγιστη τάση στο τοίχωμα, περιορίζει το μέτρο της. Η μέθοδος αυτή επιβεβαιώθηκε σε περίπτωση ασθενούς όπου υπέστη ρήξη του ανευρύσματος, όπου βρέθηκε ότι η περιοχή της ρήξης ταυτιζόταν με την υπολογισμένη περιοχή μέγιστης τάσης.

1.8.2 ΕΡΕΥΝΗΤΙΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ ΓΙΑ ΤΟ ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΑΚΟ ΜΟΣΧΕΥΜΑ

Εκτεταμένη έρευνα γύρω από τον αντίκτυπο του ενδοαγγειακού μοσχεύματος έχει γίνει με χρήση προγραμμάτων υπολογιστικής ανάλυσης (Li 2006, Kleinstreuer 2006). Ο Kleinstreuer, μελέτησε τη γεωμετρία θεωρητικού ανευρύσματος με την ταυτόχρονη ύπαρξη ενδοαγγειακού μοσχεύματος. Εντόπισε ότι η μέγιστη τάση στο τοίχωμα του ανευρύσματος από 0.589 MPa περιορίζεται με την τοποθέτηση του ενδοαγγειακού μοσχεύματος μόλις στο 0.153 MPa. Επίσης μελετήθηκαν οι παράγοντες που οδηγούν στην μετατόπιση του μοσχεύματος, η οποία είναι επικίνδυνη μιας και δημιουργεί διαρροή στο σάκο του ανευρύσματος, και βρέθηκε ότι η υπέρταση με συστολική πίεση μεγαλύτερη από 160 mmHg φέρει σοβαρό κίνδυνο για τη μετατόπιση του μοσχεύματος. Επίσης εξετάστηκαν διάφορες περιπτώσεις λαιμού εισαγωγής του ανευρύσματος όπου βρέθηκε ότι εάν ο λαιμός έχει υποστεί διόγκωση τότε η δύναμη τριβής που συγκρατεί του ανεύρυσμα μειώνεται μέχρι και 25%. Σε αντίστοιχο μοντέλο οι Li και συν.

υπολόγισαν ότι η δύναμη που τείνει να μετατοπίσει το μόσχευμα κατάντι, οφείλεται κυρίως στη πίεση του αίματος και είναι μεγέθους 1.97 N ενώ η τάση στο τοίχωμα είχε μειωθεί από 0.59 Mpa σε 0.03 Mpa μετά τη προσθήκη μοσχεύματος. Οι παράγοντες που επηρεάζουν τη δύναμη που μπορεί να μετατοπίσει το μόσχευμα βρέθηκαν να είναι το μέγεθος του μοσχεύματος, ο λόγος διαμέτρων στην είσοδο και έξοδο του μοσχεύματος, η γωνία των λαγονίων αρτηριών, η γωνία του λαιμού εισόδου, ο ρυθμός αύξησης της παροχής κατά τη φάση του παλμού όπου η παροχή αυξάνεται προς το μέγιστο σημείο της.

Σε πειραματικό επίπεδο οι Melas και συν. (υπό δημοσίευση), εξέτασαν το μέγεθος της δύναμης που μετατοπίζει το ενδοαγγειακό μόσχευμα από τα σημεία τοποθέτησης, χρησιμοποιώντας αγγεία από αυτοψίες. Σε αυτό το πλαίσιο εξετάστηκαν 7 εγκεκριμένα μοσχεύματα και βρέθηκε ότι η μέση δύναμη μετατόπισης (μεγαλύτερης ή ίσης με 20mm) είναι 36.1 N για μοσχεύματα που χρησιμοποιούνται άγκιστρα και 14.8 N για μοσχεύματα χωρίς άγκιστρα. Σημειώνεται ότι οι δυνάμεις αυτές αναφέρονται στο ανώτερο σημείο αγκίστρωσης, ενώ για το κατώτερο οι δυνάμεις είναι σαφώς χαμηλότερες (9.6 N).

Σε ένα άλλο πειραματικό μοντέλο οι Zhou και συν. (2007) μέτρησαν τις δυνάμεις που ασκούνται από παλλόμενη ροή ρευστού σε εξιδανικευμένο ενδοαγγειακό μόσχευμα. Οι δυνάμεις που μετρήθηκαν ήταν από 3.4 N κατά τη διαστολή μέχρι 12 N στη συστολή με μέση δύναμη στο καρδιακό κύκλο 5.5 N. Επίσης παρατηρήθηκε ότι η πίεση του ρευστού παίζει σημαντικό ρόλο στις δυνάμεις μετατόπισης, ενώ η συνεκτικότητα και η κυματομορφή του ρευστού επηρεάζουν από 6 έως 18% τη δύναμη στο μόσχευμα.

1.8.3 ΕΡΕΥΝΑ ΓΙΑ ΤΗΝ ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΤΗΣ ΑΘΗΡΟΣΚΛΗΡΩΣΗΣ

Σημαντική έρευνα για τους τρόπους ανάπτυξης της αθηροσκλήρωσης έχει γίνει τα τελευταία χρόνια με τη βοήθεια και της ανάπτυξης της τεχνολογίας των υπολογιστών που επιτρέπει την εύκολη μελέτη προβλημάτων. Στην εργασία τους οι Bluestein και συν. (1996) ερευνούν την κατανομή των διατμητικών τάσεων σε μοντέλο ανευρύσματος. Η αριθμητική ανάλυση επιβεβαιώθηκε με δεδομένα από εργαστηριακές έρευνες και έδειξε ότι οι περιοχές ανακυκλοφορίας που αναπτύσσονται μέσα στο ανεύρυσμα δημιουργούν συνθήκες που ευνοούν την ανάπτυξη αθηροσκλήρωσης και την πιθανότητα ρήξης. Η διατμητική τάση στο τοίχωμα της περιοχής ανακυκλοφορίας βρέθηκαν να είναι μια τάξη μεγέθους μικρότερες από την περιοχή εισόδου, ενώ στο σημείο επανακόλλησης της ροής εντοπίστηκε η υψηλότερη

διατμητική τάση. Επίσης βρέθηκε ότι σε περίπτωση τυρβώδους ροής, η τιμές της διατμητικής τάσης είναι υψηλότερες από αυτές που υπολογίστηκαν σε στρωτή. Στην εργασία τους οι Raz και συν. (2007) έδειξαν πως μπορεί να συσχετισθεί η ανάπτυξη της αθηροσκλήρωσης με την αιμοδυναμική, χρησιμοποιώντας ένα μοντέλο υπολογιστικής ρευστομηχανικής και ένα πειραματικό μοντέλο που αφορούσε στένωση στεφανιαίας αρτηρίας. Τα μοντέλα αυτά έδειξαν ότι στις περιοχές ανακυκλοφορίας τα αιμοπετάλια ακολουθούν τροχιές που σε συνδυασμό με το χρόνο που έρχονται σε επαφή με το τοίχωμα και τη διατμητική τάση κάνουν δυνατή την εναπόθεση της και την ανάπτυξη έτσι της αθηροσκλήρωσης. Μια εργασία όσον αφορά στην θέση όπου αναπτύσσεται η αθηροσκλήρωση έκαναν οι Katritsis και συν. (2010) στα πλαίσια της οποίας επεξεργάζονται την γεωμετρία του στεφανιαίου αορτικού δέντρου, εξετάζοντας την θέση στην οποία είναι πιθανότερη η ανάπτυξη ανακυκλοφοριών και άρα θρόμβων. Η μελέτη αυτή έδειξε ότι ο συνδυασμός κάποιας στένωσης σε συνδυασμό με διακλάδωση ευνοεί σημαντικά την ανάπτυξη αθηροσκλήρωσης. Οι Bedekar και συν. (2005) εξέτασαν μεταξύ άλλων και πραγματικό μοντέλο ανευρύσματος εγκεφαλικής αορτής, όπου αναλύθηκαν οι μέθοδοι με τις οποίες αναπτύσσεται η αθηροσκλήρωση, καταλήγοντας στο συμπέρασμα ότι η μελέτη σε εξειδικευμένη για κάθε ασθενή περίπτωση είναι σημαντική.

1.8 ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Όπως δείξαμε παραπάνω έντονο είναι το ενδιαφέρον γύρω από τον αντίκτυπο της αιμοδυναμικής στη παθοφυσιολογία του ανευρύσματος. Στη παρούσα διπλωματική εργασία θα γίνει η προσπάθεια αντιμετώπισης του προβλήματος από την μηχανολογική άποψη. Για το σκοπό αυτό θα γίνει υπολογιστική ανάλυση για περιπτώσεις που αφορούν στο ανεύρυσμα της κοιλιακής αορτής. Στόχος είναι να εντοπισθούν τα ρευστοδυναμικά φαινόμενα που λαμβάνουν χώρα στο ανεύρυσμα όπως και στο ενδοαγγειακό μόσχευμα, και να αξιολογηθεί ο ρόλος τους στη παθοφυσιολογία του ανευρύσματος.

Για το σκοπό της παρούσας εργασίας επιλέχθηκαν τρεις διαφορετικές περιπτώσεις για εξέταση του πεδίου ροής, η κάθε μία με το δικό της εμβιομηχανικό ενδιαφέρον. Η πρώτη περίπτωση ροής αφορά στον αυλό ροής που έχει διαμορφωθεί μέσα στο ανεύρυσμα (πιο κάτω αναφέρεται και ως καθαρό ανεύρυσμα). Η περίπτωση αυτή παρουσιάζει ειδικό ενδιαφέρον για τον υπολογισμό και αξιολόγηση των διατμητικών τάσεων και των πιέσεων στο τοίχωμα του ανευρύσματος. Η μεν διατμητική τάση σε συνδυασμό με ένα τοπικό πεδίο ροής χαμηλών

ταχυτήτων κατηγορείται για την ανάπτυξη θρόμβου στο αγγείο (Rayz 2010), ενώ η πίεση είναι αυτή που ευθύνεται για τη ρήξη του ανευρύσματος, που μπορεί να οδηγήσει στο θάνατο του ασθενούς.

Η δεύτερη περίπτωση επιλέχθηκε μια θεωρητική γεωμετρία ανευρύσματος που προέκυψε προσθέτοντας στον αυλό ροής της προηγούμενης περίπτωσης την περιοχή που καλύπτεται από τη θρόμβωση που αναπτύσσεται στο τοίχωμα της αορτής. Η περίπτωση αυτή θα αναφέρεται και ως θεωρητικό ανεύρυσμα. Σε αυτό το θεωρητικό πεδίο ροής μπορούμε να εξετάσουμε το πώς διαμορφώνεται η ροή στις περιοχές που κανονικά υπάρχει θρόμβωση και έτσι να μελετήσουμε αν υφίσταται κάποιο φαινόμενο που να μας οδηγεί σε κάποιο συμπέρασμα που θα αφορά στην διαδικασία ανάπτυξης του θρόμβου.

Η τελευταία περίπτωση αφορά τη ροή μέσα στο ενδοαγγειακό μόσχευμα, που αποτελεί τρόπο αντιμετώπισης, χαμηλής επεμβατικότητας. Στη περίπτωση αυτή μας ενδιαφέρουν περισσότερο οι δυνάμεις που δρουν πάνω στο μόσχευμα λόγω των οποίων το μόσχευμα μπορεί να μετατοπιστεί (migration of endograft) (Teutelink 2007, Hausegger 2001, Li 2006), προκαλώντας ροή μέσα στο ανεύρυσμα με συνέπεια να απαιτείται νέα επέμβαση του ασθενούς.

Η μελέτη επιλέχθηκε να γίνει σε ένα μοντέλο εξειδικευμένο για ασθενή, έτσι ώστε να έχουμε τη πιο ρεαλιστική προσέγγιση όσον αφορά στα φαινόμενα που αναπτύσσονται. Για το σκοπό αυτό αναζητήθηκαν εξετάσεις τομογραφίας ανευρύσματος κοιλιακής αορτής και επιλέχθηκε κατάλληλη περίπτωση ασθενούς με ανεύρυσμα που είχε εκ των υστέρων αντιμετωπιστεί με επέμβαση ενδοαγγειακής αποκατάστασης. Από τις εξετάσεις αυτές εξήχθησαν με χρήση του προγράμματος MIMICS της εταιρίας Materialise NV οι κατάλληλες γεωμετρίες για τις περιπτώσεις που αναφέρθηκαν παραπάνω, και με το πακέτο της ANSYS, CFX έγινε η μοντελοποίηση και λύση του πρόβλημα. Ο συνδυασμός αυτών των δύο εμπορικών πακέτων μας δίνει τη δυνατότητα μοντελοποίησης και ανάλυσης όλων των ρευστοδυναμικών φαινομένων πραγματικής γεωμετρίας. Η εξέταση του προβλήματος, όπως θα δούμε, έγινε σε χρονική διάρκεια ενός πλήρους καρδιακού παλμού, εισάγοντας πειραματικά δεδομένα για την ροή του αίματος, ενώ εξετάστηκαν και διαφορετικές μέθοδοι εισόδου της ροής για να εξεταστεί το πόσο μεταβάλλεται το πεδίο ροής, εξαιτίας αυτών.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

Η ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ ΣΤΟΝ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΟ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΗ

2.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η έλευση των συστημάτων απεικόνισης υψηλής ανάλυσης καθώς και των ισχυρών υπολογιστικών συστημάτων, έκανε δυνατό να αποκτήσουμε πληροφορίες σε σχέση με την ανατομία *in vivo* των αιμοφόρων αγγείων, με μη επεμβατικό τρόπο. Με την εισαγωγή αυτής της πληροφορίας ως χωρίο για την υπολογιστική ανάλυση του πεδίου ροής, είναι πλέον δυνατό να μοντελοποιήσουμε την δυναμική του αίματος σε ρεαλιστικές γεωμετρίες. Επίσης εφόσον η γεωμετρία παίζει πολύ σημαντικό ρόλο στην αιμοδυναμική, η διαδικασία που χρησιμοποιείται για την μοντελοποίηση της γεωμετρίας, ενός αιμοφόρου αγγείου, παίζει πρωτεύοντα ρόλο στον προσδιορισμό αξιόπιστων αιμοδυναμικών προβλέψεων για συγκεκριμένο ασθενή, και συνολικά για τον προσδιορισμό της κλινικής του κατάστασης.

Παρακάτω θα περιγραφούν οι τεχνικές που χρησιμοποιούνται για τον ορισμό χωρίων προς αιμοδυναμική μοντελοποίηση, από εικόνες που έχουν αποκτηθεί κλινικά (Formaggia 2009). Η επίλυση των εξισώσεων ροής, μεταφοράς και των δομικών εξισώσεων σε ρεαλιστικές γεωμετρίες απαιτεί τη χρήση μεθόδων αριθμητικής προσέγγισης, όπως των πεπερασμένων στοιχείων ή των πεπερασμένων όγκων. Τέτοιες μέθοδοι βασίζονται στην διακριτοποίηση των φυσικών χωρίων σε στοιχεία απλού σχήματος και πεπερασμένου μεγέθους (όπως τετράεδρα ή εξάεδρα), τα οποία απαρτίζουν το υπολογιστικό πλέγμα. Η

διαδικασία που μας οδηγεί από εικόνες σε υπολογιστικά πλέγματα, τα οποία αντιπροσωπεύουν ρεαλιστικές αγγειακές γεωμετρίες περιλαμβάνει αρκετά ξεχωριστά βήματα: Αρχικά, σειρές από εικόνες αποκτώνται με χρήση μιας από τις κλινικά διαθέσιμες απεικονιστικές τεχνικές (Αξονική Τομογραφία, Μαγνητική Τομογραφία, κ.α.). Τα δεδομένα αυτά, συνήθως είναι σε μορφή σειρών εικόνων δύο διαστάσεων (2D), οι οποίες έχουν αυστηρά καθορισμένες τις θέσεις τους στον χώρο. Έπειτα, ανάλογα με την ποιότητα των εικόνων και τα χαρακτηριστικά με τα οποία έγινε η λήψη τους, οι εικόνες υποβάλλονται σε μια διαδικασία ενίσχυσης, κατά την οποία αφαιρείται ο θόρυβος μη αγγειακού περιεχομένου από τις εικόνες. Ακολούθως γίνεται η τμηματοποίηση των εικόνων (image segmentation), η οποία είναι η διαδικασία με την οποία αναγνωρίζονται τα όρια μέσα στα οποία βρίσκονται οι αγγειακές δομές. Ανάλογα με την φύση των πηγαίων εικόνων και με τη γεωμετρική πολυπλοκότητα του τρισδιάστατου αγγείου που μας ενδιαφέρει, η τμηματοποίηση λαμβάνει χώρα σε απλά διδιάστατα επίπεδα ή απευθείας σε τρεις διαστάσεις. Στην πρώτη περίπτωση απαιτείται μια φάση τρισδιάστατης αναδόμησης έτσι ώστε να παραχθεί το τελικό τρισδιάστατο είδωλο του αγγείου από την πληροφορία που προέρχεται από τις ξεχωριστές διδιάστατες εικόνες. Σε περίπτωση που η πρόσληψη εικόνων έχει τελεστεί σε κάποιο χρονικό διάστημα, η τμηματοποίηση πρέπει να προσαρμοστεί στις παραμορφώσεις του σχήματος που λαμβάνουν χώρα με την εξέλιξη του χρόνου. Τέλος, δημιουργείται ένα υπολογιστικό πλέγμα πάνω στο οποίο μπορεί να λυθεί αριθμητικά το αιμοδυναμικό μοντέλο του προβλήματος. Για αυτό τον λόγο, κατασκευάζονται διδιάστατα πλεγματικά στοιχεία στην επιφάνεια της επιλεγθείσας γεωμετρίας, και το εσωτερικό του μοντέλου γεμίζει με τρισδιάστατα στοιχεία με κατάλληλη πυκνότητα για το αιμοδυναμικό μοντέλο του προβλήματος.

Παρακάτω θα αναφερθούν επιγραμματικά, οι πιο κοινά αποδεκτές τεχνικές οι οποίες είναι διαθέσιμες σήμερα, για την καλύτερη μοντελοποίηση των αιμοφόρων αγγείων, από ιατρικές εικόνες ασθενών, στον ηλεκτρονικό υπολογιστή, συμπεριλαμβάνοντας, σε κάθε βήμα, τις τεχνικές που έχουν ή θα μπορούσαν να εισαχθούν για αυτό το σκοπό.

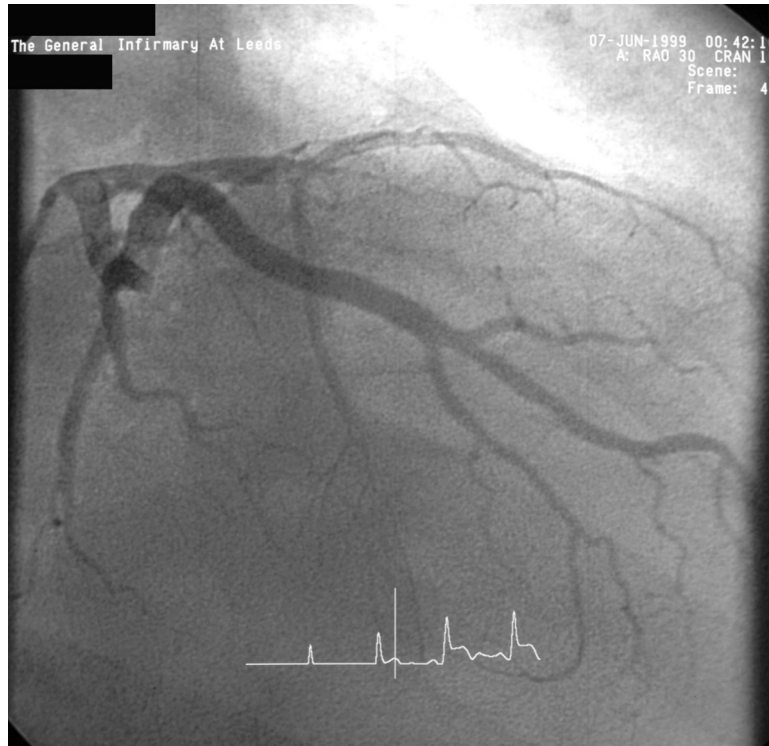
2.2 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ

Σε αυτή τη παράγραφο θα παρουσιαστούν οι βασικοί τρόποι απεικόνισης αγγείων, με στόχο την κατανόηση της φυσικής που τους διέπουν, των δυνατοτήτων και των περιορισμών τους (Formaggia 2009).

2.2.1 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΕΙΣ ΜΕ ΑΚΤΙΝΕΣ-X

Οι απεικονίσεις με ακτίνες-X έχουν να κάνουν με την καταγραφή των δέσμεων ακτινών-X οι οποίες έχουν διέλθει ενός σώματος και προβάλλονται σε ραδιογραφικό φιλμ, σε φθορισκοπική οθόνη ή σε ψηφιακό δέκτη. Ο διαφορετικός βαθμός απορρόφησης των ακτινών-X από τις διάφορες δομές των ανατομικών στοιχείων του σώματος, εκφράζεται ως αντίθεση φωτεινότητας στις διδιάστατες εικόνες που παράγονται, συνήθως κάνοντας εφικτή την διάκριση μόνο μεταξύ οστού, μαλακού ιστού και αέρα. Η σκιαγράφιση της ανατομίας του αγγείου, που ονομάζεται αγγειογραφία, συνήθως απαιτεί την εισαγωγή ενός διαλύματος με ραδιολογικά αδιαφανή ουσία στην ροή του αίματος.

Παραδοσιακά, η αγγειογραφία με ακτίνες-X σκιαγραφεί τον αυλό του αίματος με την εισαγωγή ενός παράγοντα αντίθεσης βασισμένου στο ιώδιο, η οποία γίνεται μέσω καθετήρα που τοποθετείται απευθείας μέσα στην αρτηρία που επιθυμούμε να απεικονίσουμε και αντικαθιστά αποτελεσματικά το αίμα για μερικά δευτερόλεπτα, έτσι ώστε να γίνει η απεικόνιση. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα πολύ μεγάλη αντίθεση στη φωτεινότητα και επιτρέπει έτσι την πρόσληψη εικόνων σε πραγματικό χρόνο. Αυτή η μέθοδος έχει εφαρμογή περισσότερο σε αρτηρίες όπως η στεφανιαία αρτηρία που τείνουν να παραμορφώνονται, και έτσι μπορεί να είναι χρήσιμη για την ανάλυση της χρονομεταβαλόμενης συμπεριφοράς της αρτηρίας (Εικόνα 11). Για πιο σταθερές αρτηρίες όπως η εγκεφαλική και άλλες περιφερειακές αρτηρίες, χρησιμοποιείται η φλεβική ψηφιακή αγγειογραφία, η οποία λαμβάνει εικόνες πριν από την έγχυση του μέσου αντίθεσης και μετά επεξεργάζεται ψηφιακά, ώστε να γίνει δυνατός ο καλύτερος διαχωρισμός του αυλού από τα περιβάλλοντα κόκαλα και μαλακούς ιστούς. Με τον ένα ή τον άλλο τρόπο, η αγγειογραφία πραγματικού χρόνου επιτρέπει την οπτικοποίηση του σκιαγραφικού μέσου καθώς διαρρέει το κυκλοφορικό σύστημα. Παρότι θα μπορούσε να χρησιμοποιείται αυτή η διαδικασία για την μέτρηση των ταχυτήτων ροής, στη



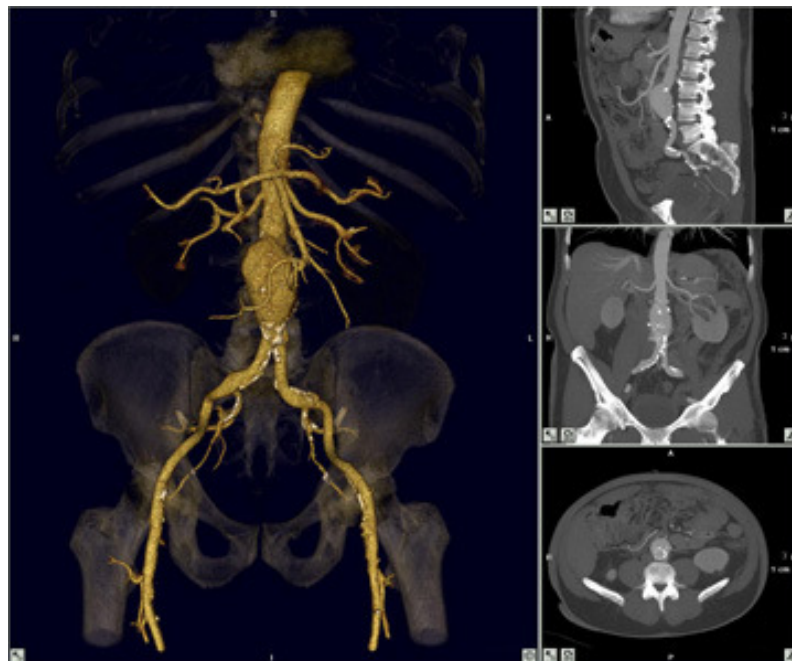
Εικόνα 11 Αγγειογραφία ακτίνων X που παριστάνει το εγκεφαλικό αορτικό δέντρο

πράξη χρησιμοποιούνται κλινικά για την αναγνώριση καθυστερημένης ή ελλιπούς έγχυσης παράπλευρων ή απομακρυσμένων αγγείων.

Χάρη στην υψηλή απόδοση αντίθεσης και πολύ καλή χωρική ανάλυση (~ 0.2mm), η αγγειογραφία με χρήση ακτίνων-X παραμένει κυρίαρχη τεχνική για εφαρμογές αγγειακής απεικόνισης. Για να μπορούν να ληφθούν πολλές εικόνες σε μερικά δευτερόλεπτα, έχει αναπτυχθεί ο αξονικός τομογράφος, όπου η πηγή και ο ανιχνευτής των ακτίνων-X περιστρέφονται με μεγάλη ταχύτητα γύρω από τον ασθενή, επιτρέποντας τη λήψη των απαιτούμενων εικόνων στο μικρό χρονικό διάστημα που διαρρέει το σκιαγραφικό υγρό την αρτηρία. Από αυτές τις πολλαπλές απεικονίσεις μπορεί στη συνέχεια να γίνει δυνατή η δημιουργία τρισδιάστατων εικόνων της αρτηρία με υψηλή ποιότητα και ανάλυση (~ 0.4mm, σε όλες τις διευθύνσεις). Όπως και με όλες τις άλλες διαδικασίες καθετηριασμού, η αγγειογραφία επιφέρει ένα μικρό αλλά μη αμελητέο κίνδυνο για εμβολή (φουσκάλες αέρα, θρόμβο, κ.α.), οι οποίες συνεχίζουν στο κυκλοφορικό σύστημα και μπορεί να δημιουργήσουν προβλήματα σε μικρότερης διαμέτρου αρτηρίες. Ο κίνδυνος αυτός συχνά είναι υψηλότερος και από αυτό της ίδιας της ακτινοβολίας που υπόκειται ο ασθενής. Μια λιγότερο επεμβατική εναλλακτική λύση, είναι η έγχυση του σκιαγραφικού μέσου στο φλεβικό σύστημα. Με αυτό τον τρόπο οποιαδήποτε εμβολή πρέπει πρώτα να περάσει από τους πνεύμονες, όπου οι φυσαλίδες αέρα, μπορούν να φιλτραριστούν. Το μειονέκτημα αυτής της τεχνικής είναι ότι το

σκιαγραφικό μέσο αναμειγνύεται με τον υπόλοιπο όγκο του αίματος πριν φτάσει στις αρτηρίες μέσω της καρδιάς. Αυτό αλλοιώνει την αποτελεσματικότητά του, και έτσι απαιτούνται μεγαλύτερες δόσεις σε κάθε έγχυση. Σημαντικό ρόλο παίζει και η χρονική διαφορά μεταξύ της έγχυσης σκιαγραφικού μέσου και της διεξαγωγής της εξέτασης. Εάν γίνει η απεικόνιση πολύ νωρίς μπορεί το σκιαγραφικό μέσο να μην έχει φτάσει ακόμα στην αρτηρία που μας ενδιαφέρει, ενώ αν γίνει πολύ αργά το σκιαγραφικό μέσο θα έχει περάσει και στις φλέβες κάνοντας πολύ δύσκολο τον διαχωρισμό των αρτηριών από τις φλέβες.

Η αξονική τομογραφία χρησιμοποιεί κυρίως την τεχνική της έγχυσης του σκιαγραφικού μέσου στο φλεβικό σύστημα. Με βάση τις αρχές της κλασικής εξέτασης με ακτίνες-X, εγκαθίστανται σε έναν δακτύλιο μια ή περισσότερες πηγές ακτίνων-X και ακριβώς απέναντι τους αντίστοιχοι ανιχνευτές ακτίνων, οι οποίοι περιστρέφονται με μεγάλη ταχύτητα γύρω από τον ασθενή, παράγοντας πολλαπλές εικόνες. Με την μετακίνηση του ασθενούς αξονικά, μέσα από το δακτυλιοειδές σχήμα του τομογράφου, μπορούν να κατασκευαστούν εικόνες τριών διαστάσεων με την τεχνική της τρισδιάστατης αναδόμησης (3D Reconstruction, η διαδικασία αυτή θα αναλυθεί σε επόμενη παράγραφο) (Εικόνα 12). Λόγω του μικρού χρονικού περιθωρίου που επιδρά το σκιαγραφικό μέσο στην αρτηρία, συχνά θυσιάζεται η ανάλυση στις δύο από τις τρεις διαστάσεις που μας ενδιαφέρουν λιγότερο. Η πρόσφατη ανάπτυξη συσκευών με πολλαπλά δακτυλίδια πηγών και ανιχνευτών, κάνει δυνατή την επίτευξη ανάλυσης μικρότερης του χιλιοστού σε όλες τις κατευθύνσεις. Με κατάλληλο



Εικόνα 12 Τρισδιάστατη εικόνα ανευρύσματος κοιλιακής αορτής που λήφθηκε από εικόνες αξονικής τομογραφίας

συγχρονισμό του ρυθμού λήψης εικόνων με τον καρδιακό παλμό, μπορεί να γίνει η εφικτή η χρονικά ανεπτυγμένη τρισδιάστατη απεικόνιση, η οποία συχνά αναφέρεται ως τομογραφία τεσσάρων διαστάσεων (4D Tomography). Αυτό κάνει δυνατή την αναδόμηση των χρονικά ανηγμένων ορίων του αυλού και επιτρέπει την αξιολόγηση της κίνησης που προβλέφθηκε από υπολογιστικά μοντέλα αλληλεπίδρασης ρευστού στερεού (FSI).

2.2.2 ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ (MRI)

Η μαγνητική τομογραφία εκμεταλλεύεται το φαινόμενο του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού, όπου οι περιστρεφόμενοι ατομικοί πυρήνες, μπορούν να συντονιστούν στην λεγόμενη συχνότητα Larmor, ανάλογα με την ένταση του εφαρμοζόμενου μαγνητικού πεδίου. Ο ασθενής τοποθετείται στο κέντρο ενός δακτυλίου που περιέχει έναν ισχυρό υπεραγωγίμο μαγνήτη, για αυτό το λόγο η μαγνητική τομογραφία, αντενδείκνυται για ασθενείς με μεταλλικά ή ηλεκτρονικά εμφυτεύματα. Μια σύντομη εφαρμογή ενέργειας με ραδιοσυχνότητες κάνει τα πρωτόνια να συντονίζονται, και μετά το πέρας της τα σήματα ραδιοσυχνότητας υποβαθμίζονται με ρυθμούς ανάλογους με τον ιστό από τον οποίο δεσμεύτηκαν. Με τη ταυτόχρονη εφαρμογή μαγνητικού πεδίου, γίνεται δυνατό να κωδικοποιηθεί η θέση κάθε ιστού βάσει της συχνότητας του σήματος. Έτσι, οι εικόνες από μαγνητική τομογραφία στην πραγματικότητα λαμβάνονται μέσα στο χώρο των συχνοτήτων, και οι εικόνες δημιουργούνται μέσω ανάστροφων μετασχηματισμών Fourier.

Με κατάλληλη επιλογή των ραδιοσυχνοτήτων και των παραγώγων του μαγνητικού πεδίου, επιτυγχάνεται αρκετά καλύτερη αντίθεση φωτεινότητας σε σχέση με άλλες τεχνικές. Αντίθετα, λόγω του ότι το σήμα του μαγνητικού συντονισμού είναι σχετικά ασθενές, συνήθως ευαίσθητα πηνία ραδιοσυχνοτήτων πρέπει να τοποθετούνται αρκετά κοντά στο σώμα, συχνά δημιουργώντας ανησυχία στους ασθενείς οι οποίοι βιώνουν ήδη το άγχος του να βρίσκονται μέσα σε έναν τεράστιο κυλινδρικό μαγνήτη. Επειδή η ένταση του σήματος είναι ανάλογη του όγκου κάθε voxel (voxel είναι το τρισδιάστατο ανάλογο των διδιάστατων pixel) η μεγάλη ανάλυση πάνω σε κάποιο επίπεδο συνήθως γίνεται εφικτή με την λήψη διδιάστατων εικόνων πάνω σε σχετικά αραιές τομές, πράγμα που μπορεί να προκαλέσει προβλήματα κατά την αναδόμηση της τρισδιάστατης γεωμετρίας. Ακόμα και έτσι, σχετικά μεγάλοι χρόνοι απεικόνισης απαιτούνται για την εξέταση, με μια και μοναδική εικόνα να χρειάζεται έως και

μερικά λεπτά, ανάλογα με τον βαθμό αντίθεσης που απαιτείται, κάνοντας ευαίσθητη την εξέταση σε κάποια πιθανή κίνηση του ασθενούς.

Για την απεικόνιση αγγείων η μαγνητική τομογραφία έχει ένα σημαντικό πλεονέκτημα υπέρ των μεθόδων που βασίζονται στις ακτίνες-X: η αντίθεση φωτεινότητας μπορεί να επιτευχθεί χωρίς εξωγενείς παράγοντες (έγχυση σκιαγραφικού μέσου). Στην TOF (time-of-flight) μαγνητική αγγειογραφία (MRA), γίνεται χρήση ενέργειας ραδιοσυχνοτήτων με την οποία προκαλείται κορεσμός με σε μια περιοχή του στατικού ιστού (τοίχωμα της φλέβας) και έτσι συμπιέζεται το ανακλώμενο σήμα του ιστού αυτού (Εικόνα 13). Έπειτα όταν το μη κορεσμένο αίμα θα ρεύσει στον αυλό που περιβάλλει ο κορεσμένος ιστός, θα το κάνει να αποτυπώνεται πιο φωτεινό σε σχέση με το συμπιεσμένο σήμα του στατικού ιστού. Η χρονική σειρά των βημάτων του αγγειογράμματος TOF πρέπει να γίνεται με προσοχή, διότι το μη κορεσμένο αίμα πρέπει να μπορεί για αρκετό χρόνο να εισέλθει στο χωρίο που εξετάζουμε αλλά αν περάσει πολύς χρόνος μέσα στο χωρίο τότε θα συμπιεστεί και το σήμα του αίματος.



Εικόνα 13 Αγγειογραφία TOF MRA των κύριων αρτηριών από την καρδιά μέχρι τον εγκέφαλο



Εικόνα 14 Εικόνα μαγνητικής τομογραφίας “μαύρου αίματος” που παριστά μέρος της θωρακικής αορτής με αθηροσκλήρωση. Εκτός αυτού είναι πολύ εύκολο να εντοπισθεί και η μορφολογία και το πάχος του τοιχώματος

Αυτό μπορεί να αποτελέσει πρόβλημα για τις τρισδιάστατες λήψεις, και έτσι αν και απαιτούν περισσότερο χρόνο, τα αγγειογράμματα TOF συχνά λαμβάνονται με συνεχείς διδιάστατες εικόνες παχέων αξονικών τομών. Όταν λαμβάνει χώρα πολύπλοκη ροή του αίματος με ανακυκλοφορίες, είναι δυνατόν να εμφανιστούν τεχνητά κενά του σήματος στις διδιάστατες εικόνες, περιορίζοντας τον διαχωρισμό των ορίων του αυλού. Επίσης προσοχή πρέπει να δοθεί στην επιλογή την ανάλυσης εικόνας: για πολύ χαμηλή ανάλυση το σήμα από το αίμα εξασθενεί από την αποκαλούμενη διασπορά φάσης που προκαλείται από την παρουσία μεγάλων κλίσεων ταχύτητας, για πολύ υψηλή ανάλυση δεν υπάρχουν αρκετά πρωτόνια για να λάβουμε επαρκές σήμα, κάνοντας απαραίτητο μεγαλύτερο χρόνο εξέτασης ή και παχύτερες τομές.

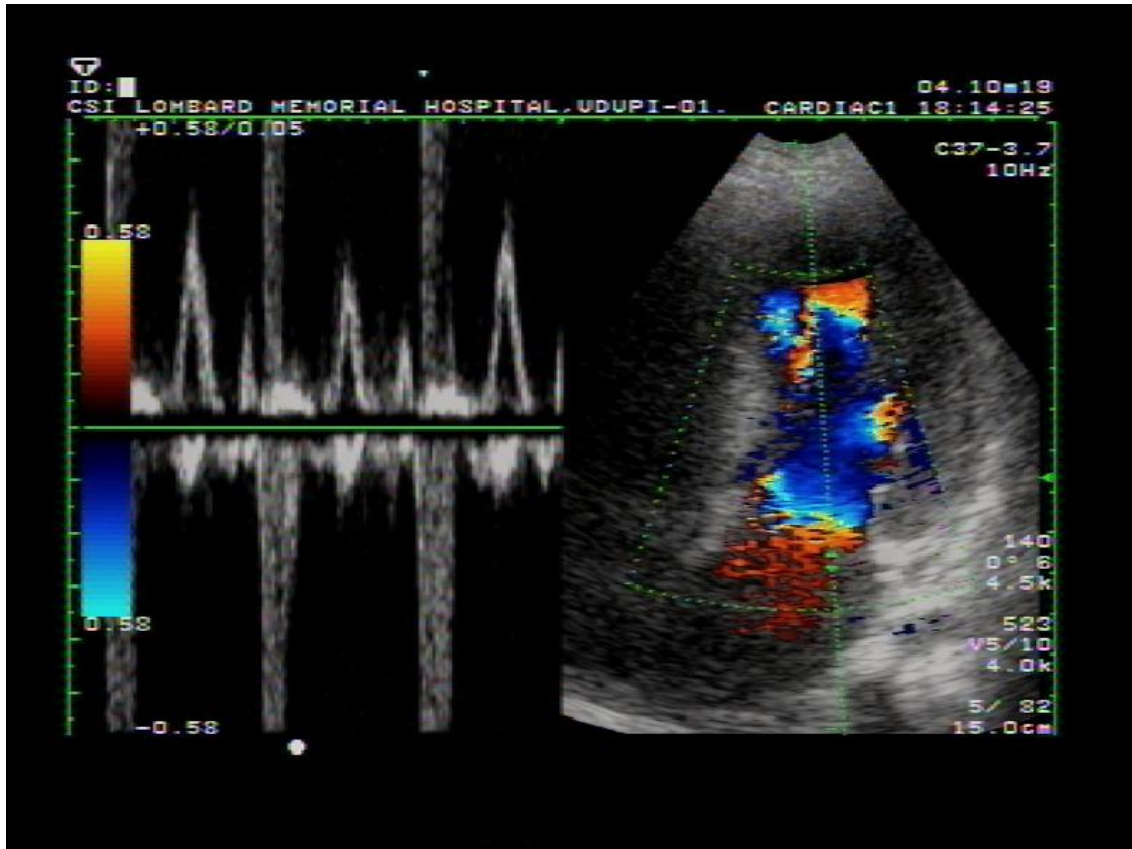
Ως αντίστροφη τεχνική της TOF μαγνητικής αγγειογραφίας, είναι η μαγνητική τομογραφία “μαύρου αίματος” (black blood-MRI), η οποία συμπιέζει όλο το σήμα του αίματος. Όπως φαίνεται στην Εικόνα 14, αυτό κάνει δυνατό να βλέπουμε τόσο τον αυλό του αγγείου (με μαύρο χρώμα) αλλά και το τοίχωμα του αγγείου (με φωτεινό χρώμα) και τον περιβάλλοντα ιστό. Σαν αποτέλεσμα η τεχνική αυτή είναι ιδιαίτερα πρόσφορη για τον χαρακτηρισμό της παθολογίας του αρτηριακού τοιχώματος. Όσον αφορά στη μοντελοποίηση του αγγείου, η τεχνική αυτή μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την αναδόμηση τόσο του αυλού όσο και του τοιχώματος ταυτόχρονα, που δίνει μεγάλο πλεονέκτημα στον προσδιορισμό του πάχους του τοιχώματος για αριθμητικές αναλύσεις της μηχανικής του τοιχώματος καθώς και της

αλληλεπίδρασης της με την ροή του αίματος. Όπως και στην μαγνητική αγγειογραφία TOF έτσι και η μαγνητική τομογραφία “μαύρου αίματος”, βασίζεται στην υπόθεση ότι το αίμα φεύγει από την περιοχή απεικόνισης πριν προλάβει να ανακτήσει το σήμα, έτσι μπορεί πάλι να βρεθούν κενά λόγω της ροής. Μια εναλλακτική λύση λιγότερο ευάλωτη στα αποτελέσματα του κορεσμού και της ανάκτησης σήματος είναι αγγειογραφία αντίθεσης φάσης, η οποία βασίζεται στο γεγονός ότι η ταχύτητα των μεταφερόμενων περιστροφών μπορεί να κωδικοποιηθεί στη φάση του πολύπλοκου σήματος της μαγνητικής τομογραφίας. Αυτή η διαδικασία δείχνει και τις ταχύτητες του αίματος κάνοντας δυνατή θεωρητικά την απόκτηση εικόνας τεσσάρων διαστάσεων (4D) για τα πεδία ροής. Στην πράξη όμως αυτές οι εξετάσεις μπορεί να είναι πολύ χρονοβόρες και έτσι δεν είναι εύκολο να τις υποστούν οι ασθενείς.

2.2.3 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΕ ΥΠΕΡΗΧΟ

Σε σχέση με την χρήση ακτίνων-X και την μαγνητική τομογραφία, η χρήση υπερηχογραφήματος είναι η λιγότερο δαπανηρή και η λιγότερο επεμβατική μέθοδος. Όπως στα σονάρ και σε άλλες τεχνικές που χρησιμοποιούν την ηχώ για εντοπισμός, ο υπέρηχος λειτουργεί μεταδίδοντας στο σώμα δέσμες χαμηλής ισχύος, υψηλής συχνότητας (της τάξης των μερικών MHz) μέσω ενός ανιχνευτή που κρατάει ο γιατρός και έρχεται σε επαφή με το δέρμα μέσω ενός αγωγίμου gel. Κανονικά αυτός ο ίδιος ανιχνευτής λαμβάνει την ηχώ που προκαλείται από τις ισχυρές αντανακλάσεις στα όρια των ιστών και τις πιο αδύναμες που αντανακλώνται μέσα από τους ιστούς. Η απόσταση μεταξύ του ανιχνευτή και των αντανακλάσεων μπορεί να μετρηθεί με τη ταχύτητα του ήχου στους ιστούς (1540 m/s) και την μετρημένη καθυστέρηση από την μετάδοση στην ηχώ που προκαλεί.

Για τυπικά βάθη διείσδυσης η καθυστέρηση από την ηχώ είναι μικρότερη από 1ms, και έτσι ο υπέρηχος προσφέρει την δυνατότητα για απεικόνιση πραγματικού χρόνου. Για παράδειγμα, μπορεί να δοθεί μια τιμή της κλίμακας του γκρι, η οποία θα φαίνεται στην οθόνη και θα αντιπροσωπεύει ένα συγκεκριμένο βάθος από τον ανιχνευτή. Με την δέσμη καθορισμένη περίπου στα 1000Hz, παίρνουμε εικόνες που αναπαριστούν τις κινήσεις των ιστών με υψηλή προσωρινή ανάλυση. Πιο συχνά, αλλάζει η δέσμη είτε μηχανικά είτε ηλεκτρονικά, μέσα σε ένα επίπεδο ή τομέα για να παράξει διδιάστατες εικόνες πραγματικού χρόνου, των οποίων η φωτεινότητα αντιπροσωπεύει την διανομή του ιστού μέσα σε μια τομή που εξετάζουμε. Με χρήση του φαινομένου Doppler, η ροή του αίματος στην διεύθυνση της



Εικόνα 15 Υπερηχογράφημα Doppler από τη περιοχή της καρδιάς



Εικόνα 16 Παράδειγμα εικόνας τρισδιάστατου υπερηχογραφήματος η οποία παριστάνει έμβρυο στη φάση της κύησης.

δέσμης του υπερήχου παράγει εναλλαγές στις συχνότητες της ανακλώμενης ηχώ, οι οποίες μπορούν να μετασχηματιστούν σε ταχύτητες σε μια κοντά στο πραγματικό χρόνο σκιαγραφημένη εικόνα Doppler (Εικόνα 15).

Ένας προφανείς περιορισμός του κλασικού υπερηχογραφήματος είναι η διδιάστατη φύση των εικόνων που κάνει την απεικόνιση συγκεκριμένων αρτηριών δύσκολη. Αυτό μπορεί να ξεπεραστεί μέσω του τρισδιάστατου υπερήχου, ο οποίος αναδομεί μια εικόνα όγκου από τυπικές διδιάστατες εικόνες που έχουν ληφθεί με τον ανιχνευτή (Εικόνα 16). Για μια τυπική τέτοιου είδους εξέταση απαιτείται χρόνος λιγότερος από ένα λεπτό, αλλά για την περίπτωση του υπερηχογραφήματος Doppler, ο χρόνος εξέτασης αυξάνεται σημαντικά. Ακόμα περισσότερο, αυτή η προσέγγιση είναι ευαίσθητη στην κίνηση των αγγείων μεταξύ των ξεχωριστών διδιάστατων εικόνων. Αυτοί οι περιορισμοί, όμως μπορεί σύντομα να ξεπεραστούν μέσω την εξέλιξης σειράς διδιάστατων μετατροπών, οι οποίοι θα επιτρέπουν την λήψη σε πραγματικό χρόνο τρισδιάστατων ή και τετραδιάστατων εικόνων υπερήχου.

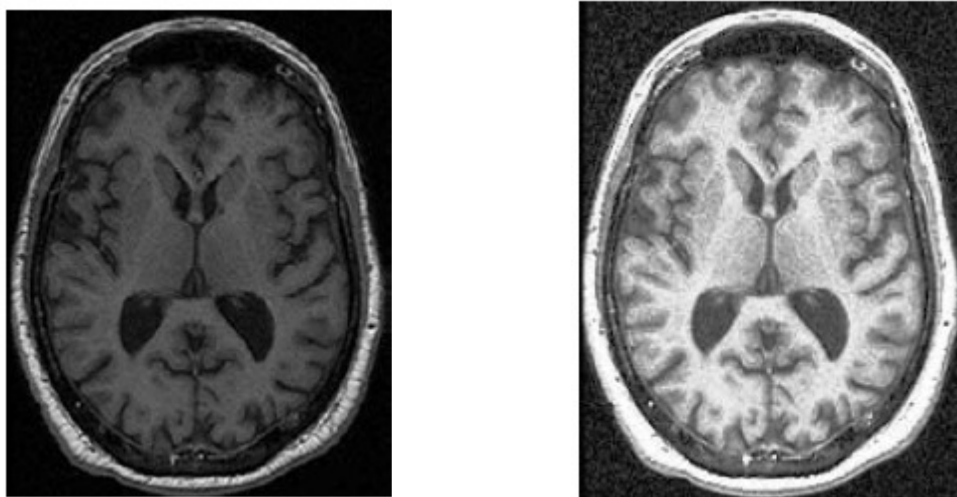
Η ποιότητα των εικόνων του υπερήχου και η ανάλυση τους είναι συνήθως χαμηλή σε σχέση με άλλες μεθόδους απεικόνισης. Επιπλέον, λόγω της σκέδασης που υπόκειται κάποια από τα κύματα του ήχου, έχουμε ως αποτέλεσμα θόρυβο στη πληροφορία μας. Όπως και με την μαγνητική τομογραφία η ποιότητα της εικόνας του υπερήχου είναι επίσης αλληλένδετη με την απόσταση του πομπού από το αγγείο: με αυξανόμενο βάθος, λιγότερη ακουστική ισχύς είναι διαθέσιμη για ανάκλαση. Παρομοίως ο ιστός πίσω από κάποια ασβεστοίωση του τοιχώματος μπορεί να είναι πλήρως αόρατος, λόγω του ότι όλη η ακουστική ισχύς ανακλάται δημιουργώντας μια τεχνητή σκιά. Αυτό επίσης αποκλείει τη χρήση υπερήχου για την απεικόνιση ενός εγκεφαλικού αγγείου, εκτός από αυτά που φαίνονται μέσα από το λεπτό κροταφικό οστό. Όμοια, λόγω του ότι ο υπέρηχος δεν μεταδίδεται καλά μέσα στον αέρα (για αυτό και η χρήση του gel μεταξύ του δέρματος και του ανιχνευτή), η απεικόνιση των κοιλιακών αγγείων μπορεί να είναι δύσκολη. Η ποιότητα των εικόνων και τα ελαττώματά τους δεν μπορούν να ξεπεραστούν απλά αυξάνοντας την ισχύ που προσδίδουμε, διότι υπάρχει ο κίνδυνος θέρμανσης του ιστού. Αντίθετα για βαθιά ή σκιασμένα αγγεία, εισάγεται ενδοαγγειακός υπέρηχος, όπου τοποθετείται ο ανιχνευτής μέσα στην αρτηρία μέσω καθετήρα. Αυτό έχει την επεμβασιμότητα με την αγγειογραφία ακτίνων-X, παρόλα αυτά παρέχει περισσότερες πληροφορίες από αυτή, όσον αφορά τους περιβάλλοντες ιστούς. Όπως και η μαγνητική τομογραφία “μαύρου αίματος”, αυτή η τεχνική μπορεί να είναι χρήσιμη για την παροχή πληροφοριών για τα απαραίτητα όρια που θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν σε μια ανάλυση αλληλεπίδρασης ρευστού-στερεού. Παρόλα αυτά λόγω του ότι τα επίπεδα των

εικόνων ακολουθούν τον προσανατολισμό του αγγείου, οι συνεχείς εικόνες δεν είναι παράλληλες, με πιθανό αντίκτυπο η αναδόμηση της τρισδιάστατης γεωμετρίας να γίνει πολύπλοκη.

2.3 ΕΝΙΣΧΥΣΗ ΤΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ (IMAGE ENHANCEMENT)

Για να αντιμετωπιστεί το πρόβλημα της δημιουργίας αναπαράστασης για τις γεωμετρίες των αιμοφόρων αγγείων, υποτέθηκε ότι η τοποθεσία των επιφανειών τους είναι γνωστή. Τώρα θα αντιμετωπιστεί το πρόβλημα της εξαγωγής τέτοιων πληροφοριών από ιατρικές απεικονίσεις

Οι ιατρικές απεικονίσεις μπορούν να επηρεαστούν από το θόρυβο και τεχνητά σφάλματα που μπορεί να επηρεάσουν την διαδικασία τμηματοποίησης, ή τα ιατρικά δεδομένα μπορεί να δίδονται σε μορφή που δεν ταιριάζει με την μέθοδο τμηματοποίησης που έχει επιλεγεί. Για να αρθούν αυτά τα προβλήματα, μπορεί να γίνει χρήση μιας διαδικασίας ενίσχυσης της εικόνας προτού γίνει η τμηματοποίηση. Η χρήση αυτή μπορεί να αλλάξει σημαντικά την πληροφορία που περιέχεται σε μια εικόνα και πιθανά να παίξει κάποιο ρόλο στο αποτέλεσμα της αιμοδυναμικής μοντελοποίησης. Αυτό βέβαια εξαρτάται περισσότερο από τις παραμέτρους που θα ορίσει ο χρήστης και όχι τόσο από τη μέθοδο που θα χρησιμοποιηθεί. Στις παρακάτω παραγράφους παρουσιάζονται επιγραμματικά κάποιες από τις μεθόδους ενίσχυσης που χρησιμοποιούνται ευρέως.



Εικόνα 17 Παράδειγμα διαδικασία ενίσχυσης εικόνων εγκεφάλου, από αξονική τομογραφία. Αριστερά η εικόνα πριν από την ενίσχυση, Δεξιά το αποτέλεσμα της διαδικασίας ενίσχυσης.

Μια πρώτη μέθοδος ενίσχυσης πριν την τμηματοποίηση είναι η επαναδειγματοληψία της εικόνας. Ο στόχος της είναι η αλλαγή της ανάλυσης της εικόνας σε έναν ή περισσότερους άξονες της απεικόνισης. Για διάφορους λόγους, οι εικόνες που λαμβάνονται από την διαδικασία απεικόνισης μπορεί να μην είναι συμβατές με τις απαιτήσεις της επιλεγθείσας μεθόδου τμηματοποίησης. Αυτό οδηγεί στην ανάγκη αλλαγής της απόστασης του πλέγματος των εικόνων, σε μια ή παραπάνω διευθύνσεις, δεδομένου ότι αυτή η διαδικασία, σε καμία περίπτωση δεν θα αυξήσει την πληροφορία της εικόνας. Η τεχνική αυτή λοιπόν έγκειται στην προβολή της έντασης των εικόνων σε ένα διαφορετικό πλέγμα από το αυθεντικό, με μια διαδικασία παρεμβολής.

Μια ακόμη διαδικασία ενίσχυσης είναι η μείωση του θορύβου. Ο θόρυβος γενικά αναγνωρίζεται σαν ένα τυχαίο σήμα υψηλής συχνότητας το οποίο προστίθεται ή πολλαπλασιάζεται στο περιεχόμενο της εικόνα. Ο θόρυβος είναι επίκτητος σε κάθε διαδικασία λήψης και προκαλείται από θερμικό θόρυβο, στα ηλεκτρονικά που επεξεργάζονται το σήμα της απεικονιστικής μεθόδου, ή σε φυσικά ανεπιθύμητες πηγές σήματος. Η μείωση του θορύβου επιτυγχάνεται είτε με μέσα εξομάλυνσης του σήματος, τα οποία αφαιρούν τα στοιχεία υψηλής συχνότητας από την εικόνα, ή με την μοντελοποίηση των χαρακτηριστικών του θορύβου και το φιλτράρισμα αυτών. Στη πρώτη περίπτωση, δεν απαιτείται γνώση για την πηγή του θορύβου, αλλά είναι πιθανό να φιλτραριστεί μαζί με τον θόρυβο και σημαντική πληροφορία της εικόνας που εκφράζεται με υψηλή συχνότητα. Στη δεύτερη περίπτωση, η μείωση του θορύβου είναι πιο στοχευμένη, αλλά εξαρτάται από την ακρίβεια της μοντελοποίησης του θορύβου. Η πρώτη προσέγγιση είναι η πιο ευρέως χρησιμοποιούμενη στην μοντελοποίηση από εικόνες αξονικών και μαγνητικών τομογραφιών, πιθανώς λόγω του ότι ο θόρυβος σε αυτές τις εφαρμογές έχει πιο απλά χαρακτηριστικά και ο λόγος σήματος προς θόρυβο, είναι συνήθως αρκετά υψηλός. Επιπλέον, η κλίμακα των ανατομικών δομών που εξετάζονται μέσω των εικόνων από αξονικές ή μαγνητικές τομογραφίες, είναι συνήθως αρκετά μεγαλύτερη από αυτή του θορύβου.

Ενώ οι παραπάνω τεχνικές μπορούν να εφαρμοστούν στις εικόνες ανεξάρτητα από το περιεχόμενό τους, a priori υποθέσεις στην αναμενόμενη εμφάνιση των δομών ενδιαφέροντος, επιτρέπουν την ανάπτυξη μεθόδων που στοχεύουν στην ενίσχυση αυτών των δομών και μόνο. Ο σκοπός αυτής της μεθόδου είναι η ενίσχυση των σχημάτων των αγγείων, βάσει των τιμών έντασης του σήματος και της ανάλυσης αυτού.

2.4 ΤΜΗΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΕΙΚΟΝΑΣ (IMAGE SEGMENTATION)

Η εργασία κατά την οποία αποκτάται ένα σχήμα αντικειμένου από ψηφιακές εικόνες αναφέρεται κοινώς ως τμηματοποίηση της εικόνας (image segmentation). Στην πιο κοινή αποδεκτή αντίληψη της τμηματοποίησης εικόνας, τα pixel που απαρτίζουν την εικόνα διαμοιράζονται σε κλάσεις που ανταποκρίνονται στα αντικείμενα που αναπαριστώνται στην εικόνα και στο φόντο. Στο πλαίσιο της μοντελοποίησης αιμοφόρου αγγείου όμως, η ταυτοποίηση του ορίου ενός αγγείου πρέπει να γίνει με ακρίβεια μικρότερη του pixel, έτσι ώστε το παραγόμενο γεωμετρικό μοντέλο να είναι κατάλληλο, ώστε να αποτελέσει χωρίο όπου θα γίνει υπολογιστική ανάλυση των πεδίων ροής. Στη πραγματικότητα, παρότι ο χρήστης μπορεί να αναγνωρίσει την ύπαρξη αγγείου στην εικόνα, ένας ακριβής προσδιορισμός του ορίου του είναι αρκετά δύσκολος. Εξαιτίας του ότι η αναδόμηση του σχήματος του αγγείου έχει μεγάλη επίπτωση στην μοντελοποιημένη της αιμοδυναμικής, θα παρουσιασθούν παρακάτω οι τεχνικές τμηματοποίησης που με ακρίβεια υπολογίζουν το σχήμα του αγγείου, παρά αυτές που αυτοματοποιημένα εντοπίζουν την ύπαρξη αυτού στην εικόνα.

2.4.1 ΧΕΙΡΟΚΙΝΗΤΗ ΤΜΗΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ (MANUAL SEGMENTATION)

Η πρώτη μορφή τμηματοποίησης που θα αναλυθεί είναι η χειροκίνητη τοποθέτηση σημείων ή χάραξη ισοϋψών καμπυλών σε μεμονωμένα επίπεδα εικόνων. Αυτή η προσέγγιση βασίζεται στις επιλογές ενός χειριστή που αναγνωρίζει τα όρια των δομών ενδιαφέροντος βάσει της οπτικής αντίληψης του περιεχομένου των εικόνων. Το πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου εντοπίζεται σε εικόνες που έχουν επηρεαστεί σημαντικά από τεχνητά σφάλματα ή που ο λόγος θορύβου προς σήμα είναι υψηλός, όπου πιθανότατα αυτή η τεχνική να είναι η μόνη δυνατή, μιας και οι αυτοματοποιημένες μέθοδοι μπορεί να μην ανταποκρίνονται όσο καλά όσο η ανθρώπινη αντίληψη στην συμπλήρωση ελλειμματικών πληροφοριών, ή, εάν ανταποκρίνονταν, μπορεί να απαιτούσαν μεγάλο αριθμό παραμέτρων που προσδιορίζει ο χρήστης, που κάνουν και πάλι την τμηματοποίησης εξαρτημένη από την χειριστή, με λιγότερο επεμβατικό τρόπο.

Παρότι, η χρήση προβληματικών εικόνων για αιμοδυναμική μοντελοποίηση αμφισβητείται, ανεξάρτητα από το εάν χρησιμοποιείται αυτοματοποιημένη ή χειροκίνητη μέθοδος τμηματοποίησης, στις περισσότερες περιπτώσεις η τοποθέτηση από τον χρήστη

σημείου ή χάραξης ισοϋψών ευθειών είναι χρήσιμη για μια αρχική προσέγγιση κάποιας αυτοματοποιημένης τμηματοποίησης που θα παρουσιαστεί παρακάτω. Για αρκετές από αυτές τις μεθόδους, όσο πλησιέστερα είναι η αρχική τμηματοποίηση στο επιθυμητό σχήμα, τόσο πιο άμεση είναι η διαδικασία τμηματοποίησης, παρότι μια καλή μέθοδος τμηματοποίησης θα έπρεπε να είναι αρκετά ακριβής από την εκκίνηση της.

Γενικά, παρά το ότι πρέπει να ελαχιστοποιηθεί η εξάρτηση από τον χειριστή, η αποκλειστικά αυτοματοποιημένη τμηματοποίηση των ιατρικών εικόνων δεν αποτελεί αυστηρή απαίτηση για την αιμοδυναμική μοντελοποίηση, τουλάχιστον όχι όσο μεγάλη είναι η απαίτηση για τον εντοπισμό της θέσης του τοιχώματος του αγγείου με ακρίβεια. Αυτό επιτυγχάνεται με την υιοθέτηση κάποιας μεθόδου τμηματοποίησης βασισμένης σε μαθηματικές μεθόδους, που επιτρέπει στον χρήστη να μεταβάλει την διαδικασία τμηματοποίησης, συνδυάζοντας έτσι την ανθρώπινη αντίληψη με αντικειμενικά κριτήρια που βασίζονται στις εικόνες.

2.4.2 ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΜΕ ΚΑΘΟΡΙΣΜΟ ΚΑΤΩΦΛΙΟΥ ΦΩΤΕΙΝΟΤΗΤΑΣ (THRESHOLDING AND CLASSIFICATION)

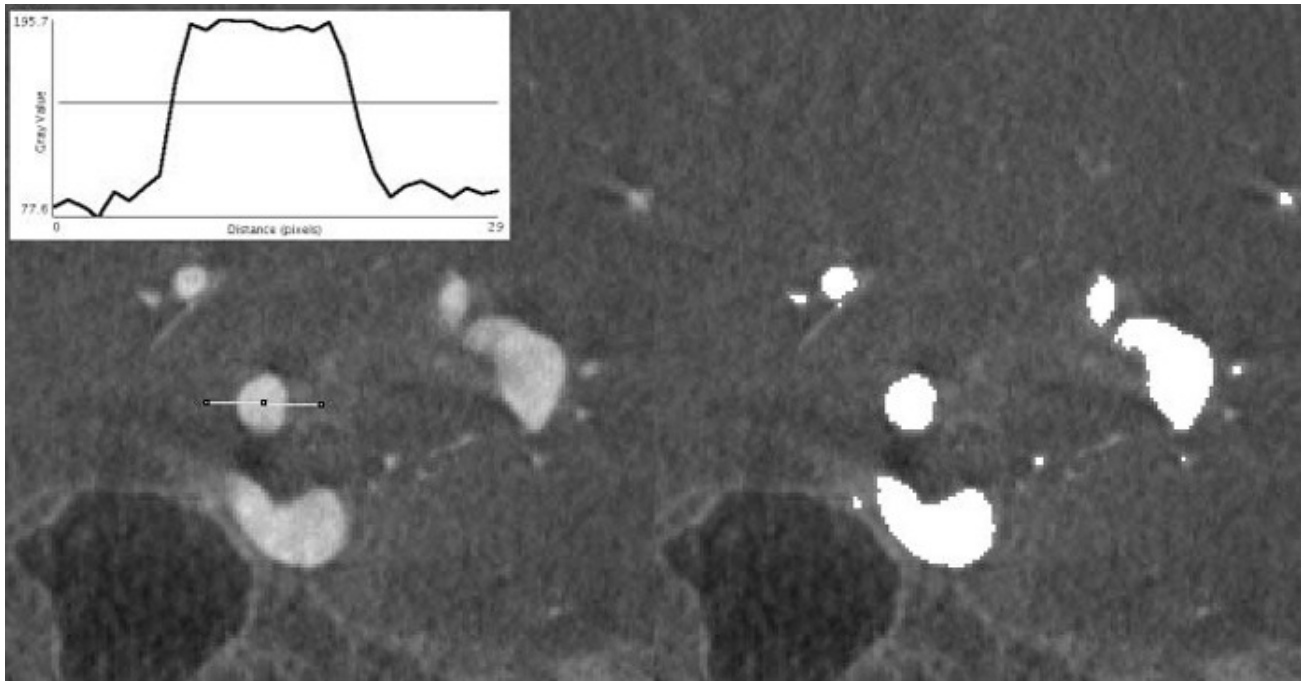
Ο ορισμός της ταξινόμησης με βάση τον καθορισμό του κατωφλιού φωτεινότητας, αναφέρεται στην ταυτοποίηση ενός ή περισσότερων τιμών έντασης της εικόνας που διαχωρίζουν την γεωμετρία της ανατομίας ενδιαφέροντος από το φόντο. Ο προσδιορισμός του κατωφλιού φωτεινότητας μπορεί να γίνει χειροκίνητα ή με αλγόριθμο, και μπορεί να λάβει χώρα απευθείας στο τρισδιάστατο είδωλο ή σε μια προς μια τις διδιάστατες εικόνες. Η τελευταία προσέγγιση είναι αναγκαία όταν το σήμα δεν είναι ομοιόμορφο κατά μήκος των δομών, όπως στην περίπτωση της TOF μαγνητικής αγγειογραφίας, στην οποία το σήμα εξαρτάται από το ποσό του ρέοντος αίματος, ή στην αγγειογραφία με χρήση αξονικού τομογράφου, όπου η πυκνότητα του σκιαγραφικού μέσου μπορεί να αλλάζει κατά την λήψη των εικόνων, με αποτέλεσμα, την αλλαγή στο σήμα κατά μήκος του άξονα z. Μόλις επιλεγούν ένα ή περισσότερα κατώφλια φωτεινότητας, η διαδικασία ολοκληρώνεται με την χάραξη ισοϋψών καμπυλών στην εικόνα και δημιουργώντας μια αναλυτική αναπαράσταση της αποκρινόμενης επιφάνειας.

Λόγω του ότι οι κλινικές απεικονίσεις δεν προσδίδουν μια συγκεκριμένη τιμή έντασης φωτεινότητας σε κάποιο συγκεκριμένο ιστό, ο χειροκίνητος καθορισμός του

κατώφλιου φωτεινότητας μπορεί να παρουσιάσει αρκετά μειονεκτήματα, ειδικά εάν η γεωμετρία έχει υψηλό αντίκτυπο στην τελική ανάλυση, όπως στη περίπτωση της αγγειακής μοντελοποίησης για θέματα υπολογιστικής ρευστομηχανικής. Η επιλογή ενός επιπέδου κατώφλιου φωτεινότητας επηρεάζει σημαντικά το μέγεθος και τη τοπολογία της τελικής επιφάνειας, μιας και φωτεινότητα που αναπαριστά το αγγεία χαρακτηρίζεται από σημαντικές χωρικές διακυμάνσεις, εν συγκρίσει με ομοιόμορφους ιστούς, και έτσι παρουσιάζεται υψηλή ευαισθησία της τελικής επιφάνειας στο κατώφλι φωτεινότητας που επελέγει.

Για αυτό το λόγο είναι πολύ σημαντική η αναγνώριση των αντικειμενικών κριτηρίων που θα κάνουν ικανό τον προσδιορισμό του κατώφλιου φωτεινότητας που θα ανταποκρίνεται στα όρια φωτεινότητας του αγγείου. Το πιο συχνά εφαρμόσιμο από αυτά τα κριτήρια είναι το κριτήριο FWHM (full width at half maximum), το οποίο αναγνωρίζει τα όρια φωτεινότητας σε ένα επίπεδο έντασης I_{FWHM} , το οποίο αντιστοιχεί στο μέσο όρο μεταξύ της υψηλότερης έντασης μέσα στον αυλό του αγγείου και στο φόντο (Εικόνα 18). Αυτό το κριτήριο χρησιμοποιείται κυρίως για την μέτρηση αγγειακών διαμέτρων, με τη χάραξη της έντασης της εικόνας κατά μήκος μιας γραμμής που διατρέχει το αγγείο και μετρά την απόσταση μεταξύ των σημείων στο επίπεδο έντασης I_{FWHM} και στις δύο πλευρές αγγείου. Αυτή η μέθοδος έχει αποδειχθεί ότι υπολογίζει με ακρίβεια την διάμετρο ακόμη και για μικρά αγγεία. Παρόλα αυτά το κριτήριο FWHM είναι ευαίσθητο στον προσδιορισμό της υψηλότερης έντασης φωτεινότητας, η οποία είναι πιθανό να αλλάζει με την θέση και το μέγεθος του αγγείου, όπως επίσης και το φόντο, το οποίο αποτελείται από άλλες ανατομικές δομές, οι οποίες αναπαριστώνται με άλλες εντάσεις.

Σε αντίθεση με το κριτήριο FWHM, το οποίο έχει τοπικό χαρακτήρα, υπάρχουν και άλλα στατιστικά κριτήρια ταξινόμησης, τα οποία αναζητούν το ιδανικό κατώφλι φωτεινότητας από την κατανομή των τιμών έντασης σε όλη την εικόνα. Ανάμεσα σε αυτά είναι και μέθοδοι ταξινόμησης των pixels, οι οποίες διαφέρουν σημαντικά από τις κανονικές μεθόδους ταξινόμησης με το κατώφλι φωτεινότητας, και κατατάσσουν κάθε pixel σε ένα συγκεκριμένο ανατομικό ιστό, βασισμένο σε διαφορετικά κριτήρια όπως σχέσεις ομόριας, ή προϋπάρχουσα γνώση για το σχήμα. Πρέπει να τονιστεί ότι τα περισσότερα κριτήρια ταξινόμησης που λειτουργούν σε επίπεδο pixel, ορίζουν την τοποθέτηση του ορίου του αγγείου σε επίπεδο μικρότερο των pixels σε μεταγενέστερο στάδιο, με χρήση κριτηρίων εξομάλυνσης ή βελτιστοποίησης της τοποθεσίας της επιφάνειας βάσει των χαρακτηριστικών της εικόνας.



Εικόνα 18 Κριτήριο FWHM εφαρμοσμένο σε ιατρική απεικόνιση. Η κατανομή των εντάσεων κατά μήκος της σχεδιασμένης γραμμής φαίνεται στο πάνω αριστερά μέρος της εικόνας. Δεξιά έχει δημιουργηθεί μάσκα με τις περιοχές εντός των ορίων του καταφλιού φωτεινότητας.

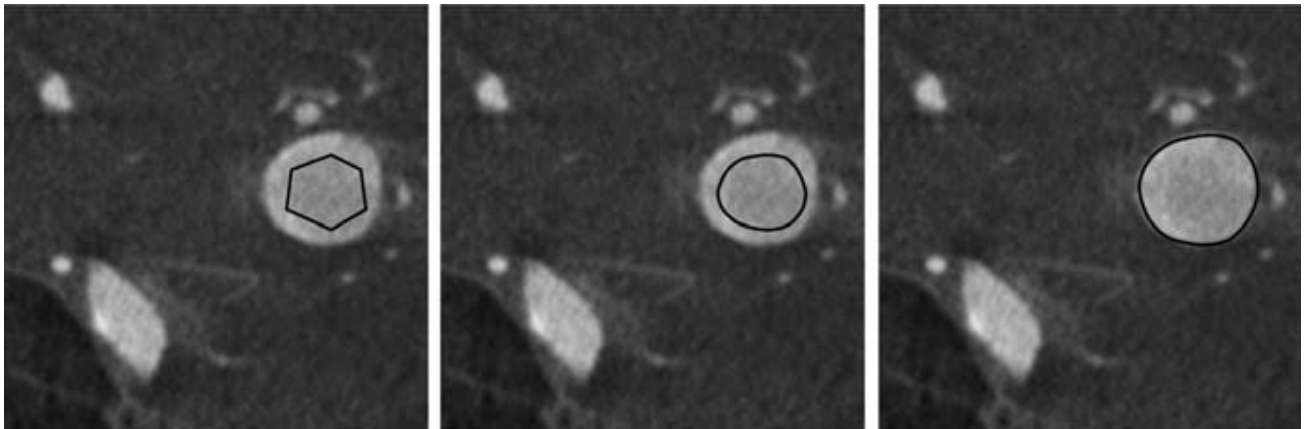
2.4.3 ΆΛΛΕΣ ΜΕΘΟΔΟΙ ΤΜΗΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗΣ

Σε αντίθεση με τις μεθόδους ταξινόμησης που παράγουν μια τμηματοποίηση ολόκληρης της εικόνας, το ενδιαφέρον για τις αγγειακές εφαρμογές περιορίζεται στην τμηματοποίηση των αγγειακών δομών. Οι μέθοδοι ανάπτυξης περιοχής και εμπρός διάδοσης (region growing and front propagation) παράγουν επιλεκτικές τμηματοποιήσεις εκκινώντας από μια προ-τμηματοποιημένη περιοχή (ή ακόμα και από ένα μεμονωμένο pixel) και με επαναληπτικό τρόπο προσθέτουν γειτονικά pixel στην περιοχή εάν ικανοποιούν κάποια κριτήρια ομοιογένειας. Η εκκίνηση απαιτεί και πληροφορίες από την χειριστή, ενώ η τελική τμηματοποίηση εξαρτάται σημαντικά από το κριτήριο ομοιογένειας που επελέγει. Τέτοια κριτήρια έχουν να κάνουν κυρίως με την ένταση φωτεινότητας των pixel.

Μια ακόμη μέθοδος τμηματοποίησης είναι τα παραμορφώσιμα μοντέλα, τα οποία είναι καμπύλες ή επιφάνειες που προσδιορίζονται στο χώρο της εικόνας και μεταβάλλουν το σχήμα τους βάσει των χαρακτηριστικών των εικόνων, εξωτερικών περιορισμών και εσωτερικών κανόνων παραμόρφωσης. Με αυτό τον τρόπο, η θέση μιας καμπύλης ή επιφάνειας

μπορεί να βελτιστοποιηθεί για να αναγνωρίσει την θέση του ορίου του αυλού με ακρίβεια μικρότερη του pixel.

Τα παραμορφώσιμα μοντέλα δεν διαφέρουν σε λογική από τις άλλες μεθόδους τμηματοποίησης: προορίζονται για να ταυτοποιήσουν την θέση του ορίου του σχήματος ενδιαφέροντος, από τις πληροφορίες που περιέχονται στην εικόνα. Η ιδιαιτερότητα τους έχει να κάνει με το γεγονός ότι το πρόβλημα τμηματοποίησης αντιμετωπίζεται ως ένα πρόβλημα ελαχιστοποίησης ενέργειας, όπου η ενέργεια εξαρτάται από την θέση και το σχήμα της καμπύλης ή της επιφάνειας και στα χαρακτηριστικά της εικόνας. Λόγω του ότι είναι διαδικασία βελτιστοποίησης, η τμηματοποίηση με παραμορφώσιμα μοντέλα καθιστά εφικτό να επιτευχθεί ένας συμβιβασμός μεταξύ της ικανοποίησης των ολικών κριτηρίων και τοπικών χαρακτηριστικών, επιτρέποντας έτσι έναν έλεγχο των μεμονωμένων συνεισφορών στο τελικό αποτέλεσμα. Η μέθοδος αυτή μπορεί να χρησιμοποιηθεί και σε συνδυασμό μιας από τις μεθόδους που αναφέρθηκαν παραπάνω, με σκοπό την τελική βελτιστοποίηση του αποτελέσματος της διαδικασίας βελτιστοποίησης. Στην εικόνα 19 παρουσιάζεται παράδειγμα εξέλιξης παραμορφώσιμου μοντέλου για την τμηματοποίηση αγγείου.



Εικόνα 19 Εξέλιξη διδιάστατου παραμορφώσιμου μοντέλου. Αριστερά, εκκίνηση με ορισμό πολυγώνου, στο κέντρο φαίνεται η βελτίωση και εξομάλυνσης του πολυγώνου με μια διαδικασία παρεμβολής, Δεξιά φαίνεται το τελικό σχήμα με παραμόρφωση του μοντέλου.

2.5 ΑΝΑΔΟΜΗΣΗ ΤΗΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ (SURFACE RECONSTRUCTION)

Όπως αναλύθηκε εκτενώς παραπάνω, η αναγνώριση της γεωμετρίας αγγειακών δομών μπορεί να γίνει είτε απευθείας σε τρισδιάστατο είδωλο, ή να εκτελεστεί σε ακολουθία διδιάστατων εικόνων και μεταγενέστερα να αναδομηθεί σε τρισδιάστατο σχήμα. Για την δεύτερη

περίπτωση, η μορφολογία της αγγειακής επιφάνειας είναι γνωστή σε ασύνδετες θέσεις, όπως σε σειρές γραμμών που προκύπτουν για παράδειγμα από ισοϋψείς καμπύλες ή σετ σημείων στο χώρο που έχουν τοποθετηθεί σε διδιάστατες εικόνες. Σε αυτές τις περιπτώσεις, η συνεχής αναπαράσταση των τρισδιάστατων επιφανειών πρέπει να παραχθεί από αραιά δεδομένα, δημιουργώντας το πρόβλημα που αναφέρεται ως τρισδιάστατη αναδόμηση της επιφάνειας.

Παρακάτω παρουσιάζονται οι βασικές τεχνικές οι οποίες επιτρέπουν την αναδόμηση της επιλεγμένης επιφάνειας.

2.5.1 ΤΕΧΝΙΚΗ LOFTING

Lofting ονομάζεται η τεχνική με την οποία μια αναλυτική αναπαράσταση μιας συνεχούς επιφάνειας λαμβάνεται από ένα σετ ασύνδετων γραμμών. Τέτοιες γραμμές μπορούν για παράδειγμα να αποκτηθούν σαν ισοϋψείς καμπύλες ενός αγγειακού αυλού ταυτοποιημένες σε διαφορετικά διδιάστατα επίπεδα της εικόνας. Τα επίπεδα αυτά μπορούν να είναι είτε παράλληλα μεταξύ τους, όπως στη περίπτωση της συνήθους αξονικής και μαγνητικής τομογραφίας, ή μη παράλληλα, όπως στον ενδοαγγειακό υπέρηχο.

Η διαδικασία της τεχνικής αυτής έχει να κάνει με την ένωση κάθε ζεύγους από ισοϋψής καμπύλες με ευθείες γραμμές που διαμορφώνουν τριγωνικές ακμές. Οι αντίστοιχοι κόμβοι μπορούν να εντοπιστούν κατά μήκος των ισοϋψών καμπυλών βάσει της κοινής τους απόστασης, παρότι αυτό το κριτήριο μπορεί να οδηγήσει σε παραμόρφωση της τελικής επιφάνειας με την παρουσία απότομων αλλαγών στο σχήμα των συνεχόμενων ισοϋψών καμπυλών. Μια επιπλέον δυσκολία είναι η εφαρμογή αυτής της τεχνικής στη περίπτωση διχάλας, όπου μια ενιαία ισοϋψής καμπύλη στο ένα επίπεδο πρέπει να αντιστοιχηθεί σε διπλή ισοϋψή καμπύλη που βρίσκεται στο επόμενο επίπεδο. Για αυτό το λόγο χρησιμοποιούνται διαφορετικές προσεγγίσεις για την λύση του προβλήματος της διχάλας.

Αλγόριθμοι γενικής εφαρμογής της τεχνικής αυτής έχουν αναπτυχθεί, έτσι ώστε να επεξεργάζονται περίπλοκες τοπολογίες και είναι διαθέσιμοι σε αρκετά προγράμματα CAD, επιτρέποντας στον χρήστη να παράγει μια επιφάνεια ελεύθερης μορφής με τον έλεγχο του σχήματος ενός σετ από ισοϋψείς καμπύλες που έχουν χαραχθεί σε ιατρικές εικόνες. Παρόλα αυτά, η γενική φύση αυτών των λύσεων απαιτεί ένα συγκεκριμένο βαθμό δεξιοτεχνίας του χρήστη καθώς και επέμβασης, έτσι ώστε να επιτευχθεί η επιθυμητή επιφάνεια, όπως η

τοποθέτηση σημείων ελέγχου και η επεξεργασία την τοπολογίας της επιφάνειας, εις βάρος της αυτοματοποιημένης λειτουργίας και αναπαραγωγικότητας.

Μια τεχνική Lofting που έχει κερδίσει δημοσιότητα για τρισδιάστατες αναδόμησης ανατομικών σχημάτων από σετ παράλληλων ισοϋψών καμπυλών είναι αυτή που προτάθηκε από τον Geiger, και έχει προστεθεί στο λογισμικό Nuages. Αρχικά πλεγματοποιούνται με τριγωνικό πλέγμα οι ισοϋψείς καμπύλες και στη συνέχεια συνδέονται με το πλέγμα της γειτονικής ισοϋψούς καμπύλης διαμορφώνοντας ένα σετ από τετράεδρα των οποίων το όριο αποτελεί την τελική επιφάνεια. Λόγω του ότι δημιουργείται μια σειρά από τετράεδρα μεταξύ των δύο ισοϋψών καμπυλών, η ομαλότητα της τελικής επιφάνειας εξαρτάται από την απόσταση μεταξύ των ισοϋψών καμπυλών.

Μια ακόμη εναλλακτική λύση για την λήψη συνεχούς επιφάνειας από ένα πλήθος ισοϋψών καμπυλών είναι με χρήση παρεμβολής βασισμένης στο σχήμα. Αυτή η μέθοδος παράγει μια μη αναλυτική αναπαράσταση της επιφάνειας είτε από μια σειρά γειτονικών ισοϋψών καμπυλών ή από μια σειρά ψηφιακών εικόνων που έχουν παραχθεί με χρήση τεχνικής τμηματοποίησης. Η μη αναλυτική αναπαράσταση δίνεται ως ένα σετ από διδιάστατες εικόνες που περιέχουν την τιμή της ελάχιστης απόστασης κάθε pixel με την ισοϋψή καμπύλη, που αναφέρεται ως η συνάρτηση απόστασης. Μιας και οι ισοϋψείς καμπύλες υποτίθεται ότι είναι κλειστές, κάθε τιμή απόστασης δίνεται με θετικό ή αρνητικό σύμβολο ανάλογα με το εάν το pixel βρίσκεται εσωτερικά ή εξωτερικά της καμπύλης. Έπειτα, η υπολογισμένη συνάρτηση απόστασης παρεμβάλλεται στο τρισδιάστατο χώρο μέσω τριγραμμικών ή υψηλότερης τάξης παρεμβολών. Η τελική επιφάνεια είναι το μηδενικό επίπεδο σετ των αποτελεσμάτων των παρεμβολών.

2.5.2 ΤΕΧΝΙΚΗ ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑΣ ΠΟΛΥΓΩΝΩΝ ΑΠΟ ΣΥΝΟΛΟ ΣΗΜΕΙΩΝ

Σε μια τυπική αναδόμηση επιφάνειας, η θέση της επιφάνειας μπορεί να είναι γνωστή σε μεμονωμένα σημεία χωρίς να είναι διαθέσιμη η τοπολογική τους σχέση. Για παράδειγμα, αυτό συμβαίνει όταν η γεωμετρία φυσικής αναπαράστασης ενός αγγειακού τμήματος, λαμβάνεται με τεχνικές σάρωσης laser, αλλά μπορεί επίσης να συμβεί σε μοντελοποίηση βασισμένη σε εικόνες στις περιπτώσεις, στις οποίες δεν έχει νόημα να προσδιοριστούν διδιάστατες ισοϋψείς καμπύλες, λόγω της πολυπλοκότητας του σχήματος (π.χ. στην περίπτωση του αγγειακού δικτύου του οποίου τα τμήματα έχουν πολύπλοκο προσανατολισμό σε σχέση με το επίπεδο

απεικόνισης). Σε αυτή τη περίπτωση, μια συνεχής αναπαράσταση της επιφάνειας πρέπει να αναδομηθεί από ένα νέφος μη οργανωμένων σημείων.

Μια λύση σε αυτό το πρόβλημα είναι η κατασκευή μιας συνάρτησης απόστασης D στην επιφάνεια που προσεγγίζεται από τα σημεία δεδομένων και μετά εξαγάγεται η αναδομημένη επιφάνεια με την δημιουργία ισοϋψών καμπυλών. Για να υπολογιστεί η D , κατασκευάζεται αρχικά μια διάταξη από εφαπτόμενα επίπεδα σε κάθε σημείο δεδομένου με ελάχιστα τετράγωνα να τοποθετούνται στις θέσεις των γειτονικών σημείων. Οι κάθετοι των εφαπτόμενων επιπέδων στη συνέχεια επαναπροσανατολίζονται συνεχώς με μια γραφική προσέγγιση βελτιστοποίησης. Η συνάρτηση απόστασης λαμβάνεται έπειτα ως:

$$D(x) = (x - o_i) \cdot n_i \quad \text{Εξίσωση 1}$$

όπου o_i και n_i είναι ο προσανατολισμός και η κάθετος του επιπέδου i , το οποίο βρίσκεται πλησιέστερα στο σημείο αξιολόγησης x .

Μια εναλλακτική λύση για την αναδόμηση επιφάνειας από διάσπαρτα σημεία δίδεται από “μεθόδους ψηφιδωτού” οι οποίες έχουν να κάνουν με τη συμπλήρωση του χώρου με απλούς θεμελιώδεις όγκους, συνήθως τετράεδρα, των οποίων οι κόμβοι είναι τα σημεία δεδομένων. Η ψηφιδωποίηση γίνεται με τέτοιο τρόπο ώστε το όριο της διάταξης τετραέδρων προσεγγίζει την επιφάνεια από την οποία αποκτήθηκαν τα σημεία δεδομένων.

Μια βασική “μέθοδος ψηφιδωτού” είναι η ψηφιδωποίηση Delaunay. Η δημιουργία τετραέδρων σε μια διάταξη σημείων χαρακτηρίζεται ως ψηφιδωποίηση Delaunay όταν κανένα σημείο δεν μπαίνει στην σφαίρα που εφάπτεται με τις κορυφές οποιουδήποτε τετραέδρου στη διάταξη. Η ψηφιδωποίηση Delaunay και η διπλή γεωμετρική κατασκευή, το διάγραμμα Voronoi, μοιράζονται μια σειρά ενδιαφέροντων γεωμετρικών ιδιοτήτων και βρίσκουν ευρεία εφαρμογή στην αναδόμηση και περιγραφή σχημάτων. Αυτό που κάνει την ψηφιδωποίηση Delaunay ελκυστική για την αναδόμηση επιφανειών είναι το γεγονός, ότι εάν η πυκνότητα των σημείων είναι αρκετά υψηλή, η αρχική επιφάνεια προσεγγίζεται από μια υποδιάταξη επιφανειών τετραέδρων Delaunay. Αυτό σημαίνει ότι είναι πιθανή η λήψη της αναδομημένης επιφάνειας με την κατάλληλη αφαίρεση εξωτερικών τετραέδρων. Η πρόκληση σε αυτή τη περίπτωση είναι η σωστή ταυτοποίηση των εξωτερικών τετραέδρων, μιας και τέτοια πληροφορία πρέπει να θεωρείται χωρίς τη βοήθεια τοπολογικών πληροφοριών. Μετά την αφαίρεση των εξωτερικών τετραέδρων, το όριο της τελικής διάταξης τετραέδρων αποτελεί την αναδομημένη επιφάνεια.

2.6 ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΤΩΝ ΣΤΡΑΤΗΓΙΚΩΝ ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗΣ ΑΓΓΕΙΩΝ

Στις προηγούμενες παραγράφους παρουσιάστηκαν συνοπτικά μερικές από τις βασικές τεχνικές που είναι διαθέσιμες για την ολοκλήρωση των βημάτων που είναι απαραίτητων για την μοντελοποίηση τμημάτων του αγγείου από ιατρικές εικόνες. Τώρα θα δοθεί μια περίληψη για το πώς αυτές οι τεχνικές έχουν συνδυασθεί για να δώσουν αυτοτελείς στρατηγικές μοντελοποίησης βασισμένες σε εικόνες.

Όπως αναμενόταν, η επιλογή της στρατηγικής μοντελοποίησης εξαρτάται από το είδος της εικόνας (διδιάστατες ή τρισδιάστατες, με το αίμα να απεικονίζεται λαμπρό ή σκοτεινό), την ποιότητα της εικόνας (ύπαρξη θορύβου ή τεχνητών σφαλμάτων), την αγγειακή γεωμετρία και τοπολογία (απλή ή περίπλοκη), το σκοπό της ανάλυσης (καθαρή γεωμετρία, αιμοδυναμική, ή αλληλεπίδραση ρευστού με στερεό) και θα πρέπει να ληφθούν επίσης υπόψη τα θέματα της ακρίβειας, της αναπαραγωγικότητας, της αυτοματοποίησης και της αυτοδυναμίας. Η αυτοματοποίηση, γενικά θεωρείται σημαντικό χαρακτηριστικό για την προώθηση εργαλείων σε κλινικές εφαρμογές, όπως η διαστασιολόγηση της στένωσης, ενώ η ακρίβεια αποτελεί προτεραιότητα για τις γεωμετρικές και αιμοδυναμικές εφαρμογές, εις βάρος της αλληλεπίδρασης του χρήστη. Σε κάποιες περιπτώσεις η συνεισφορά ενός πεπειραμένου χρήστη είναι αναντικατάστατη.

Όπως αναφέρθηκε, τα χαρακτηριστικά των μεθόδων απεικόνισης επηρεάζουν την επιλογή της τεχνικής τμηματοποίησης. Για παράδειγμα, εάν οι εικόνες που έχουν ληφθεί παρουσιάζουν έντονη ανισοτροπία στις τρεις διαστάσεις, η διδιάστατη τμηματοποίηση ακολουθούμενη από τρισδιάστατη αναδόμηση δίνει μεγαλύτερη ευελιξία, στον χειρισμό τυπολογικών και γεωμετρικών αλλαγών που λαμβάνουν χώρα από την μια τομή στην επόμενη. Αντίθετα η τμηματοποίηση σε τρισδιάστατες εικόνες είναι αμεσότερη για σετ δεδομένων με ισοτροπική ανάλυση, επιτρέποντας την μοντελοποίηση των αγγειακών τμημάτων με πολύπλοκη γεωμετρία. Γενικά, η εκκίνηση και εξειδίκευση των ορισμένων από τον χρήστη προδιαγραφών, απαιτούν πιο εξειδικευμένες μεθόδους, εάν πρόκειται να εφαρμοστούν άμεσα σε τρεις διαστάσεις.

Εν ολίγοις, το πρόβλημα προσδιορισμού της γεωμετρίας ενός υπολογιστικού χωρίου που αναπαριστά ένα τμήμα αγγείου από ιατρικές εικόνες έχει αρκετές πιθανές λύσεις. Η επιλογή πρέπει να γίνει βάσει των χαρακτηριστικών των εικόνων και ανάλογα με την αναμενόμενη μορφή της γεωμετρίας και της τοπολογίας του αγγείου που εξετάζεται. Μιας και

το αποτέλεσμα αυτού του βήματος είναι ο ορισμός του υπολογιστικού χωρίου, μέσα στο οποίο θα λάβει χώρα το πρόβλημα μοντελοποίησης, μια προσεκτική επιλογή της τεχνικής και των παραμέτρων που συμμετέχουν έχει πρωτεύουσα σημασία για την διασφάλιση της πιστότητας των τελικών προβλέψεων.

Σημαντική είναι και η ερευνητική δραστηριότητα γύρω από την ανάπτυξη νέων μεθόδων για την αναδόμηση του αγγείου. Ενδεικτικά παρουσιάζονται παρακάτω τρεις εργασίες που έχουν γίνει αποκλειστικά γύρω από την τρισδιάστατη αναδόμηση του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής, οι οποίες εκδόθηκαν το πρώτο εξάμηνο του 2010, αναδεικνύοντας το έντονο ενδιαφέρον για το συγκεκριμένο επιστημονικό πεδίο. Ο Kim και οι συνεργάτες του (Kim 2010) ανέπτυξαν ένα μοντέλο αυτόματης τμηματοποίησης του αγγείου εφαρμόζοντας και τεχνικές μείωσης θορύβου, με πηγή εικόνες αξονικής τομογραφίας, έτσι ώστε να καθορισθεί πλήρως το σχήμα της περιοχής όπου θα τοποθετούνταν μόσχευμα ενδοαγγειακής αποκατάστασης. Αντίστοιχη εργασία αναδόμησης του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής, έγινε από τους Auer και Gasser (Auer and Gasser, 2010), εφαρμόζοντας παραμορφώσιμα μοντέλα τμηματοποίησης σε διδιάστατες και τρισδιάστατες εικόνες που αποκτήθηκαν από αξονική τομογραφία. Τέλος η επιστημονική ομάδα του Ayyalasomayajula (Ayyalasomayajula 2010), δημοσίευσε την εργασία της για την αναδόμηση ανευρύσματος κοιλιακής αορτής καθώς και του θρόμβου αυτού, παρεμβάλλοντας και ένα στάδιο εξομάλυνσης της επιφάνειας της γεωμετρίας. Η τεχνική που χρησιμοποιήθηκε είναι και εδώ παραμορφώσιμων μοντέλων με ενεργές ισοϋψείς καμπύλες (όμοια με την εικόνα 19 που παρουσιάστηκε νωρίτερα). Στις παραπάνω εργασίες έχει δοθεί ιδιαίτερη προσοχή, στην ελαχιστοποίηση του ανθρώπινου παράγοντα στην διαδικασία τμηματοποίησης και αναδόμησης του αγγείου, στοχεύοντας σε μια πλήρως αυτοματοποιημένη και αξιόπιστη μέθοδο τρισδιάστατης αναδόμησης.

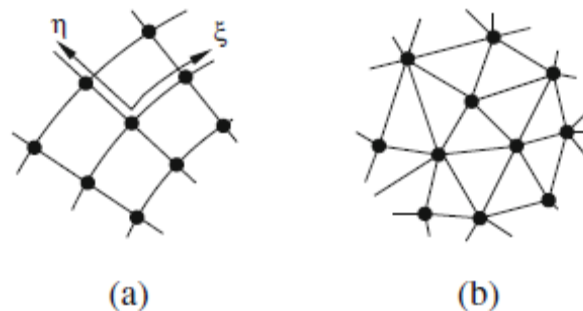
2.7 ΓΕΝΕΣΗ ΠΛΕΓΜΑΤΟΣ

Το τελευταίο βήμα για την γένεση υπολογιστικών χωρίων από εικόνες είναι διακριτοποίηση του φυσικού χωρίου σε μικρά στοιχεία απλού σχήματος και στοιχειώδους μεγέθους (ονομαζόμενα υπολογιστικό πλέγμα). Παρακάτω παρουσιάζονται εν συντομία οι διαθέσιμες τεχνικές γένεσης πλέγματος, οι οποίες θεωρούνται ιδιαίτερα χρήσιμες για καρδιαγγειακές γεωμετρίες. Σε κάθε περίπτωση πρέπει να τονιστεί ότι δεν υπάρχει κάποια τεχνική με απόλυτα

γενική εφαρμογή. Η πιο κατάλληλη ή αποτελεσματική τεχνική για την γένεση πλέγματος, εξαρτάται από τη μέθοδο διακριτοποίησης που έχει επιλεγεί. Οι τύποι πλέγματος και άρα οι μέθοδοι γένεσης αυτών χωρίζονται σε δύο βασικές κατηγορίες, τα δομημένα και τα μη δομημένα πλέγματα (Formaggia 2009).

Τα δομημένα πλέγματα συνήθως έχουν να κάνουν με αριθμητικές προσεγγίσεις πεπερασμένων διαφορών. Οι κόμβοι αυτών των πλεγμάτων ακολουθούν ένα επαναλαμβανόμενο μοτίβο όπου κάθε εσωτερικός κόμβος είναι πάντα συνδεδεμένος με ένα συγκεκριμένο αριθμό γειτονικών κόμβων, όπως φαίνεται στην Εικόνα 20a. Η παρουσία αυτού του μοτίβου σημαίνει ότι οι δομές δεδομένων που απαιτούνται για την αναπαράσταση είναι τετριμμένες και οι γειτονικοί κόμβοι μπορούν εύκολα να αναγνωρίζονται με κάποια κατάλληλη αρίθμηση των κόμβων που ακολουθούν αυτό το μοτίβο.

Αντίθετα, τα μη δομημένα πλέγματα δεν εμφανίζουν κάποιο μοτίβο και ο αριθμός των γειτονικών κόμβων σε ένα κόμβο αλλάζει από κόμβο σε κόμβο. Ένα παράδειγμα φαίνεται στην εικόνα 20b. Τα δεδομένα που απαιτούνται για την αναπαράσταση μη δομημένων πλεγμάτων εμπλέκονται περισσότερο, μιας και ζητείται η αποθήκευση επιπλέον πληροφορίας για την αναγνώριση των γειτονικών κόμβων κάθε κόμβου μέσα στο πλέγμα. Σε αυτά τα πλέγματα εφαρμόζονται συχνότερα οι τεχνικές πεπερασμένων διαφορών και πεπερασμένων όγκων για την αριθμητική προσομοίωση.



Εικόνα 20 Διακριτοποίηση του υπολογιστικού χωρίου σε δομημένο και μη δομημένο πλέγμα

Η δομή του πλέγματος επηρεάζει την απόδοση των αριθμητικών αλγορίθμων για την επίλυση των μερικών διαφορικών εξισώσεων. Οι γειτονικές τιμές που απαιτούνται για την κατασκευή της αριθμητικής προσέγγισης σε έναν κόμβο δομημένου πλέγματος μπορούν εύκολα να ταυτοποιηθούν με την απευθείας αναφορά στην σειρά αποθήκευσης των μεταβλητών. Μια παρόμοια δομή ενός μη δομημένου πλέγματος απαιτεί την χρήση μιας συνδετικής σειράς που θα αναγνωρίζει τους κόμβους που γειτνιάζουν με ένα συγκεκριμένο κόμβο. Η εφαρμογή απαιτεί έμμεση αναφορά της σειράς των μεταβλητών. Αυτό οδηγεί σε

σημαντικά αυξημένο υπολογιστικό κόστος στη περίπτωση του μη δομημένου πλέγματος. Παρόλα αυτά το δομημένο πλέγμα έχει δυσκολίες στην κατασκευή του στη περίπτωση δύσκολων σχημάτων.

Έτσι χάρη στην ευρεία εφαρμοσιμότητα τους, που επιτρέπει την εξέταση όλο και πιο πολύπλοκων σχημάτων, ενώ παράλληλα παρουσιάζουν και ευκολίες στην αυτοματοποιημένη γένεση τους, τα μη δομημένα πλέγματα έχουν κερδίσει στο χώρο των εμπορικών πακέτων αριθμητικής μοντελοποίησης. Παρακάτω θα παρουσιασθούν οι βασικοί μέθοδοι για τη γένεση τόσο δομημένων όσο και μη δομημένων πλεγμάτων (Γιαννάκογλου 1999), θα δοθεί όμως μεγαλύτερη βαρύτητα στα μη δομημένα πλέγματα μιας και η μοντελοποίηση του προβλήματος μας βασίζεται σε αυτά.

2.7.1 ΓΕΝΕΣΗ ΔΟΜΗΜΕΝΩΝ ΠΛΕΓΜΑΤΩΝ

Για τη γένεση υπολογιστικών πλεγμάτων που είναι προσαρμοσμένα στα όρια ενός διδιάστατου ή τρισδιάστατου χωρίου (οριόδετα δομημένα πλέγματα) χρησιμοποιούνται συνήθως αριθμητικές μέθοδοι, οι περισσότερες από τις οποίες μπορούν να καταταχθούν στις παρακάτω τρεις κατηγορίες:

- (α) Μέθοδοι που στηρίζονται στο Σύμμορφο Μετασχηματισμό
- (β) Αλγεβρικές Μέθοδοι
- (γ) Μέθοδοι που στηρίζονται στην επίλυση μερικών διαφορικών εξισώσεων

(α) Η γένεση διδιάστατων οριόδετων πλεγμάτων με τη Μέθοδο του Σύμμορφου Μετασχηματισμού (Conformal Mapping) αποτελεί ενδεδειγμένη λύση για εκείνες τις περιπτώσεις που δεν επιβάλλεται αυστηρά η διατήρηση μιάς δεδομένης κατανομής οριακών σημείων, αλλά διατηρούμε τη δυνατότητα να τα τοποθετήσουμε σχετικά αυθαίρετα πάνω στο όριο.

Μαθηματικά η μέθοδος συνίσταται στην εύρεση εκείνης της μιγαδικής συνάρτησης που απεικονίζει σύμμορφα το όριο του πραγματικού χωρίου στο ευθύγραμμο όριο ενός ορθογωνικού πολυγώνου. Στη συνέχεια, χρησιμοποιώντας τη συνάρτηση της απεικόνισης που

υπολογίστηκε, υπολογίζονται τα εσωτερικά σημεία του πραγματικού χωρίου που αντιστοιχούν στους κόμβους του ορθογωνικού πλέγματος.

Οι πολύπλοκες διδιάστατες γεωμετρίες συνηθίζεται να αντιμετωπίζονται με την αλληλουχία απλών σύμμορφων μετασχηματισμών. Επιλεκτική συγκέντρωση πλεγματικών γραμμών σε κάποιες περιοχές του πεδίου ροής επιτυγχάνεται με τη διαδοχή του σύμμορφου μετασχηματισμού από έναν παραμορφωτικό (stretching) μηχανισμό που διατηρεί την ορθογωνιότητα του πλέγματος, όχι όμως το σύμμορφο της απεικόνισης.

(β) Η γένεση οριόδετων αριθμητικών πλεγμάτων με χρήση Αλγεβρικών Μεθόδων στηρίζεται ουσιαστικά στην παρεμβολή σημείων στο εσωτερικό του χωρίου με βάση μία δεδομένη κατανομή σημείων στην οριακή γραμμή. Πλεονέκτημα είναι η μεγάλη ταχύτητα με την οποία δημιουργείται το πλέγμα. Μειονέκτημα αποτελεί η έλλειψη εξομαλυντικών μηχανισμών για να εμποδίσουν τη μεταφορά στο εσωτερικό του χωρίου ενδεχόμενων ανωμαλιών της οριακής κατανομής σημείων.

Συχνά, απλές αλγεβρικές μέθοδοι, όπως για παράδειγμα η γραμμική παρεμβολή, χρησιμοποιούνται για την κατασκευή του εναρκτήριου πλέγματος από το οποίο ξεκινά η λύση των μερικών διαφορικών εξισώσεων που θα υπολογίσουν την τελική μορφή του πλέγματος.

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

κανείς να αυξήσει τη συγκέντρωση των πλεγματικών γραμμών σε προεπιλεγμένες περιοχές ή να κανονίσει την ορθογωνιότητα των πλεγματικών γραμμών.

Τελειώνοντας την ενότητα αυτή, δίνονται λίγα στοιχεία γύρω από τις δύο σπουδαιότερες απαιτήσεις που έχουμε κατά την κατασκευή πλεγμάτων:

(α) Η ορθογωνιότητα είναι γενικά στοιχείο αν όχι απαραίτητο, τουλάχιστο πολύ επιθυμητό. Θα αναφέρουμε τρεις λόγους που συνηγορούν σ'αυτό. Καταρχή οι μετασχηματισμένες εξισώσεις απλοποιούνται σημαντικά όταν, λόγω της ορθογωνιότητας, μηδενίσουμε τους μη διαγώνιους όρους του μετρικού ταυστή g_{ij} . Δεύτερο, όταν για την επίλυση χρησιμοποιούνται αριθμητικά σχήματα που στηρίζονται σε προσεγγιστικές παραγοντοποιήσεις, τότε τα ορθογώνια πλέγματα συνήθως επιταχύνουν τη σύγκλιση, αφού οι όροι που παραλήφθησαν κατά την παραγοντοποίηση είναι όντως μηδενικοί. Τέλος, η χρήση περιοδικών ορίων (όπου η καθετότητα εξασφαλίζει και τη συνέχεια των πλεγματικών γραμμών περνώντας από ένα χωρίο στο γειτονικό του) ή η χρήση αλγεβρικών μοντέλων τύρβης σε προβλήματα ροής που επιλύονται στο πλέγμα που δημιουργείται (το μοντέλο Baldwin-Lomax, που είναι ένα από τα περισσότερο χρησιμοποιούμενα, στηρίζεται κυρίως στην κάθετη απόσταση από τα τοιχώματα) διευκολύνονται σημαντικά από την κατασκευή και χρήση ορθογώνιων πλεγμάτων.

(β) Η δυνατότητα συγκέντρωσης πλεγματικών γραμμών σε περιοχές υψηλών κλίσεων των προς επίλυση μεγεθών (λ.χ. σε προβλήματα ροής, κοντά στα κρουστικά κύματα ή κοντά στα τοιχώματα αν η ροή είναι συνεκτική) αποτελεί αναγκαίο στοιχείο κάθε καλού κώδικα γένεσης αριθμητικού πλέγματος.

2.7.2 ΓΕΝΕΣΗ ΜΗ-ΔΟΜΗΜΕΝΩΝ ΠΛΕΓΜΑΤΩΝ

Για τη χωρική διακριτοποίηση πολύπλοκων γεωμετριών (σε προβλήματα ροής ή προβλήματα υπολογισμού καταπονήσεων), τα μη-δομημένα πλέγματα προσφέρουν ένα σημαντικό πλεονέκτημα, αυτό της ευελιξίας. Από την άλλη πλευρά όμως, αναγκάζουν το χρήστη τους να προγραμματίσει και να υιοθετήσει μια πολύπλοκη δομή δεδομένων για τη διαχείρισή τους.

Η γένεση μη-δομημένων πλεγμάτων μπορεί να υλοποιηθεί με διάφορους τρόπους με αφετηρία διαφορετικά αρχικά δεδομένα. Για παράδειγμα, η δημιουργία ενός τέτοιου πλέγματος που περιλαμβάνει λ.χ. τριγωνικά στοιχεία μπορεί να γίνει με αρχικό δεδομένο μόνο

το περίγραμμα του ορίου (διακριτοποιημένο σημείο-προς-σημείο). Εναλλακτική κατάσταση αφετηρίας θα μπορούσε να είναι όχι μόνο το διακριτοποιημένο όριο αλλά και ένα νέφος σημείων στο εσωτερικό του. Στην περίπτωση αυτή, το πλέγμα που θα δημιουργηθεί μπορεί να περιέχει όλα ή μέρος από τα σημεία αυτά ή/ και ενδεχόμενα θα χρειαστεί να προστεθούν ορισμένα νέα σημεία. Η ανάλυση θα περιοριστεί στη γένεση διδιάστατων μη-δομημένων πλεγμάτων με τριγωνικά στοιχεία (ή "τριγωνοποίηση", triangulation, του χωρίου είναι ένας δόκιμος όρος για την περίπτωση αυτή) και θα σχολιαστούν σύντομα τρισδιάστατα πλέγματα με τετραεδρικά στοιχεία. Οι περισσότερες από τις υπάρχουσες μεθόδους γένεσης μη-δομημένων πλεγμάτων τριγωνικών στοιχείων ανήκουν σε μια από τις δύο παρακάτω κατηγορίες: την τριγωνοποίηση κατά Delaunay (Delaunay triangulation) και τη Μέθοδο του Προελαύνοντος Μετώπου (Advancing Front Method).

2.7.2.1 Η Κατά Delaunay Τριγωνοποίηση

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

πλέγματα επεκτείνονται και στις τρεις διαστάσεις, όπου σχηματίζονται τετράεδρα αντί τρίγωνα, ενώ οι κόμβοι του διαγράμματος Voronoi αποτελούν τα κέντρα περιγεγραμμένων σφαιρών σε κάθε τετράεδρο.

Η τριγωνοποίηση κατά Delaunay μπορεί να γίνει με πολλούς τρόπους. Εν τούτοις, από την πλευρά της συνολικής προσπάθειας που απαιτεί μια πλήρης τριγωνοποίηση ενός χωρίου, η δημιουργία των τριγώνων αποτελεί μόνο το ένα τρίτο της συνολικής εργασίας. Οι άλλες δύο πτυχές του προβλήματος είναι το πως θα σχηματισθεί το νέφος των σημείων - κόμβων (που θα ενωθούν για να σχηματίσουν τα τρίγωνα) αλλά και το πως θα εξασφαλισθεί η ακεραιότητα του ορίου (boundary integrity).

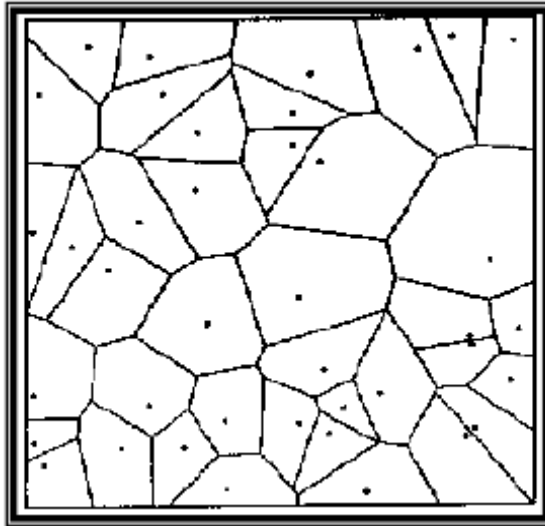
Ιστορικά, οι πρώτες προσπάθειες για τη δημιουργία του νέφους των σημείων που στη συνέχεια θα υποστήριζε τη δημιουργία τριγώνων κατά Delaunay βασίζονταν κυρίως στη γένεση δομημένων πλεγμάτων. Συνήθως, η περιοχή στην οποία έπρεπε να δημιουργηθεί το πλέγμα χωριζόταν σε υποπεριοχές, κάθε μία από τις οποίες διακριτοποιούνταν με ένα τοπικό δομημένο πλέγμα. Από τα πολλαπλά δομημένα πλέγματα (multi-block structured grids) αποθηκεύονταν μόνο τα σημεία, τα οποία στη συνέχεια μπορούσαν να τριγωνοποιηθούν κατά Delaunay. Τα πολλαπλά δομημένα πλέγματα μπορούσαν να είναι αλληλοκαλυπτόμενα, με την παρατήρηση ότι ορισμένα από τα σημεία ίσως χρειαστεί να διαγραφούν κατά την τριγωνοποίηση.

Σε μεταγενέστερες φάσεις δημιουργήθηκαν και βρήκαν ευρεία εφαρμογή μέθοδοι αυτόματης δημιουργίας σημείων στο επίπεδο ή το χώρο. Δημοφιλείς τεχνικές σ' αυτή την κατεύθυνση ήταν μέθοδοι αναδρομικών διχοτομήσεων του χωρίου (quadtree, octree subdivision of the domain). Εναλλακτικά, μπορεί η δημιουργία σημείων να γίνεται κατά τη φάση της τριγωνοποίησης. Με δεδομένα μόνο τα σημεία διακριτοποίησης του ορίου, αυτά ενώνονται ώστε να σχηματισθεί μια πρώτη τριγωνοποίηση του χωρίου. Κάθε ένα από αυτά τα τρίγωνα ελέγχεται ως προς τα κριτήρια ποιότητας για το τριγωνικό πλέγμα που έχουμε δεχθεί. Σε όσα τρίγωνα δεν ικανοποιείται το κριτήριο αυτό (και είναι σίγουρο ότι σχεδόν όλα τα τρίγωνα που θα σχηματισθούν χρησιμοποιώντας μόνο οριακούς κόμβους θα αποτυγχάνουν να ικανοποιήσουν κάθε κριτήριο ποιότητας) εισάγεται ένα νέο σημείο σε τρόπο που να βελτιώνει την ποιότητα της τριγωνοποίησης. Η διαδικασία αυτή συνεχίζεται μέχρις ότου κάθε τρίγωνο στο πλέγμα να ικανοποιεί τα κριτήρια ποιότητας. Η διαδικασία αυτή είναι ιδιαίτερα ευέλικτη, επεκτείνεται εύκολα σε τριδιάστατα χωρία και (αν εφαρμοστεί προσεκτικά) δίνει γενικά πλέγματα πολύ καλής ποιότητας. Είναι δε δυνατό να συνδυαστεί με μια τεχνική τριγωνοποίησης κατά Delaunay, δίνοντας τελικά πλέγματα υψηλής ποιότητας.

Όπως αναφέρθηκε και προηγούμενα, σημαντικό στοιχείο της τριγωνοποίησης κατά Delaunay είναι η εξασφάλιση της ακεραιότητας του ορίου. Με δεδομένο ένα σύνολο σημείων που τριγωνοποιήθηκε κατά Delaunay, η διαδικασία δημιουργίας ακμών και τριγώνων δεν εξασφαλίζει από μόνη της ότι οι οριακές ακμές (ή τα οριακά τρίγωνα, αν το χωρίο είναι τρισδιάστατο) θα αντιστοιχούν ακριβώς στο όριο του χωρίου. Η ακεραιότητα του ορίου μπορεί λ.χ. να εξασφαλισθεί με τη γενικευμένη τριγωνοποίηση κατά Delaunay (generalized Delaunay triangulation), όπου οι αρχές της τριγωνοποίησης κατά Delaunay παύουν να υφίστανται κοντά στα όρια. Εναλλακτικά, ή σε συνδυασμό με τη γενικευμένη τεχνική, μπορεί να επιβληθεί ένας σκελετός σημείων και τριγώνων δίπλα στο όριο, για να αποφευχθεί η παραβίαση του φυσικού ορίου από ακμές ή τρίγωνα που μπορεί να το τέμνουν.

Η ΚΑΤΑ DELAUNAY ΤΡΙΓΩΝΟΠΟΙΗΣΗ – ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ

Στην πράξη, η κατά Delaunay τριγωνοποίηση 2-Δ χωρίων αποτελεί μια πολύ αποδοτική και ευρύτατα χρησιμοποιούμενη μέθοδο γένεσης μη-δομημένων πλεγμάτων με τριγωνικά στοιχεία. Στο κεφάλαιο αυτό θα παρουσιασθούν οι βασικές ιδιότητες της κατά Delaunay τριγωνοποίησης, που εκμεταλλεύονται γεωμετρικές ιδιότητες που απορρέουν από τον ορισμό των περιοχών Dirichlet ή του διαγράμματος Voronoi για ένα νέφος σημείων στο επίπεδο. Στην Εικόνα 2 φαίνεται λ.χ. το διάγραμμα Voronoi σε ένα τετραγωνικό χωρίου όπου υπάρχει ένα νέφος από 40 τυχαία τοποθετημένα σημεία. Η κατά Delaunay τριγωνοποίηση του ίδιου χωρίου με το ίδιο νέφος σημείων θα αποτελέσει το δυαδικό σχηματισμό του διαγράμματος Voronoi που παρουσιάζεται στην Εικόνα 21. Πρακτικά, τα τρίγωνα θα προκύψουν συνδέοντας με μια ακμή κάθε ζεύγος σημείων του νέφους των οποίων οι περιοχές Dirichlet (στο διάγραμμα Voronoi) μοιράζονται μια ακμή στο όριό τους. Στη γενική περίπτωση που δεν θα βρεθούν περισσότερα από τρία σημεία που να ανήκουν στον ίδιο κύκλο, τότε οι κορυφές του διαγράμματος Voronoi είναι τα κέντρα των περιγεγραμμένων κύκλων των τριγώνων. Αυτό αποδεικνύεται άμεσα, λαμβάνοντας υπόψη ότι οι κορυφές του διαγράμματος Voronoi σχηματίζονται από τις μεσοκάθετες στις πλευρές των τριγώνων, άρα ισαπέχουν από τις κορυφές των τριγώνων που είναι σημεία του νέφους. Αγνοώντας οτιδήποτε συμβαίνει στην περιοχή του ορίου, οι ακμές του διαγράμματος Voronoi είναι σε αντιστοιχία (μια-προς-μια) με τις ακμές της κατά Delaunay τριγωνοποίησης. Αφού οι ακμές του διαγράμματος Voronoi αποτελούν το γεωμετρικό τόπο των σημείων που ισαπέχουν από δύο κόμβους του πλέγματος,

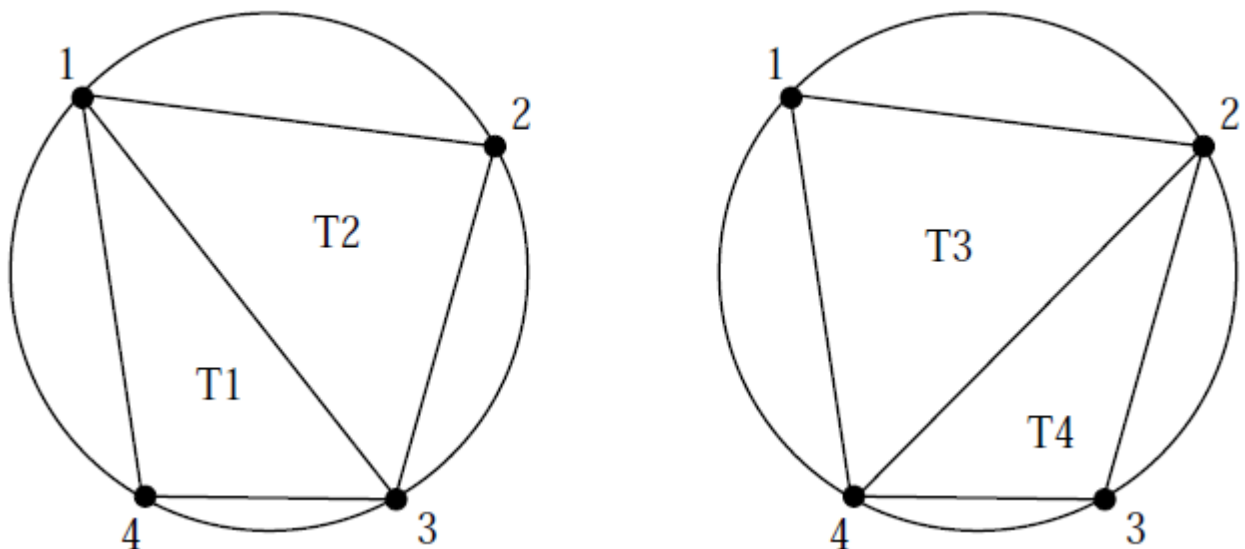


Εικόνα 21 Διάγραμμα Voronoi σε απλό χωρίο με 40 σημεία

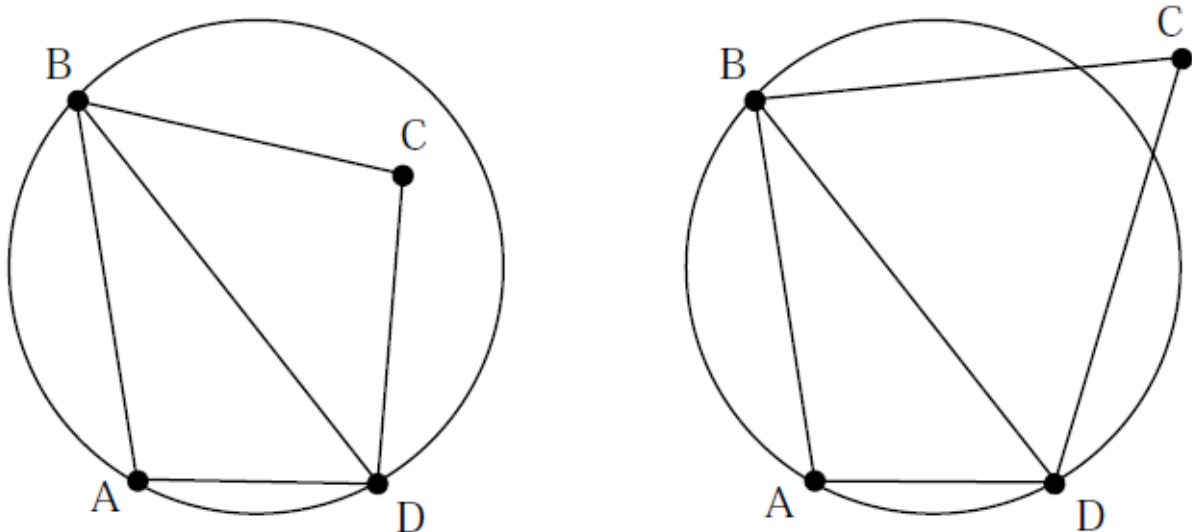
κάθε ακμή του διαγράμματος Voronoi είναι κάθετη στην αντίστοιχη ακμή της τριγωνοποίησης κατά Delaunay. Η δυαδικότητα αυτή επεκτείνεται και στα τρισδιάστατα μη-δομημένα πλέγματα με άμεσο τρόπο.

Η κατά Delaunay τριγωνοποίηση χαρακτηρίζεται από ορισμένες ιδιότητες που η ικανοποίηση τους έχει ιδιαίτερα μεγάλη σημασία κατά τη γένεση μη-δομημένων πλεγμάτων. Δυστυχώς όμως, όλες οι ιδιότητες του 2-Δ προβλήματος (γένεση τριγώνων) δεν επεκτείνονται αναγκαστικά στο 3-Δ πρόβλημα (γένεση τετραέδρων). Παρακάτω θα αναφερθούν σε συντομία οι πιο σημαντικές ιδιότητες της 2-Δ κατά Delaunay τριγωνοποίησης.

1. Μοναδικότητα (Uniqueness): Η κατά Delaunay τριγωνοποίηση είναι μοναδική. Αυτό σημαίνει ότι δεν επιτρέπεται να υπάρχουν δύο τρίγωνα σε επαφή με μια κοινή πλευρά



Εικόνα 22 Δύο διαφορετικές λύσεις για τη διάσπαση τετραπλεύρου με τις 4 κορυφές του επί περιφέρειας κύκλου



Εικόνα 23 Κριτήριο περιγεγραμμένου κύκλου

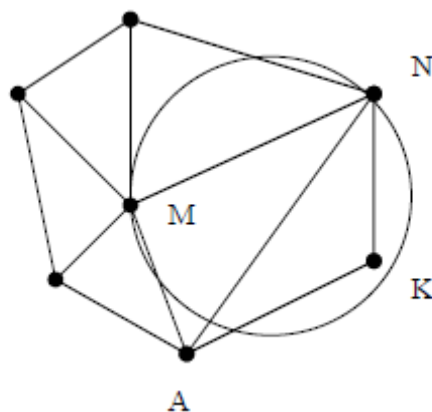
τους που να έχουν τον ίδιο περιγεγραμμένο κύκλο. Όπως φαίνεται στην Εικόνα 22, μια τέτοια περίπτωση θα επέτρεπε δύο διαφορετικές αλλά ισοδύναμες λύσεις, ανάλογα με τη διαγώνιο που θα επιλέξουμε να φέρουμε στο εγγεγραμμένο τετράπλευρο. Η μοναδικότητα απορρέει από τη μοναδικότητα της ψηφιοποίησης κατά Delaunay.

2. Το κριτήριο του Περιγεγραμμένου Κύκλου (The Circumcircle Criterion): η τριγωνοποίηση σε ένα νέφος $N \geq 2$ σημείων θα ονομάζεται κατά Delaunay αν και μόνο αν ο περιγεγραμμένος κύκλος σε οποιοδήποτε από τα τρίγωνα που θα προκύψουν δεν περιέχει κανένα άλλο από τα N σημεία. Η περίπτωση του να περιέχεται κάποιο κομβικό σημείο στον περιγεγραμμένο κύκλο θα σήμαινε ότι οι περιοχές του διαγράμματος Voronoi δεν θα ήταν (τοπικά) κυρτές και συνεπώς θα είχαμε μη-κανονική ψηφιοποίηση κατά Dirichlet. Η Εικόνα 23 δείχνει δύο χαρακτηριστικές περιπτώσεις, μια που ικανοποιείται και μια που δεν ικανοποιείται το παραπάνω κριτήριο. Πρακτικά, ο έλεγχος του αν το σημείο Δ ανήκει στο εσωτερικό του περιγεγραμμένου κύκλου του τριγώνου $AB\Gamma$ πραγματοποιείται ελέγχοντας αν το άθροισμα των γωνιών $BA\Gamma$ και $\Gamma\Delta B$ είναι μεγαλύτερο των 180° . Στην περίπτωση που δεν ικανοποιείται το κριτήριο του περιγεγραμμένου κύκλου, η λύση-διόρθωση είναι απλή. Προτείνεται η αλλαγή διαγωνίων κατά την τριγωνοποίηση του τετραπλεύρου $AB\Gamma\Delta$. Αποδεικνύεται η αλλαγή διαγωνίων (diagonal swapping, χρησιμοποίηση της διαγωνίου $A\Delta$ αντί της $B\Gamma$, άρα ορισμός των τριγώνων $A\Gamma\Delta$ και $A\Delta B$, αντί των $AB\Gamma$ και $B\Gamma\Delta$) δίνει δύο νέα τρίγωνα που ικανοποιούν το κριτήριο του περιγεγραμμένου κύκλου.

3. **Η ιδιότητα του Κύκλου περί την Ακμή (Edge Circle Property):** Μια τριγωνοποίηση ενός νέφους σημείων είναι Delaunay αν και μόνο αν, για κάθε ακμή του πλέγματος, υπάρχει ένας τουλάχιστον κύκλος που να διέρχεται από τα σημεία-άκρα της, ο οποίος να μην περιέχει κανένα άλλο σημείο-κόμβο του πλέγματος. Η ιδιότητα αυτή είναι χρήσιμη γιατί, επιπλέον, καθορίζει ένα μηχανισμό υλοποίησης της λεγόμενης κατά Delaunay τριγωνοποίησης με περιορισμούς ακμών (constrained Delaunay triangulation). Σ' αυτή, εκτός από το νέφος σημείων ο χρήστης επιθυμεί να καθορίσει ορισμένες ακμές οι οποίες θα αποτελέσουν a priori ακμές του πλέγματος που θα σχηματισθεί). Η κατά Delaunay τριγωνοποίηση με περιορισμούς ακμών απαιτεί για κάθε ακμή του πλέγματος να υπάρχει ένας κύκλος που να διέρχεται από τα σημεία-άκρα της που να μην περιέχει κανένα άλλο σημείο-κόμβο της τριγωνοποίησης που να είναι ορατό από την ακμή αυτή. Για παράδειγμα, στην Εικόνα 24, ο κόμβος K δεν είναι ορατός από την ακμή MN, λόγω της ακμής υπό περιορισμό AN.

4. **Η ιδιότητα Ίσων Γωνιών (Equiangularity property) :** Η τριγωνοποίηση κατά Delaunay μεγιστοποιεί την ελάχιστη γωνία που θα προκύψει στα σχηματιζόμενα τρίγωνα. Για το λόγο αυτό, η κατά Delaunay τριγωνοποίηση ονομάζεται και MaxMin Triangulation. Επιπλέον, η ίδια ιδιότητα διέπει τις γωνίες του τετραπλεύρου που σχηματίζει κάθε ζεύγος γειτονικών τριγώνων με μια κοινή ακμή.

5. **Η Ιδιότητα του Ελάχιστου Κύκλου που Περιέχει το Τρίγωνο (Minimum Containment Circle):** Ο κύκλος που περιέχει ένα τρίγωνο ορίζεται στην Εικόνα 25 Για ένα οξυγώνιο ή ορθογώνιο τρίγωνο συμπίπτει με τον περιγεγραμμένο κύκλο του τριγώνου. Για ένα αμβλυγώνιο τρίγωνο, ο κύκλος αυτός φέρεται με διάμετρο τη μεγαλύτερη πλευρά του τριγώνου και προφανώς η κορυφή που αντιστοιχεί στην αμβλεία γωνία είναι στο εσωτερικό



Εικόνα 24 Ιδιότητες του κύκλου ακμής MN

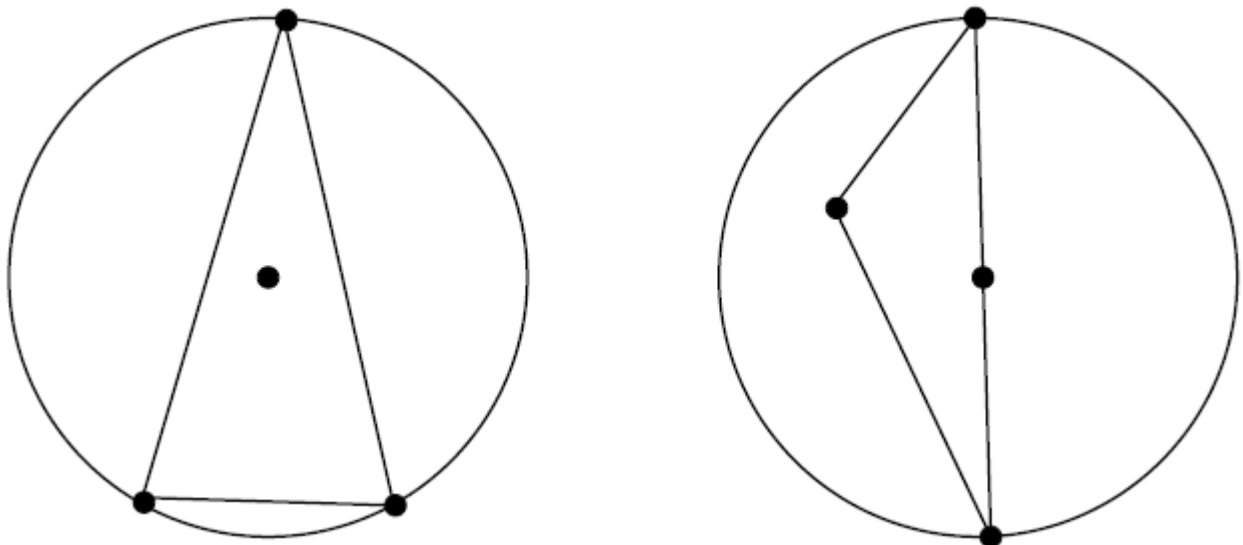
του κύκλου. Η κατά Delaunay τριγωνοποίηση ελαχιστοποιεί το μέγιστο κύκλο που περιέχει τα τρίγωνα, για ολόκληρη την τριγωνοποίηση.

6. Η Ιδιότητα του Πλησιέστερου Γείτονα (Nearest Neighbor property): Μια ακμή που σχηματίζεται ενώνοντας μια κορυφή με την πλησιέστερη γειτονική κορυφή είναι ακμή της κατά Delaunay τριγωνοποίησης. Πρέπει όμως να επισημανθεί ότι οι ακμές που σχηματίζονται με τον τρόπο αυτό δεν αποτελούν παρά μόνο ένα μέρος των ακμών που θα δώσει τελικά η κατά Delaunay τριγωνοποίηση.

7. Ελάχιστη Τραχύτητα (Minimum Roughness): Η κατά Delaunay τριγωνοποίηση δημιουργεί την ελάχιστη τραχύτητα για ένα σύνολο αυθαίρετων δεδομένων που έχουν αντιστοιχηθεί με τις ακμές του πλέγματος. Έστω λ.χ. ότι σε κάθε κόμβο i του μη-δομημένου πλέγματος έχει δοθεί η αυθαίρετη τιμή f_i . Στη συνέχεια οι κόμβοι αυτοί συνδέονται μεταξύ τους με ακμές και δημιουργείται η τριγωνοποίηση κατά Delaunay. Αποδεικνύεται ότι η τραχύτητα της τριγωνοποίησης, υπολογισμένη κατά Sobolev ως

$$\iint \left[\left(\frac{\partial f}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y} \right)^2 \right] dx dy \quad \text{Εξίσωση 2}$$

είναι ελάχιστη όταν η τριγωνοποίηση είναι κατά Delaunay, σε σχέση με κάθε δυνατή τριγωνοποίηση.



Εικόνα 25 Ιδιότητες ελάχιστου κύκλου

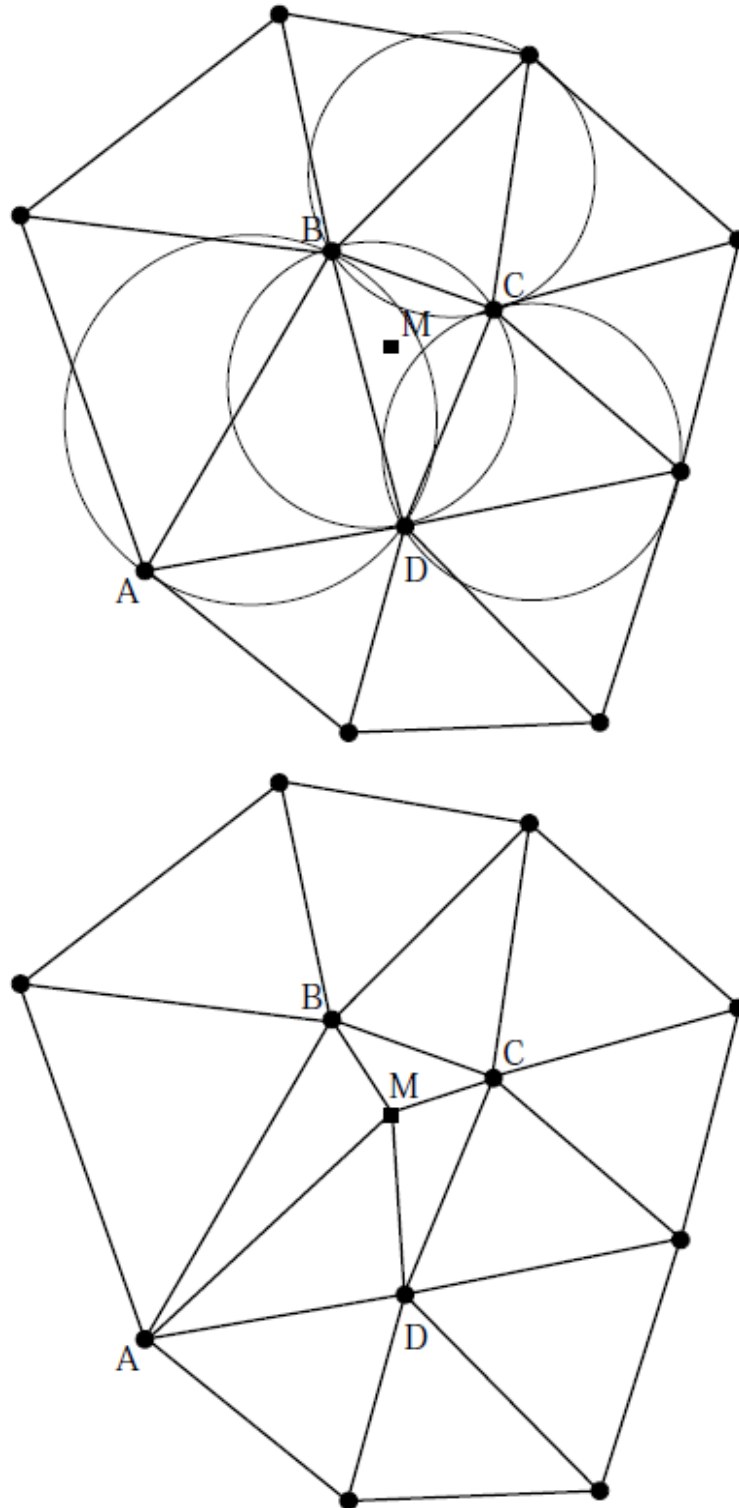
ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΙ ΤΗΣ ΚΑΤΑ DELAUNAY ΤΡΙΓΩΝΟΠΟΙΗΣΗΣ

Στη βιβλιογραφία έχει εμφανισθεί ένας μεγάλος αριθμός διαφορετικών αλγόριθμων που πραγματοποιούν κατά Delaunay τριγωνοποίηση σε επίπεδα χωρία. Μια κατηγορία μεθόδων που χρησιμοποιούνται αρκετά στην πράξη είναι οι Αλγόριθμοι Βηματικής Εισαγωγής (Incremental Insertion Algorithms). Στην κατηγορία αυτή ανήκουν αλγόριθμοι όπως είναι του Bowyer, του Watson, του Gree-Sibson κλπ. καθώς και αρκετές τροποποιήσεις-βελτιώσεις τους.

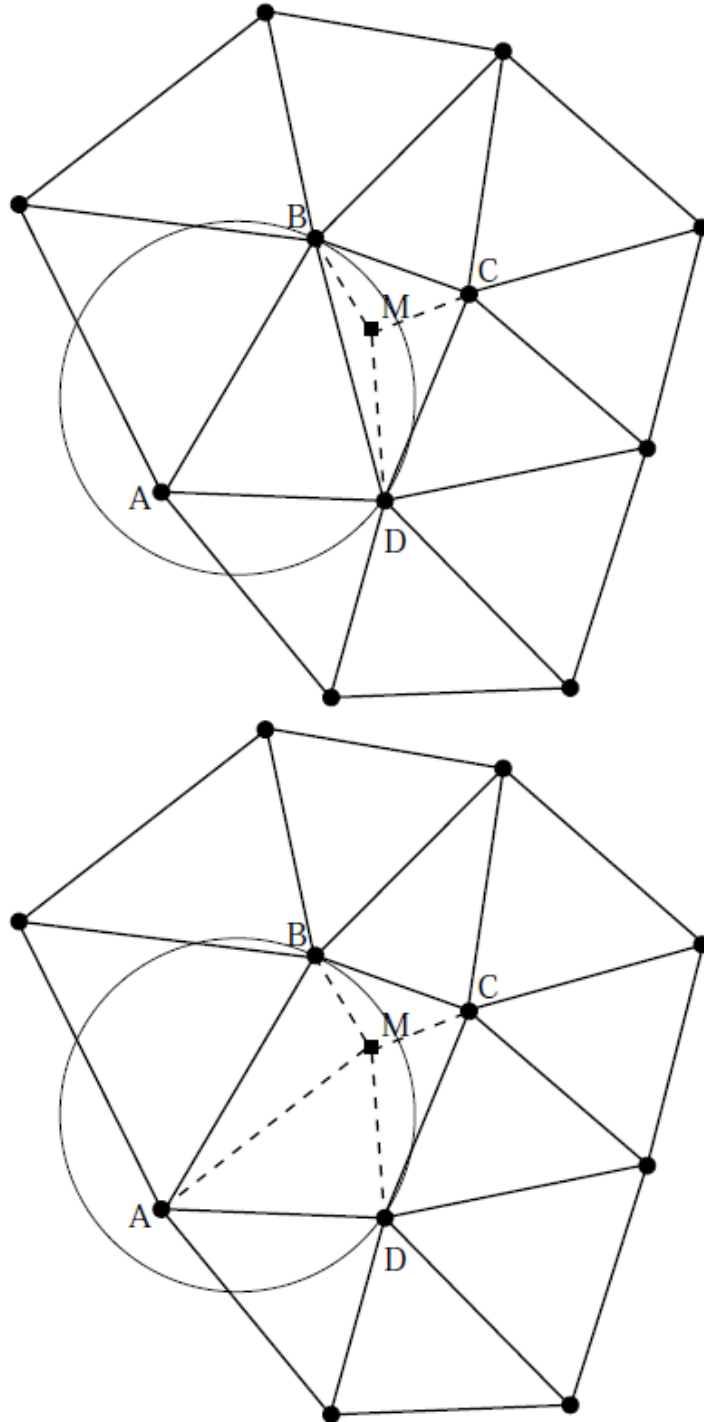
Ο αλγόριθμος του Watson είναι εύκολο να παρουσιασθεί αν επικεντρωθούμε σε ένα επιμέρους πρόβλημά του, η επαναληπτική λύση-εφαρμογή του οποίου καθορίζει και τη διαμόρφωση του τελικού πλέγματος τριγωνικών στοιχείων. Το πρόβλημα θα αναλυθεί θεωρώντας ότι έχουμε ήδη μια (όχι τελική) κατά Delaunay τριγωνοποίηση ενός χωρίου, την οποία θέλουμε να εμπλουτίσουμε με νέα τρίγωνα και νέα σημεία. Έστω δε ότι με ένα τυχαίο τρόπο δημιουργείται ένα νέο σημείο M μέσα στο υπάρχον πλέγμα. Το πως θα δημιουργηθεί αυτό το νέο σημείο είναι δευτερεύουσας σημασίας, αφού υπάρχουν αρκετοί τρόποι για να γίνει κάτι τέτοιο. Στη γενική περίπτωση, το σημείο αυτό θα κείται στο εσωτερικό ενός τριγώνου (BCD) του τρέχοντος πλέγματος, το οποίο στη συνέχεια θα αποκαλείται ριζικό (root) τρίγωνο για το σημείο M . Ξεκινώντας από το ριζικό τρίγωνο του M , εντοπίζουμε κάθε άλλο τρίγωνο του τρέχοντος πλέγματος, του οποίου ο περιγεγραμμένος κύκλος περιέχει το σημείο M . Είναι προφανές ότι η αναζήτηση αυτών των τριγώνων πρέπει να γίνει με έναν έξυπνο και οικονομικό τρόπο. Ούτως ή άλλως, το ριζικό τρίγωνο έχει πάντα την ιδιότητα ο περιγεγραμμένος κύκλος του να περιέχει το M . Τα αμέσως επόμενα τρίγωνα που είναι πιθανό να πληρούν την ιδιότητα αυτή είναι τα (τρία, στη γενική περίπτωση) τρίγωνα που είναι σε άμεση επαφή με το ριζικό. Ενδεχόμενα και τα γειτονικά αυτών, αλλά η αναζήτηση μπορεί να σταματήσει όταν σε μια οικογένεια γειτόνων κανένα τρίγωνο δεν ικανοποιεί την ιδιότητα αυτή.

Μόλις εντοπιστούν όλα τα τρίγωνα με την παραπάνω ιδιότητα (εδώ τα BCD, ABD), αυτά απαλείφονται από το τρέχον πλέγμα και έτσι αποκαλύπτεται ένα κλειστό πολύγωνο που περιβάλλει το M , έτσι ώστε κάθε πλευρά του πολυγώνου να είναι ορατή από το M . Το επόμενο βήμα είναι η τριγωνοποίηση του πολυγώνου αυτού (Εικόνα 26). Η τριγωνοποίηση γίνεται με τον πιο ευθύ τρόπο, ενώνοντας ακμές του πολυγώνου με το σημείο M και σχηματίζοντας τόσα τρίγωνα όσες είναι και οι ακμές του πολυγώνου. Τα τρίγωνα αυτά διατηρούν τις ιδιότητες της κατά Delaunay τριγωνοποίησης και τοποθετούνται στη βάση καταχώρησης των στοιχείων του πλέγματος. Η βάση αυτή ανανεώνεται αφού διαγράφονται τρίγωνα και ακμές, προστίθενται

νέα τρίγωνα και νέες ακμές μαζί με το νέο σημείο M. Στο σημείο αυτό ολοκληρώνεται ένας πλήρης κύκλος της βηματικής εισαγωγής (σημείου, ακμών και τριγώνων) κατά Watson, ο δε αλγόριθμος συνεχίζει επιλέγοντας ένα νέο σημείο και συνεχίζοντας την ίδια διαδικασία εμπλουτισμού του τρέχοντος πλέγματος.



Εικόνα 26 Αλγόριθμος βηματικής εισαγωγής Watson



Εικόνα 27 Αλγόριθμος Εισαγωγής Green Sibson

Ο αλγόριθμος βηματικής εισαγωγής κατά Green και Sibson μοιάζει πολύ με τον αλγόριθμο του Watson που περιγράψαμε προηγούμενα. Η βασική του διαφορά έγκειται στο ότι χρησιμοποιείται η τοπική εναλλαγή διαγωνίων (local edge swapping) για να ανανεωθεί η τριγωνοποίηση. Όπως και στον αλγόριθμο του Watson, ένα νέο σημείο M προστίθεται στην

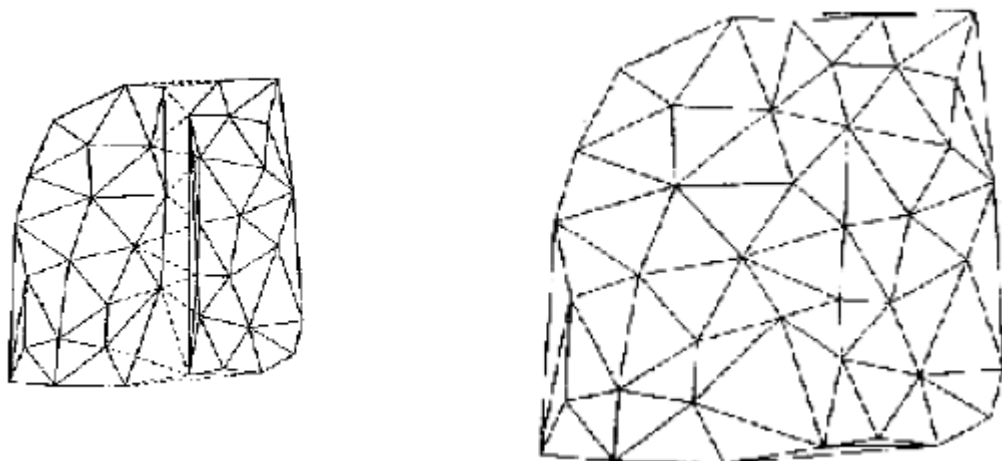
τρέχουσα τριγωνοποίηση. Αμέσως μετά την εισαγωγή του σημείου εντοπίζεται το τρίγωνο που περιέχει το νέο σημείο M . Ας είναι BCD αυτό το τρίγωνο, Εικόνα 27. Σχηματίζονται προσωρινά τρία νέα τρίγωνα, τα BDM , DCM , BCM με διάθεση να αντικαταστήσουν το BCD στη βάση καταχώρησης αν και εφόσον το έτσι χρησιμοποιούμενο πλέγμα έχει τις ιδιότητες της κατά Delaunay τριγωνοποίησης. Ειδικά αν ο κόμβος M βρεθεί να ανήκει στην ακμή που χωρίζει δυο τρίγωνα του τρέχοντος πλέγματος, τότε δημιουργούνται τέσσερα τρίγωνα, όλα με κορυφή του M , στη θέση των δυο τριγώνων που μοιράζονταν την ακμή στην οποία ανήκει το M .

Οι 3 ή 4 ακμές που ορίστηκαν με τον τρόπο αυτό διασπώντας αντίστοιχα 1 ή 2 τρίγωνα του τρέχοντος πλέγματος είναι αυτόματα ακμές που υπακούουν στα κριτήρια της κατά Delaunay τριγωνοποίησης. Αυτό μπορεί να δειχθεί εφαρμόζοντας το κριτήριο του περιγεγραμμένου τριγώνου. Δυστυχώς όμως, μερικές από τις «παλιές» ακμές του τρέχοντος πλέγματος, σε συνδυασμό με τις νέες που σχηματίστηκαν, παύουν να ικανοποιούν κάποια από τα κριτήρια της κατά Delaunay τριγωνοποίησης και γι' αυτό πρέπει να τροποποιηθούν «κατάλληλα». Αλγοριθμικά, αυτό σημαίνει ότι πρέπει πρώτα να βρεθούν εκείνες οι «ύποπτες» ακμές που δεν ικανοποιούν το κριτήριο του περιγεγραμμένου κύκλου και να καταγραφούν. Στη συνέχεια, από τον κατάλογο των «υπόπτων» ακμών επιλέγεται καθεμιά από αυτές και προσδιορίζεται ως η διαγώνιος ενός τετραπλεύρου που σχηματίζεται από τα δυο εκατέρωθεν τρίγωνα. Σε καθένα από τα δυο αυτά δημιουργείται ο περιγεγραμμένος κύκλος του και εξετάζεται αν το τέταρτο σημείο (η τέταρτη κορυφή του τετραπλεύρου) είναι εσωτερική ή εξωτερική του κύκλου. Στην περίπτωση που η τέταρτη κορυφή είναι εσωτερική του περιγεγραμμένου κύκλου, τότε η αντίστοιχη «ύποπτη» ακμή απαλείφεται και αντικαθίσταται με την «άλλη» διαγώνιο του τετραπλεύρου (την AM αντί της BD), όπως φαίνεται στην Εικόνα 27.

Εναλλακτικές τεχνικές των παραπάνω είναι οι Αλγόριθμοι Ολικής Εναλλαγής Ακμών (Global Edge Swapping Algorithms). Ο πιο γνωστός από την κατηγορία αυτή είναι ο αλγόριθμος του Lawson. Απαιτεί να προϋπάρχει μια τριγωνοποίηση (που δεν ικανοποιεί τις συνθήκες κατά Delaunay) και επαναληπτικά την τροποποιεί ώστε να τις ικανοποιεί. Βασικός στόχος του αλγορίθμου είναι να βελτιώσει το βαθμό στον οποίο ικανοποιείται το κριτήριο των ίσων γωνιών. Σαρώνει μία-προς-μία τις εσωτερικές ακμές του πλέγματος, τις θεωρεί ως διαγωνίους ενός τετραπλεύρου που σχηματίζουν τα δύο εκατέρωθεν τρίγωνα και προχωρεί ή δεν προχωρεί στο σχηματισμό δύο νέων τριγώνων χρησιμοποιώντας την «άλλη» διαγώνιο του

τετραπλεύρου, ανάλογα με μια τέτοια κίνηση βελτιώνει ή δεν βελτιώνει αντίστοιχα, το κριτήριο των ίσων γωνιών.

Τρίτη κατηγορία είναι οι Αλγόριθμοι τύπου Διαίρει-και-Κυρίευε (Divide-and-Conquer Algorithms). Οι αλγόριθμοι αυτοί προχωρούν στην κατά Delaunay τριγωνοποίηση ενός χωρίου με προκαθορισμένο νέφος σημείων στο εσωτερικό του. Επιλέγεται μια τυχαία διεύθυνση (λ.χ. η κατεύθυνση του άξονα x) και τα σημεία χωρίζονται σε δυο υπο-ομάδες ίσου πλήθους, αυτές με τις μικρότερες και αυτές με τις μεγαλύτερες συντεταγμένες κατά την επιλεγείσα κατεύθυνση. Κάθε μια υπο-ομάδα τριγωνοποιείται κατά Delaunay ανεξάρτητα από την άλλη. Το επόμενο βήμα, που είναι και το πιο σημαντικό σε έναν τέτοιο αλγόριθμο συσχετίζεται με τη μίξη των δυο τριγωνοποιημένων υπο-ομάδων, δημιουργώντας τρίγωνα που ικανοποιούν τις ιδιότητες κατά Delaunay και στο μεταξύ τους χώρο. Η μίξη της «αριστερής» και της «δεξιάς» υπο-ομάδας γίνεται σύμφωνα με ορισμένους απλούς κανόνες. Για παράδειγμα, η μίξη επιτρέπει μόνο το σχηματισμό ακμών που θα συνδέουν έναν κόμβο της αριστερής με έναν κόμβο της δεξιάς υπο-ομάδας. Όμως, συγχρόνως, επιτρέπει την ενδεχόμενη απαλοιφή κάποιων ακμών στην ενδιάμεση επιφάνεια, ώστε η συνολική τριγωνοποίηση να είναι κατά Delaunay. Η Εικόνα 28 δείχνει ένα παράδειγμα τέτοιας τριγωνοποίησης. Άλλοι αλγόριθμοι για την κατά Delaunay τριγωνοποίηση είναι ο αλγόριθμος των Tanemura-Merriam, η τριγωνοποίηση κατά MinMax, κλπ. Διάφορες ευριστικές μέθοδοι (greedy algorithms) τριγωνοποίησης που βασίζονται σε πρακτικούς, απλούς αλγόριθμους οδηγούν σε τριγωνοποιήσεις που απέχουν σημαντικά σε ποιότητα από την κατά Delaunay τριγωνοποίηση.



Εικόνα 28 Αλγόριθμος διέρει και κυρίευε πριν και μετά τη μίξη

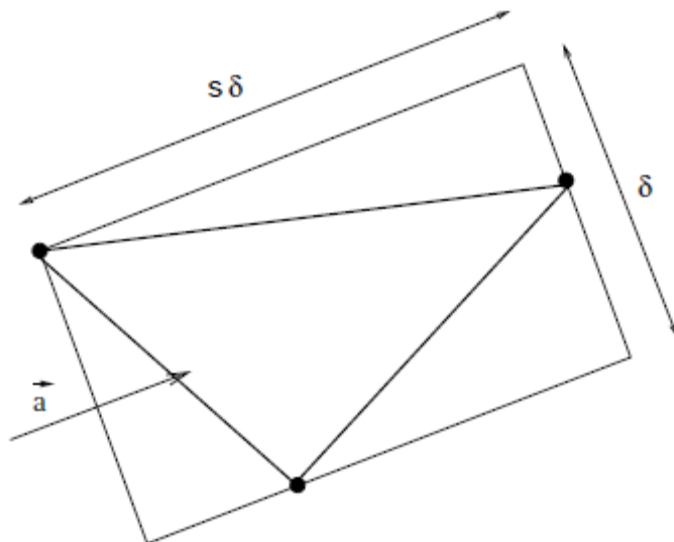
2.7.2.2 Η ΜΕΘΟΔΟΣ ΤΟΥ ΠΡΟΕΛΑΥΝΟΝΤΟΣ ΜΕΤΩΠΟΥ ΓΙΑ ΤΗ ΓΕΝΕΣΗ ΜΗ-ΔΟΜΗΜΕΝΩΝ ΠΛΕΓΜΑΤΩΝ

ΓΕΝΙΚΑ

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

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

Πριν παρουσιασθεί ο αλγόριθμος που διέπει την AFM, καθορίζονται οι επιθυμητές ιδιότητες των τριγωνικών στοιχείων που πρόκειται να σχηματισθούν. Για προβλήματα 2 διαστάσεων, αυτό προτείνεται να γίνει καθορίζοντας τρία γεωμετρικά χαρακτηριστικά, όπως φαίνονται στην Εικόνα 29. Ορίζεται έτσι ένα μήκος δ , ένας λόγος επιμήκους s και μια κατεύθυνση πυκνώσης ή παραμόρφωσης $\vec{\alpha}$. Τα τρίγωνα που θα σχηματισθούν καθορίζονται από το περιγεγραμμένο τους παραλληλόγραμμο διάστασης $(\delta, s\delta)$, όπου η πρώτη διάσταση λαμβάνεται εγκάρσια και η δεύτερη παράλληλα στην κατεύθυνση που ορίζει το διάνυσμα $\vec{\alpha}$.



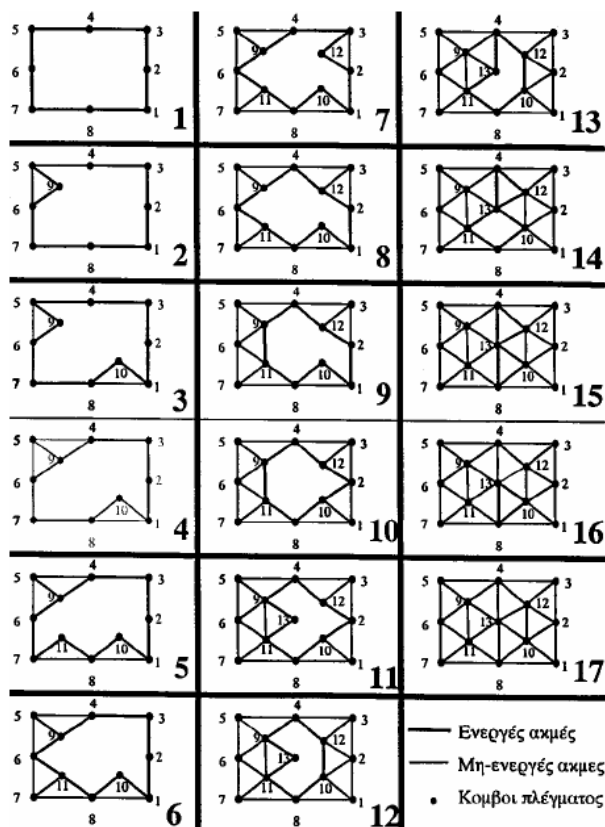
Εικόνα 29 Επιθυμητό τρίγωνο με το περιγεγραμμένο του παραλληλόγραμμο διάστασης $(\delta, s\delta)$, όπου η πρώτη διάσταση λαμβάνεται εγκάρσια και η δεύτερη στην κατεύθυνση που ορίζει το διάνυσμα \vec{a}

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

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

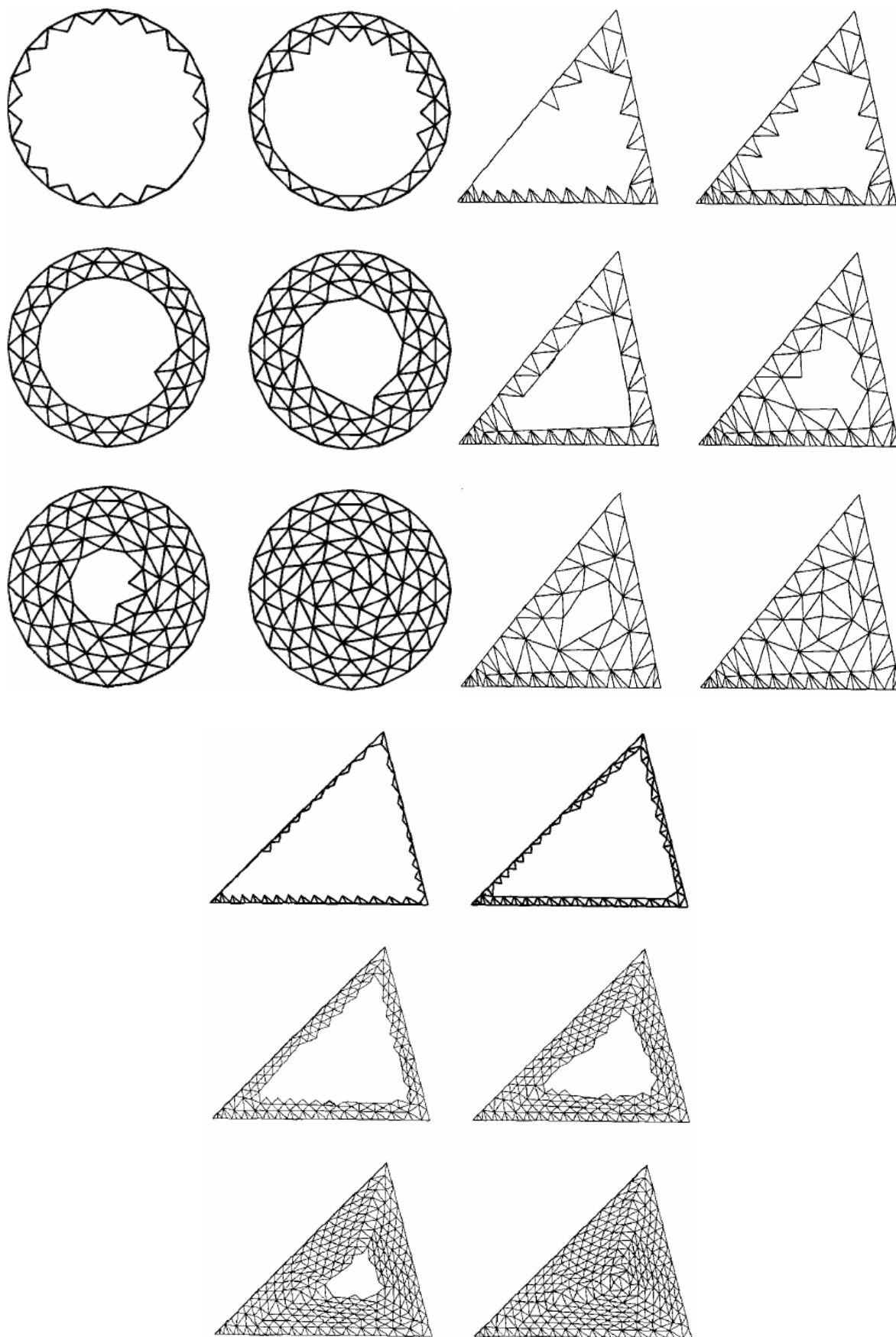
Στην αντίθετη περίπτωση, απαιτείται προεπεξεργασία του ορίου με τη διάσπαση των αρχικών ακμών σε μικρότερες και την εισαγωγή νέων κόμβων.

Κατά τη διαδικασία γένεσης του πλέγματος, κάθε ευθύγραμμο τμήμα του μετώπου θεωρείται ενεργό, ενώ τα ευθύγραμμα τμήματα που δεν είναι πλέον ενεργά έχουν απαλειφθεί από το διαρκώς ανανεούμενο μέτωπο. Η διαδικασία γένεσης τριγωνικών στοιχείων και η σύγχρονη διαδικασία ανανέωσης του προελαύνοντος μετώπου περιγράφονται βήμα προς βήμα στον παρακάτω αλγόριθμο. Ξεχνώντας προς το παρόν τον τρόπο με τον οποίο βρίσκονται νέα τρίγωνα που σιγά-σιγά εμπλουτίζουν και διαμορφώνουν το πλέγμα, ο αναγνώστης μπορεί να συμβουλευτεί το παράδειγμα της Εικόνα 30 για την κατανόηση των διαδοχικών μορφών που παίρνει το μέτωπο. Οι εικόνες 31, 32, 33 δείχνουν αντίστοιχες φάσεις του σχηματισμού μη-δομημένου πλέγματος με την AFM.



BH MA										
1	1	2	3	4	5	6	7	8		
2	2	3	4	5	6	7	8	1		
3	1	2	3	4	6	7	5	9	10	8
4	1	2	3	6	7	9	10	8	4	
5	1	2	3	6	9	10	8	4	7	11
6	1	2	3	9	10	8	4	11	6	
7	1	3	9	10	8	4	11	6	2	12
8	1	9	10	8	4	11	6	2	12	3
9	1	10	8	4	11	2	12	9		
10	8	4	11	2	12	9	10			
11	8	4	11	2	12	10	9	13		
12	8	4	11	12	9	13	10			
13	8	11	12	13	10	4				
14	8	11	12	13	4	10	13			
15	11	12	13	4	13	8				
16	12	4	13							
17	---									

Εικόνα 30 Διαδοχικές φασές της εφαρμογής της μεθόδου προελαύνοντος μετώπου



Εικόνα 31 Παραδείγματα εφαρμογής της μεθόδου προελάνοντος μετώπου: Αριστερά σε κυκλική περιοχή, Δεξιά και στο κέντρο σε τριγωνικές γεωμετρίες με διαφορετικές διακριτοποιήσεις

Ο ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ ΤΟΥ ΠΡΟΕΛΑΥΝΟΝΤΟΣ ΜΕΤΩΠΟΥ

Περιγράφεται βήμα-προς-βήμα ο αλγόριθμος της μεθόδου προελαύνοντος μετώπου (AFM):

ΒΗΜΑ 1: Επιλέγεται ένα ενεργό ευθύγραμμο τμήμα του μετώπου. Στην περίπτωση που παρουσιάζονται σημαντικές μεταβολές στην τιμή της βοηθητικής ποσότητας δ , από περιοχή σε περιοχή του πλέγματος το τμήμα που θα επιλεγεί συμφέρει να είναι αυτό με το μικρότερο μήκος.

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

ΒΗΜΑ3: Υπολογίζεται η απόσταση δ_1 σύμφωνα με τις εκφράσεις

$$\delta_1 = \begin{cases} 0,55AB & \dots \alpha \nu \dots & \delta_M < 0,55AB \\ \delta_M & \dots \alpha \nu \dots & 0,55AB < \delta_M < 2AB \\ 2AB & \dots \alpha \nu \dots & 2AB < \delta_M \end{cases} \quad \text{Εξίσωση 3}$$

Οι ανισότητες που περιγράφονται παραπάνω εξασφαλίζουν ότι δεν πρόκειται να δημιουργηθούν τρίγωνα με ιδιαίτερη παραμόρφωση στη μία κατεύθυνση (πολύ αμβλυγώνια ή πολύ οξυγώνια τρίγωνα). Οι σχέσεις (εξίσωση 3) μπορούν να αντικατασταθούν με άλλες αντίστοιχες σχέσεις, αν και φαίνεται ότι λειτουργούν πολύ καλά σε ευρύ αριθμό περιπτώσεων. Ονομάζουμε C το σημείο που απέχει απόσταση δ_1 από τα A και B, με υπολογισμούς που πάντα γίνονται στο νέο σύστημα συντεταγμένων.

ΒΗΜΑ 4: Εντοπίζονται όλοι οι ενεργοί κόμβοι του μετώπου οι οποίοι βρίσκονται μέσα στον κύκλο που σχεδιάζεται με κέντρο το σημείο C και ακτίνα ίση με το γινόμενο $n \cdot AB$. Η επιλογή της παραμέτρου n είναι ελεύθερη. Συνιστώνται τιμές της τάξης του 4-5. Οι κόμβοι που έτσι εντοπίζονται κατατάσσονται ανάλογα με την απόστασή τους από το C, με πρώτο στη

σειρά τον κόμβο που απέχει τη μικρότερη απόσταση από το C. Έστω ότι η διαδικασία αυτή κατέγραψε και ταξινόμησε p κόμβους, τους N_1, N_2, \dots, N_p .

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

$$AN_1 < 1,5\delta_1 \text{ και } BN_1 < 1,5\delta_1$$

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

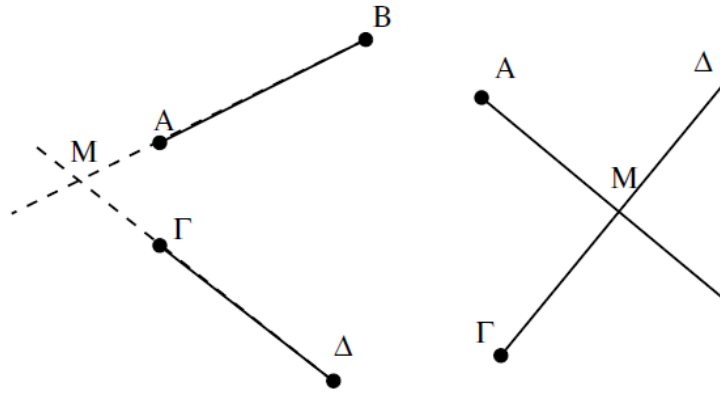
ΒΗΜΑ 6: Το απαιτούμενο σημείο N_j με το οποίο θα σχηματισθεί το νέο τρίγωνο ABN_j ορίζεται ως ο πρώτος κόμβος από τους καταγεγραμμένους στη λίστα για τον οποίο το τρίγωνο ABN_j δεν περιέχει κανένα άλλο κόμβο N_i της λίστας (εξαιρουμένου του C, αν υπάρχει στην κορυφή της λίστας) και συγχρόνως το ευθύγραμμο τμήμα MN_j δεν τέμνεται με καμιά πλευρά του μετώπου. Από τη στιγμή που το σημείο N_j που ικανοποιεί τις προηγούμενες απαιτήσεις εντοπιστεί, κατασκευάζεται και καταγράφεται το νέο τρίγωνο ABN_j , οι συντεταγμένες του νέου κόμβου μετασχηματίζονται ξανά στο «πραγματικό» καρτεσιανό επίπεδο και τροποποιείται το μέτωπο. Η τροποποίηση του μετώπου συνίσταται στη διαγραφή των ακμών εκείνων που χρησιμοποιήθηκαν στο νέο τρίγωνο και την προσθήκη νέων ακμών που ενδεχόμενα σχηματίστηκαν. Η εικόνα 30 δίνει παραστατικά την ανανέωση του μετώπου σε ένα απλό παράδειγμα γένεσης μη-δομημένου πλέγματος.

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

ΠΡΑΚΤΙΚΑ ΘΕΜΑΤΑ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΥΛΟΠΟΙΗΣΗ ΤΟΥ AFM

Στο βήμα 6 της AFM, απαιτείται ο έλεγχος ενδεχόμενης τομής δύο ευθύγραμμων τμημάτων του MN_j και κάθε μίας πλευράς του μετώπου. Ο έλεγχος της τομής ή όχι δύο ευθύγραμμων τμημάτων, έστω των AB και ΓΔ της εικόνας 32 μπορεί εύκολα να πραγματοποιηθεί υλοποιώντας προγραμματιστικά την παρακάτω διαδικασία:

Ας είναι M το σημείο τομής των AB και ΓΔ. Γενικά, και εκτός από την περίπτωση που τα τμήματα AB και ΓΔ είναι παράλληλα, υπάρχει πάντα ένα σημείο M τομής των ευθειών-φορέων τους και σκοπός μας είναι να εντοπιστεί αν το σημείο M είναι ταυτόχρονα στο εσωτερικό των AB και ΓΔ, οπότε τα ευθύγραμμα τμήματα θα τέμνονται πραγματικά.



Εικόνα 32 Εύρεση της τομής ευθυγράμμων τμημάτων

Γενικά μπορούμε να γράψουμε δυο εκφράσεις που καθορίζουν το διάνυσμα θέσης

\vec{r}_M του σημείου M. Είναι

$$\vec{r}_M = \vec{r}_A + \beta_1 (\vec{r}_B - \vec{r}_A)$$

$$\vec{r}_M = \vec{r}_\Gamma + \beta_2 (\vec{r}_\Delta - \vec{r}_\Gamma)$$

όπου β_1 και β_2 κατάλληλοι συντελεστές και $\vec{r}_A, \vec{r}_B, \vec{r}_\Gamma, \vec{r}_\Delta$, τα διανύσματα των A,B,Γ,Δ.

Εξισώνοντας τα δεξιά μέλη των παραπάνω εκφράσεων προκύπτει ότι

$$\beta_1 (\vec{r}_B - \vec{r}_A) + \beta_2 (\vec{r}_\Gamma - \vec{r}_\Delta) = \vec{r}_\Gamma - \vec{r}_A$$

ή σε μητρική μορφή για διδιάστατο πρόβλημα, ότι

$$\begin{bmatrix} x_B - x_A & x_\Gamma - x_\Delta \\ y_B - y_A & y_\Gamma - y_\Delta \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \beta_1 \\ \beta_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_\Gamma - x_A \\ y_\Gamma - y_A \end{bmatrix}$$

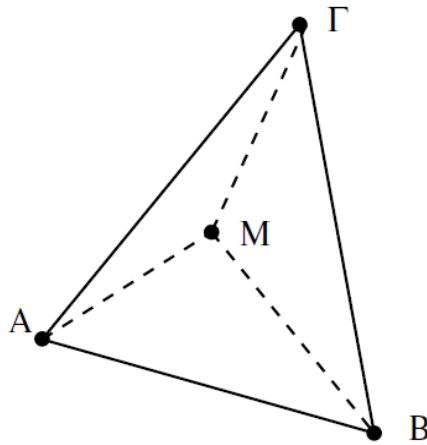
Εξίσωση 4

Η λύση του συστήματος αυτού δίνει τα β_1 και β_2 , με γνωστές τις συντεταγμένες των κόμβων A,B,Γ,Δ, εξ ορισμού, τα ευθύγραμμα τμήματα AB και ΓΔ τέμνονται αν

$$0 \leq \beta_1 \leq 1 \text{ και } 0 \leq \beta_2 \leq 1$$

Ειδικές περιπτώσεις που πρέπει να αντιμετωπιστούν είναι η ενδεχόμενη παραλληλία των AB και ΓΔ.

Επίσης στο βήμα 6 της AFM απαιτείται ο έλεγχος του αν ένα σημείο βρίσκεται στο εσωτερικό ενός τριγώνου. Σύμφωνα με την εικόνα 33 αναζητούμε (με τον πιο σύντομο τρόπο) να επαληθεύσουμε το αν το τρίγωνο ABΓ περιέχει ή όχι τον κόμβο M.



Εικόνα 33 Τοποθέτηση του σημείου M ως προς το τρίγωνο (Εσωτερικό ή Εξωτερικό)

Αν το σημείο M είναι εσωτερικό του τριγώνου, τότε οι φυσικές συντεταγμένες του ορίζονται ως

$$L_1 = \frac{(MB\Gamma)}{(AB\Gamma)} \quad L_2 = \frac{(MA\Gamma)}{(AB\Gamma)} \quad L_3 = \frac{(MAB)}{(AB\Gamma)} \quad \text{Εξίσωση 5}$$

όπου οι παρενθέσεις δηλώνουν το εμβαδόν τριγώνου. Είναι προφανώς

$$L_1 + L_2 + L_3 = 1$$

ενώ οι φυσικές συντεταγμένες των κόμβων A,B και Γ είναι αντίστοιχα οι (1,0,0), (0,1,0) και (0,0,1). Η συσχέτιση φυσικών και καρτεσιανών συντεταγμένων γίνεται από τη σχέση

$$x = x_i L_i \quad y = y_i L_i \quad \text{Εξίσωση 6}$$

όπου επαναλαμβανόμενοι δείκτες σημαίνουν άθροιση για τις τιμές $i=1,2,3$ (έστω $x_1=x_A$, $x_2=x_B$, $x_3=x_C$). Οι δύο τελευταίες σχέσεις συνοψίζονται στη μητρική γραφή

$$\begin{bmatrix} 1 \\ x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ x_A & x_B & x_\Gamma \\ y_A & y_B & y_\Gamma \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} L_1 \\ L_2 \\ L_3 \end{bmatrix} \quad \text{Εξίσωση 7}$$

Η αντιστροφή της εξίσωσης 7 δίνει ότι

$$\begin{bmatrix} L_1 \\ L_2 \\ L_3 \end{bmatrix} = \frac{1}{2E} \begin{bmatrix} (x_B y_\Gamma - x_\Gamma y_B) & (y_B - y_\Gamma) & (x_\Gamma - x_B) \\ (x_\Gamma y_A - x_A y_\Gamma) & (y_\Gamma - y_A) & (x_A - x_\Gamma) \\ (x_A y_B - x_B y_A) & (y_A - y_B) & (x_B - x_A) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 \\ x \\ y \end{bmatrix} \quad \text{Εξίσωση 8}$$

όπου

$$E = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & x_A & y_A \\ 1 & x_B & y_B \\ 1 & x_\Gamma & y_\Gamma \end{bmatrix} \quad \text{Εξίσωση 9}$$

Συνεπώς, ένας προφανής έλεγχος για το αν το σημείο M είναι εσωτερικό του τριγώνου ABΓ είναι να χρησιμοποιηθούν οι εξισώσεις 8 και 9, με $x=x_M$, $y=y_M$ και να υπολογιστούν οι φυσικές συντεταγμένες του M. Το σημείο M θα είναι εσωτερικό αν ισχύουν συγχρόνως οι σχέσεις

$$0 \leq L_1 \leq 1 \quad 0 \leq L_2 \leq 1 \quad 0 \leq L_3 \leq 1 \quad \text{Εξίσωση 10}$$

2.7.3 ΠΟΙΟΤΗΤΑ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΠΛΕΓΜΑΤΟΣ

Παρακάτω θα οριστούν ποσότητες που θα λέγονται δείκτες ποιότητας και οι οποίοι θα επιτρέπουν τη «βαθμολόγηση» ενός πλέγματος, όσο αφορά την ποιότητά του. Υπενθυμίζεται ότι η ποιότητα ενός πλέγματος είναι αλληλένδετη με το πόσο κοντά ή μακριά από το ιδανικό (ισόπλευρο) τρίγωνο βρίσκονται τα τρίγωνα που αποτελούν το πλέγμα.

Για την θεώρηση των δεικτών ποιότητας υπενθυμίζεται ότι η ακτίνα του περιγεγραμμένου κύκλου σε ένα τρίγωνο δίδεται από τη σχέση:

$$R = \frac{\alpha \cdot \beta \cdot \gamma}{4 \cdot E} \quad \text{Εξίσωση 11}$$

όπου α , β , γ τα μήκη των πλευρών του τριγώνου και E το εμβαδόν του. Επίσης επισημαίνεται ότι η ακτίνα του εγγεγραμμένου σε ένα τρίγωνο κύκλου δίδεται από την σχέση :

$$r = \frac{2 \cdot E}{\alpha + \beta + \gamma} \quad \text{Εξίσωση 12}$$

Σημειώνεται ότι το εμβαδόν του ισοπλεύρου τριγώνου δίδεται από την σχέση :

$$E = \frac{\sqrt{3} \cdot \alpha^2}{4} \quad \text{Εξίσωση 13}$$

Οι κυριότεροι δείκτες ποιότητας που χρησιμοποιούνται είναι οι εξής:

(α) Ο λόγος της ακτίνας του περιγεγραμμένου κύκλου προς το μήκος της μέγιστης πλευράς του τριγώνου

$$Q_1 = \frac{R}{\max(\alpha, \beta, \gamma)} \quad \text{Εξίσωση 14}$$

Για το ισόπλευρο τρίγωνο το οποίο αποτελεί πρότυπο στοιχείο ο δείκτης ισούται με $Q = 1/\sqrt{3}$.

(β) Ο λόγος της ακτίνας του περιγεγραμμένου κύκλου προς την ακτίνα του εγγεγραμμένου κύκλου

$$Q_2 = \frac{R}{r} \quad \text{Εξίσωση 15}$$

Για το ισόπλευρο τρίγωνο ο δείκτης ισούται με Q_2 .

(γ) Ο λόγος της μέγιστης πλευράς του τριγώνου προς την ακτίνα του εγγεγραμμένου κύκλου

$$Q_3 = \frac{\max(\alpha, \beta, \gamma)}{r} \quad \text{Εξίσωση 16}$$

Για το ισόπλευρο τρίγωνο ο δείκτης ισούται με $Q = 2/\sqrt{3}$.

(δ) Ο λόγος του μέσου μήκους των πλευρών στο τετράγωνο προς το εμβαδόν του τριγώνου

$$Q_4 = \frac{(\alpha + \beta + \gamma)^2}{9E} \quad \text{Εξίσωση 17}$$

Για το ισόπλευρο τρίγωνο ο δείκτης ισούται με $Q_4 = 4\sqrt{3}/3$.

2.8 ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΗ ΕΠΙΛΥΣΗ ΤΩΝ ΜΕΡΙΚΩΝ ΔΙΑΦΟΡΙΚΩΝ ΕΙΣΩΣΕΩΝ (ΜΕΘΟΔΟΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗΣ ΡΕΥΣΤΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ)

Τα μαθηματικά μοντέλα που θα χρησιμοποιηθούν για την επίλυση των πεδίων ροής σε ένα πρόβλημα ρευστομηχανικής, γενικά δεν μπορούν να επιλυθούν αναλυτικά. Έτσι θα πρέπει να απευθυνθεί κανείς σε αριθμητικές μεθόδους για να γίνει εφικτός ο υπολογισμός προσεγγιστικής λύσης. Παρακάτω θα παρουσιασθούν συνοπτικά οι μέθοδοι που διέπουν την

επίλυση των διαφορικών εξισώσεων (Formaggia 2009, Morton & Mayers 2005, Μπεργελές 2006).

Όλα τα μοντέλα που παρουσιάζονται βασίζονται σε μερικές διαφορικές εξισώσεις για μια άγνωστη μεταβλητή u (βαθμωτή ή διανυσματική) της γενικής μορφής:

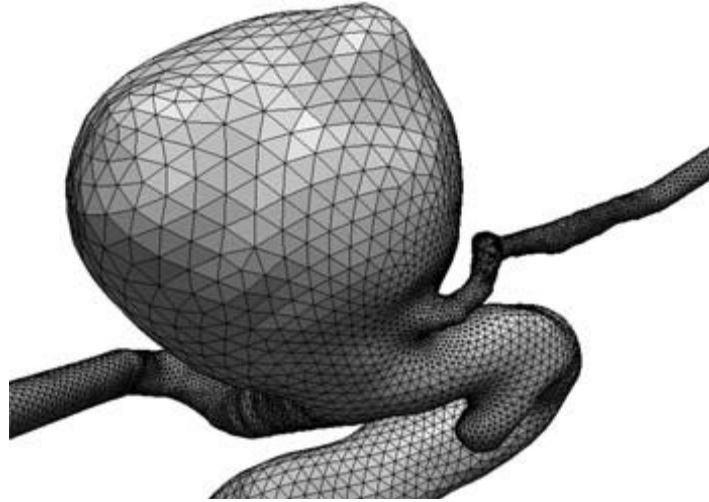
$$\frac{\partial u}{\partial t} + L(u) = f, \quad \text{στο } \Omega, \quad 0 < t < T \quad \text{Εξίσωση 18}$$

όπου η L παριστάνει έναν (γραμμικό ή μη-γραμμικό) διαφορικό τελεστή στη χωρική μεταβλητή x . Η προηγούμενη εξίσωση θα αυξηθεί με κατάλληλες οριακές και αρχικές συνθήκες. Σε κάποιες περιπτώσεις η χρονική παράγωγος δεν συμπεριλαμβάνεται (χρονικά αμετάβλητα προβλήματα). Ακόμα και όταν το πρόβλημα αρχικά τίθεται σε ένα ημι-πεπερασμένο χρονικό χωρίο, η αριθμητική προσέγγιση λειτουργεί με ένα περιορισμένο χρονικό βήμα, με T το τελικό χρόνο της αριθμητικής προσομοίωσης.

Οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενες τεχνικές για την αριθμητική επίλυση μιας μερικής διαφορικής εξίσωσης βασίζονται στην υποδιαίρεση του υπολογιστικού χωρίου Ω σε αριθμητικό πλέγμα (Εικόνα 34). Η λύση της u αντικαθίσταται με την προσεγγιστική u_h η οποία εξαρτάται από ένα πεπερασμένο αριθμό παραμέτρων, τυπικά (αλλά όχι απαραίτητα) τις τιμές της u_h στους κόμβους του πλέγματος. Ο δείκτης h αναφέρεται στη πυκνότητα του πλέγματος.

Στη περίπτωση των χρονικά εξαρτημένων προβλημάτων, απαιτείται η προσέγγιση της εξέλιξης στο χρόνο με ένα σχήμα χρονικού βήματος. Είναι γενικά μια επαναληπτική μέθοδος, η οποία από την γνώση της προσέγγισης u_h^n στη χρονική στιγμή t^n , για $n=0,1,\dots,n$ δημιουργεί την προσέγγιση u_h^{n+1} για τη χρονική στιγμή $t^{n+1} = t^n + \Delta t$, με $\Delta t > 0$ το επιλεγμένο χρονικό βήμα. Πιο συχνά υιοθετούνται από σχήματα ενός βήματος, όπου ο υπολογισμός του u_h^{n+1} περιλαμβάνει τη γνώση μόνο της u_h^n .

Παρακάτω θα παρουσιαστούν οι βασικές μέθοδοι χωρικής διακριτοποίησης, οι οποίες χρησιμοποιούνται στην αριθμητική επίλυση μερικών διαφορικών εξισώσεων. Οι μέθοδοι αυτές είναι η μέθοδος πεπερασμένων διαφορών, η μέθοδος πεπερασμένων όγκων και η μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων.



Εικόνα 34 Παράδειγμα υπολογιστικού πλέγματος που αναπαριστά μια εγκεφαλική αρτηρία με ανεύρυσμα. Εδώ φαίνεται μόνο το πλέγμα της εξωτερικής επιφάνειας που αποτελείται από τρίγωνα.

2.8.1 ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΔΙΑΦΟΡΩΝ

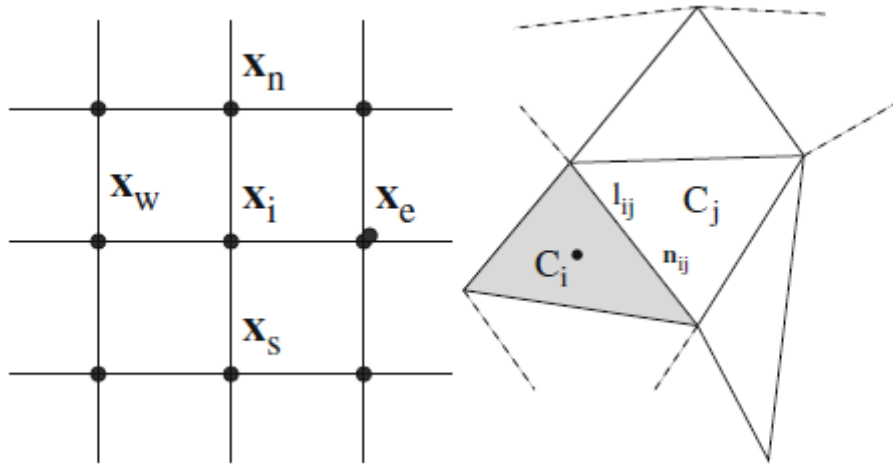
Όταν χρησιμοποιείται η μέθοδος η μέθοδος πεπερασμένων διαφορών η προσεγγιστική λύση της u_h είναι στην πραγματικότητα ένας ταυιστής τιμών $u_h = [u_1, \dots, u_n]^T$ που αναφέρεται στην προσέγγιση των κόμβων του υπολογιστικού πλέγματος. Το διαφορικό πρόβλημα εντοπίζεται επίσης στους κόμβους του πλέγματος με την αντικατάσταση του διαφορικού τελεστή L με πεπερασμένες διαφορές. Για παράδειγμα, ο τελεστής Laplace για πρόβλημα δύο διαστάσεων είναι $\Delta u = \partial^2 u / \partial x^2 + \partial^2 u / \partial y^2$ στον κόμβο x_i του κανονικού πλέγματος της Εικόνας 35 θα προσεγγιζόταν ως:

$$\left(\frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} \right) u(x_i) \approx \frac{u_e + u_w + u_s + u_n - 4u_i}{h^2} \quad \text{Εξίσωση 19}$$

με h η πυκνότητα του πλέγματος στις διευθύνσεις κατά x και y , οι οποίες εδώ θεωρήθηκαν σταθερές για απλότητα.

Ιστορικά, η μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών είναι μάλλον η πρώτη τεχνική που χρησιμοποιήθηκε για χωρική διακριτοποίηση. Παρόλα αυτά δεν χρησιμοποιείται πλέον τόσο συχνά σε σύγχρονους επιλύτες. Ο λόγος είναι σύνθετος. Η κατασκευή του τελεστή πεπερασμένων διαφορών είναι αρκετά πολύπλοκος για πλέγματα που δεν είναι ομοιόμορφα ή δομημένα. Αυτά τα πλέγματα όπως είδαμε είναι απαραίτητα για την επίλυση σε πολύπλοκες

γεωμετρίες, ειδικά σε τρισδιάστατα προβλήματα. Επίσης υπάρχουν δυσκολίες στο χειρισμό των συνοριακών συνθηκών.



Εικόνα 35 Στα αριστερά ένα κανονικό διδιάστατο πλέγμα που χρησιμοποιείται για την προσέγγιση πεπερασμένων διαφορών. Δεξιά, ένας γενικός όγκος ελέγχου C_i που χρησιμοποιείται από σχήμα πεπερασμένων όγκων. Παρότι παρουσιάζεται εδώ σε τριγωνικό πλέγμα, οι μέθοδοι πεπερασμένων όγκων μπορούν να λειτουργήσουν γενικά σε πολυγωνικά σχήματα

2.8.2 ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΟΓΚΩΝ

Η μέθοδος πεπερασμένων όγκων χρησιμοποιεί την ολοκληρωτική μορφή της εξίσωσης. Μπορεί να εισαχθεί όταν ο τελεστής L γράφεται στην συντηρητική της μορφή η οποία είναι:

$$L(u) = \text{div}F(u) \quad \text{Εξίσωση 20}$$

όπου F είναι το διάνυσμα ροής, το οποίο εξαρτάται από τη u και τα χωρικά παράγωγά της. Αξίζει να ειπωθεί ότι με μερικές μετατροπές οι εξισώσεις Navier Stokes μπορούν να γραφούν σε συντηρητική μορφή όπου η εξίσωση ορμής γίνεται:

$$F(u, P) = u \otimes u + PI - \mu D(u) \quad \text{Εξίσωση 21}$$

ενώ για την εξίσωση συνέχειας έχουμε $F(u) = u$, και η εξίσωση συνέχειας $u \cdot \nabla c = \text{div}(cu)$.

Γενικά όλα τα προβλήματα μερικών διαφορικών εξισώσεων μπορούν που μοντελοποιούν ένα συντηρητικό νόμο μπορούν να γραφούν σε συντηρητική μορφή.

Όσον αφορά στις μεθόδους πεπερασμένων όγκων, όσο ο διαφορικός τελεστής είναι εκφρασμένος σε συντηρητική μορφή, ολοκληρώνουμε την εξίσωση σε όγκους ελέγχου

(συνήθως πολυγωνικού σχήματος) τα οποία σχηματίζονται μέσα στο πλέγμα, όπως στην Εικόνα 35. Ο άγνωστος είναι σε αυτή τη περίπτωση η προσέγγιση της u σε κάθε όγκο ελέγχου. Με την εφαρμογή του θεωρήματος απόκλισης παίρνουμε:

$$\int_{C_i} \text{div}F(u)dx = \int_{\partial C_i} F(u) \cdot nd\gamma \approx \sum_j F_{i,j}(u_h) \cdot n_{ij} \quad \text{Εξίσωση 22}$$

Εδώ $F_{i,j}$, είναι μια προσέγγιση, ονομαζόμενη αριθμητική ροή, του διανύσματος ροής στη πλευρά l_{ij} του όγκου ελέγχου C_i . Ο όγκος αυτός έχει το κάθετο διάνυσμα n_{ij} . Η αριθμητική ροή εξαρτάται από την αριθμητική λύση u_h . Πρακτικά, συνήθως εξαρτάται από την τιμή u_h στον όγκο ελέγχου C_i και στους γειτονικούς όγκους ελέγχου. Έτσι η προηγούμενη έκφραση στην πραγματικότητα περιλαμβάνει ένα μικρό αριθμό αγνώστων. Με την εφαρμογή της σε όλους τους όγκους ελέγχου του πλέγματος μπορούμε να μετασχηματίσουμε σε σύστημα γραμμικών (ή μη γραμμικών) εξισώσεων.

Επίσης σε αυτή τη περίπτωση μπορούμε να εισαγάγουμε μια παράμετρο h η οποία προσμετρά το μέγεθος των όγκων ελέγχου. Τυπικά η h είναι η μέγιστη διάμετρος του όγκου ελέγχου του πλέγματος. Όσο μικρότερη είναι η τιμή h τόσο πιο λεπτομερείς είναι η προσέγγιση ενώ αντίστοιχα αυξάνεται και το υπολογιστικό κόστος (μιας και έχουμε αυξημένο αριθμό όγκων ελέγχου).

Η μέθοδος πεπερασμένων όγκων αποτελεί σήμερα την πιο ευρέως χρησιμοποιούμενη μέθοδο στα προβλήματα υπολογιστικής ρευστομηχανικής. Ο λόγος είναι ότι συνδυάζει υψηλή ευελιξία εφαρμογής σε γεωμετρικά σχήματα, μπορεί δηλαδή να λειτουργήσει σε πολύπλοκες γεωμετρίες, ακόμα και με χρήση πλεγμάτων με όγκους ελέγχου διαφορετικών σχημάτων. Επιπλέον, η κατασκευή αριθμητικών ροών μπορεί να γίνει έτσι ώστε κάποιες φυσικές ιδιότητες να μπορούν να παρουσιαστούν επίσης σε αριθμητικό επίπεδο.

2.8.3 ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

Τα πεπερασμένα στοιχεία βασίζονται σε μια διαφορετική ολοκληρωτική τυποποίηση. Για την περιγραφή της θεωρούμε ένα απλό σταθερό χρονικό πρόβλημα όπου L είναι ο τελεστής Laplace με τις παρακάτω οριακές συνθήκες:

$$-\Delta u = f \quad \text{στο } \Omega,$$

με

$$u = 0, \text{ στο } \Gamma_D \text{ και } \nabla u \cdot n = \frac{\partial u}{\partial n} = g \text{ στο } \Gamma_N,$$

όπου Γ_D και Γ_N είναι δύο μέρη των ορίων της Ω έτσι ώστε $\Gamma_N \cap \Gamma_D = \emptyset$ και $\Gamma_N \cup \Gamma_D = \partial\Omega$. Επίσης θεωρείται $\Gamma_D \neq \emptyset$. Η συνάρτηση h είναι δεδομένη (οριακή συνθήκη Neumann), ενώ στο όριο Dirichlet Γ_D έχει υποτεθεί ομογενείς συνθήκες χάρη μόνο της απλότητας.

Για την επίλυση των παραπάνω εξισώσεων χρησιμοποιούνται οι παρακάτω μέθοδοι.

Η ΑΣΘΕΝΗΣ ΤΥΠΟΠΟΙΗΣΗ (WEAK FORMULATION METHOD)

Αρχικά πολλαπλασιάζουμε και τα δύο μέλη με μια συνάρτηση $v: \Omega \rightarrow \mathbb{R}$, και με ολοκλήρωση κατά μέλη (με την εφαρμογή της σχέσης του Green) παίρνουμε:

$$\int_{\Omega} \nabla u \cdot \nabla v d\Omega - \int_{\partial\Omega} v \nabla u \cdot n d\gamma = \int_{\Omega} f v d\Omega$$

εάν η v επιλεγεί έτσι ώστε να είναι μηδενική στο Γ_D , με την εφαρμογή της οριακής συνθήκης Neumann παίρνουμε τελικά:

$$\int_{\Omega} \nabla u \cdot \nabla v d\Omega = \int_{\Omega} f v d\Omega + \int_{\Gamma_N} g v d\gamma \quad \text{Εξίσωση 23}$$

αυτή η εξίσωση μπορεί να γραφεί σε μια γενική μορφή $a(u, v) = F(v)$, θέτοντας $a(u, v) = \int_{\Omega} \nabla u \cdot \nabla v$ και $F(v) = \int_{\Omega} f v d\Omega + \int_{\Gamma_N} g v d\gamma$.

Για να έχουν νόημα τα προηγούμενα βήματα πρέπει να αναγνωριστεί ο σωστός συναρτησιακός χώρος για την λύση της u και της συνάρτησης v . Θεωρούμε ότι οι u και v είναι αρκετά κανονικές έτσι όλα τα προηγούμενα βήματα να προσδιορίζονται και τα ολοκληρώματα να είναι πεπερασμένα. Μπορεί μετά να θεωρηθεί ότι πρώτον εάν η u είναι λύση της του αρχικού προβλήματος, τότε ικανοποιεί και την εξίσωση 23, δεύτερον η συνάρτηση v και η λύση u είναι αντικείμενα της ίδιας συνθήκης στο Γ_D , ονομαστικά είναι και οι δύο μηδενικές.

Είναι πλέον φυσικό να εισαγάγουμε το συνοπτικό πρόβλημα:

$$\text{Να βρεθεί } u \in V \text{ έτσι ώστε } a(u, v) = F(v), \quad \forall v \in V, \quad 24$$

με V να είναι μια χωρική συνάρτηση αρκετά κανονική και μηδενική στο Γ_D , η οποία θα καθοριστεί πληρέστερα αργότερα.

Η τυποποίηση 24 ονομάζεται ασθενής τυποποίηση. Αποκτήθηκε από το πρόβλημα Laplace των Εξισώσεων 21-22, παρότι είναι μάλλον γενικό γεγονός ότι μια ευρεία κλάση από προβλήματα μερικών διαφορικών εξισώσεων μπορούν επαναδιατυπωθούν με τη μορφή της 24, με μια διαφορετική διατύπωση της $a(u,v)$ και $F(v)$, και πιθανώς του χώρου V . Η εφαρμογή της $F(v)$ φέρνει σαν αποτέλεσμα πραγματικό αριθμό για κάθε $v \in V$ ενώ η $a(u,v)$ δίνει πραγματικό αριθμό για κάθε ζεύγος συναρτήσεων u και v στο V . Με ορισμένες υποθέσεις στο χώρο V η a και η F είναι πιθανό να αποδείξουν ότι η ασθενής τυποποίηση δίνει πάντα μια μοναδική λύση u , η οποία εξαρτάται συνεχώς από τα δεδομένα του προβλήματος (στο παράδειγμα τις g και f). Επιπλέον αποδεικνύεται ότι η κανονική λύση της ασθενούς τυποποίησης στην πραγματικότητα ικανοποιεί το αρχικό διαφορικό πρόβλημα.

Έτσι η ασθενής τυποποίηση μπορεί να ειπωθεί ως μια γενίκευση του αρχικού προβλήματος. Δίνει ένα άμεσο μαθηματικό πλαίσιο για τα προβλήματα διαφορικών εξισώσεων, περιλαμβάνοντας καταστάσεις (όπως μη κανονικών δεδομένων και χωρίων) οι οποίες δεν μπορούν να αντιμετωπισθούν ικανοποιητικά με την κλασική τυποποίηση. Ακόμα και για πιο πολύπλοκα προβλήματα, όπως οι εξισώσεις Navier-Stokes ή τα προβλήματα αλληλεπίδρασης ρευστού στερεού, μπορεί να εφαρμοστεί η ασθενής τυποποίηση.

Η ΜΕΘΟΔΟΣ GALERKIN

Σε σχέση με την ασθενή τυποποίηση μπορούν να αντικαταστήσουμε το χώρο V , ο οποίος είναι απειροστοδιαστασιολογικός, με $V_h \subset V$ και $(V_h) = N_h$ και λύνουμε το πρόβλημα:

$$\text{Να βρεθεί η } u_h \in V_h \text{ έτσι ώστε } a(u_h, v_h) = F(v_h), \quad \forall v_h \in V_h \quad 25$$

Λόγω του ότι V_h είναι απειροστοδιαστασιολογικός χώρος, η προσεγγιστική λύση u_h μπορεί να επεκταθεί σε σχέση με μια βάση του V_h ως $u_h(x) = \sum_{i=1}^{N_h} u_i \varphi_i(x)$. Με άλλα λόγια, η V_h καλύπτεται από τη βάση $\{\varphi_i, i=1, \dots, N_h\}$. Οι συντελεστές $u_i \in \mathbb{R}$ ονομάζονται βαθμοί ελευθερίας και είναι στη πραγματικότητα οι άγνωστοι του διακριτού προβλήματος. Επιπλέον,

μπορούν να επιλεγούν $u_h = \varphi_j$, για $j=1, \dots, N_h$ στην 25 για να παραχθεί γραμμικό σύστημα εξισώσεων $Au = b$, όπου:

$$A_{ij} = a(\varphi_i, \varphi_j) = \int_{\Omega} \nabla \varphi_j \cdot \nabla \varphi_i d\Omega, \quad b_j = F(\varphi_j) = \int_{\Omega} \varphi_j d\Omega + \int_{\Gamma_N} g \varphi_j d\gamma$$

Το μητρώο A ονομάζεται παραδοσιακά μητρώο δυσκαμψίας. Η ακριβής έκφραση του μητρώου δυσκαμψίας και των όρων πηγής μπορεί να είναι πιο σύνθετα για προβλήματα πιο πολύπλοκα από αυτά του Laplace, αν και ο τρόπος δημιουργίας του διακριτού συστήματος παραμένει βασικά ο ίδιος. Για μη γραμμικά προβλήματα, το τελικό σύστημα θα είναι μη γραμμικό, αυτό σημαίνει ότι το μητρώο A θα εξαρτάται από τη u_h .

Ο ΧΩΡΟΣ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ (THE FINITE ELEMENT SPACE)

Το τελευταίο βήμα είναι η επιλογή του τρόπου δημιουργίας του V_h . Για αυτό το σκοπό, υπάρχουν διαθέσιμες διάφορες εναλλακτικές τεχνικές. Στη κλασική μέθοδο φασματικού στοιχείου, για περιοδικές λύσεις χρησιμοποιείται μια απλοποιημένη σειρά Fourier σε όλο το Ω . Είναι μια έγκυρη μέθοδος εάν η λύση είναι πολύ ομαλή και σε πολύ απλές γεωμετρίες (συνήθως σε κυβικά ή κυλινδρικά χωρία). Οι άλλες μέθοδοι απαιτούν την υποδιαίρεση του χωρίου σε ένα πλέγμα T_h πολυγωνικών στοιχείων, με τρόπο όμοιο όπως στη μέθοδο των πεπερασμένων όγκων. Με δεδομένο το πλέγμα ο χώρος V_h μπορεί να εκφραστεί με μια τμηματική πολυονιμική συνάρτηση, για παράδειγμα μπορούμε να θεωρήσουμε τον χώρο:

$$X_h^r(T_h) = \left\{ v_h \in C^0(\bar{\Omega}), : v_h|_K \in P^r, K \in T_h \right\}$$

τμηματικών πολυωνύμων βαθμού r σε κάθε στοιχείο του πλέγματος K . Ο χώρος V_h παίρνεται ως ο υποχώρος του $X_h^r(T_h)$, ο οποίος προσμετράται σαν περιορισμός στο όριο Dirichlet. Τέτοιου είδους μεθόδους είναι η μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων (FEM) και η μέθοδος πρισματικών στοιχείων (SEM). Η διαφορά τους έγκειται στην επιλογή της βάσης για το V_h και στο γεγονός ότι η μέθοδος πρισματικών στοιχείων χρησιμοποιεί υψηλού βαθμού πολυώνυμα, ενώ στη μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων τα πολυώνυμα σπάνια είναι μεγαλύτερα από τρίτο βαθμό. Συνήθως στους επιλύτες χρησιμοποιείται η μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων η οποία ανταποκρίνεται καλύτερα σε πολύπλοκες γεωμετρίες ενώ εφαρμόζεται και σε τετραεδρικά

χωρικά στοιχεία σε αντίθεση με την πρισματική μέθοδο όπου εφαρμόζεται κυρίως σε κυβικά στοιχεία.

Η συνήθης επιλογή της συνάρτησης βάσης φ_i στη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων όπου οι βαθμοί ελευθερίας u_i ανταποκρίνονται στη τιμή της u_h στους κόμβους του πλέγματος. Ένα σημαντικό χαρακτηριστικό της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων είναι ότι η συνάρτηση βάσης φ_i διαφέρει από το μηδέν μόνο σε ένα μέρος του Ω . Η βασική συνέπεια του μητρώου δυσκαμψίας A έχει μηδενική διαγώνιο μιας και $A_{ij}=0$ που συμβαίνει για όλους τους κόμβους x_i και x_j δεν σχετίζονται από οποιοδήποτε στοιχείο του πλέγματος. Αυτού του είδους τα μητρώα έχουν μικρότερη απαίτηση μνήμης σε αντίθεση με την τους κανονικούς πίνακες.

Η μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων είναι πιθανότατα η πιο συχνά χρησιμοποιούμενη αριθμητική μέθοδος για τις μερικές διαφορικές εξισώσεις, ειδικά στο πεδίο της μηχανικής των στερεών, παρότι, όπως έχει αναφερθεί ότι στο πεδίο της υπολογιστικής ρευστομηχανικής η μέθοδος των πεπερασμένων όγκων είναι πιο δημοφιλής. Παρόλα αυτά, τα πεπερασμένα στοιχεία κερδίζουν όλο και περισσότερο χώρο, ειδικά στη περίπτωση της ασυμπίεστης ροής. Η ευελιξία της μαθηματικής τυποποίησης επιτρέπει στη πραγματικότητα την ανάπτυξη μιας μεγάλης ποικιλίας αριθμητικών σχημάτων, βασικά αλλάζοντας τον διακριτό χώρο στον οποίο αναζητείται η λύση και λύνονται οι επιλεχθείσες συναρτήσεις.

Η παράμετρος h στη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων αναγνωρίζεται ως η μέγιστη διάμετρος των πεπερασμένων στοιχείων σε ένα δεδομένο πλέγμα. Όσο μικρότερη η τιμή του h , τόσο περισσότερα στοιχεία απαιτούνται για να καλύψουν το Ω και αντίστοιχα μεγαλύτερος ο αριθμός των βαθμών ελευθερίας (και η διάσταση του γραμμικού συστήματος).

Στη περίπτωση μη γραμμικών προβλημάτων, όπως οι εξισώσεις Navier-Stokes, η εφαρμογή της μεθόδου οδηγεί σε μη γραμμικό σύστημα εξισώσεων, όπου το μητρώο δυσκαμψίας είναι από μόνο του συνάρτηση της διακριτής λύσης.

2.8.4 ΣΧΗΜΑΤΑ ΧΡΟΝΙΚΗΣ ΕΞΕΛΙΞΗΣ

Στις παραπάνω παραγράφους αναπτύχθηκε η διακριτοποίηση των χωρικών μεταβλητών. Στη περίπτωση που το πρόβλημα μας δεν είναι μόνιμο, πρέπει να διακριτοποιηθεί και ο χρόνος.

Αυτό που συνήθως γίνεται σε αυτή τη περίπτωση είναι η αρχική διακριτοποίηση στο χώρο και έπειτα ελέγχεται η εξέλιξη του χρόνου. Ο λόγος για το οποίο οι μεταβλητές μεταχειρίζονται διαφορετικά, είναι η διαφορετική τους φύση. Στα προβλήματα διαφορικών εξισώσεων, που θα ασχοληθούμε εδώ είναι συνήθως προβλημάτων οριακών συνθηκών σε σχέση με το χώρο, δηλαδή θέτονται συνθήκες σε όλο το όριο του χωρίου Ω . Αντίθετα, απαιτούν μια συνθήκη μόνο στο ένα άκρο του χρονικού άξονα, την αρχική συνθήκη. Φυσικό είναι λοιπόν, να θεωρούνται διαφορετικές αριθμητικές τεχνικές για την αντιμετώπιση της χρονικής μεταβλητής.

Εάν συμπεριλάβουμε την περίπτωση της Εξίσωσης 18, μετά την χωρική διακριτοποίηση με τη μέθοδο πεπερασμένων διαφορών, ή τη μέθοδο πεπερασμένων όγκων παίρνουμε σύστημα συνήθων διαφορικών εξισώσεων σε κάθε κόμβο i , της μορφής:

$$\frac{du_i}{dt}(t) + s_i^T u(t) = f_i(t), \quad 0 < t < T \quad \text{Εξίσωση 26}$$

όπου $u(t) = [u_1(t), \dots, u_{N_n}(t)]^T$ είναι οι βαθμοί ελευθερίας, οι οποίες είναι συνάρτηση του χρόνου. Επιπλέον, $f_i = f(x_i, t)$ και s_i είναι εδώ διάνυσμα συντελεστών. Για παράδειγμα, για την εξίσωση Laplace, οι πεπερασμένες διαφορές για το κανονικό πλέγμα της εικόνας 2 θα έδινε σε κάθε εσωτερικό κόμβο i

$$\frac{du_i}{dt}(t) + \frac{4u_i(t) - u_e(t) - u_w(t) - u_s(t) - u_n(t)}{h^2} = f_i(t)$$

σε πλεγματική μορφή

$$\frac{du}{dt}(t) + Au(t) = f(t)$$

όπου A είναι το μητρώο με s_i στήλες.

Τα σχήματα για αυτά τα συστήματα συνήθων διαφορικών εξισώσεων απαιτούν την επιλογή ενός χρονικού βήματος Δt και την επίλυση του προβλήματος για u^n , προσέγγιση της $u(t^n)$, όπου $t^n = n\Delta t$. Έτσι υπολογίζονται σε συνεχόμενα βήματα οι τιμές της u^1, u^2, \dots με u^0 την αρχική συνθήκη που δίνεται ως δεδομένο στο πρόβλημα διαφορικών εξισώσεων.

2.9 Η ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΩΝ ΡΕΥΣΤΩΝ ΓΙΑ ΤΗ ΛΥΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ

Μέχρι τώρα έχουμε αναλύσει από ιατρικής άποψης την φυσιολογία του ανευρύσματος καθώς και των μεθόδων μοντελοποίησης του προβλήματος στον ηλεκτρονικό υπολογιστή. Σε αυτή τη παράγραφο θα αναλυθεί η μηχανική των ρευστών που διέπει τη τελική λύση του προβλήματος.

2.9.1 ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΕΣ ΕΞΙΣΩΣΕΙΣ

Οι εξισώσεις που αφορούν την κίνηση του ρευστού σε σχέση με την γεωμετρία και περιγράφουν το πεδίο ροής είναι η εξίσωση της συνέχειας, της ορμής και αναλόγως μοντέλου της ενέργειας.

Η εξίσωση συνέχειας ή εξίσωση διατήρησης της μάζας σε έναν όγκο ελέγχου είναι:

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

και για ασυμπίεστο ρευστό γίνεται:

$$\text{div} \vec{v} \equiv \frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0$$

Η εξίσωση διατήρησης της ορμής εκφράζει το δεύτερο βασικό νόμο της κλασικής Μηχανικής, που ονομάζεται και δεύτερος νόμος του Νεύτωνα, ότι δηλαδή η χρονική μεταβολή της ορμής ισούται με το άθροισμα των δροσών δυνάμεων. Οι δυνάμεις, που δρουν στη μάζα του ρευστού είναι οι μαζικές δυνάμεις, οι επιφανειακές δυνάμεις (που περιλαμβάνει τον τανυστή των τάσεων) και δυνάμεις από στερεό σώμα. Οι εξισώσεις διατήρησης της ορμής στις τρεις διευθύνσεις είναι:

$$\text{Στον άξονα των } x \frac{\partial(\rho u)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho u^2)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho uv)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho uw)}{\partial z} = \rho g_x + \frac{\partial \sigma_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{zx}}{\partial z}$$

$$\text{Στον άξονα των } y \frac{\partial(\rho v)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho uv)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v^2)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho vw)}{\partial z} = \rho g_y + \frac{\partial \sigma_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{zy}}{\partial z}$$

$$\text{Στον άξονα των } z \frac{\partial(\rho w)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho uw)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho vw)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho w^2)}{\partial z} = \rho g_z + \frac{\partial \sigma_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z}$$

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 γράφεται:

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

2.9.2 ΣΥΝΕΚΤΙΚΑ ΜΟΝΤΕΛΑ ΡΕΥΣΤΩΝ

Με τη βοήθεια της μηχανικής των ρευστών θα περιγράφεται και η συνεκτική συμπεριφορά του αίματος. Εν γένει η συνεκτικότητα (ιζώδες) ορίζεται ως το πηλίκο της διατμητικής τάσης $\vec{\tau}$ και του ρυθμού παραμόρφωσης \vec{D} . Γενικά υπάρχουν οι εξής κατηγορίες ρευστών ως προς τη συνεκτικότητα τους:

1. Νευτώνεια Ρευστά. Χαρακτηρίζονται από σταθερό ιζώδες (για σταθερή θερμοκρασία και πίεση). Στο επίπεδο $\tau - \dot{\gamma}$ η καμπύλη είναι ευθεία διερχόμενη από την αρχή των αξόνων. Το ιζώδες είναι δηλαδή ανεξάρτητο του $\dot{\gamma}$.
2. Ρευστά Bingham, λέγονται και πλαστικά Bingham. Η καμπύλη $\tau - \dot{\gamma}$ είναι πάλι ευθεία αλλά δεν διέρχεται από την αρχή των αξόνων. Αυτό σημαίνει ότι για να

ρεύσει το συγκεκριμένο σώμα θα πρέπει η διατμητική τάση να υπερβεί κάποια τιμή τ_0 . Η σχέση μεταξύ τ και $\dot{\gamma}$ δίνεται από ($\dot{\gamma} < 0$)

$$\tau = \tau_0 + k \left(-\dot{\gamma} \right)$$

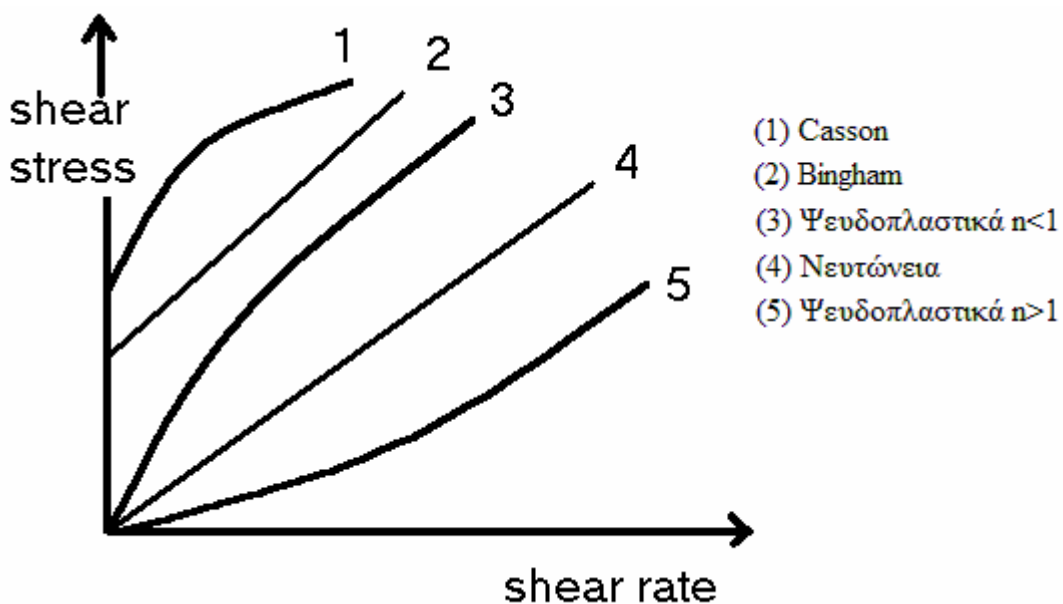
3. Ρευστό Casson. Τα ρευστά αυτά εμφανίζουν την τάση ροής τ_0 όπως τα ρευστά Bingham όμως η σχέση μεταξύ τ και $\dot{\gamma}$ δεν είναι γραμμική. Η αναλυτική σχέση είναι:

$$\sqrt{\tau} = \sqrt{\tau_0} + k \sqrt{-\dot{\gamma}}$$

Ο Casson πρότεινε το μοντέλο αυτό για γαλάκτωμα σωματιδίων που σχηματίζουν συσσωμάτωμα τύπου gel και για χαμηλές ταχύτητες παραμόρφωσης $\dot{\gamma}$.

4. Ψευδοπλαστικά ρευστά. Ονομάζονται και ρευστά Ostwald-de Waele. Υπακούουν σε εκθετικής μορφής νόμο ($\dot{\gamma} < 0$)

$$\tau = k \left(-\dot{\gamma} \right)^n$$



Εικόνα 36 Ρεογράφημα διαφόρων ρεολογικών ρευστών

Η τιμή της συνεκτικότητας του αίματος έχει διερευνηθεί ως συνάρτηση της ταχύτητας παραμόρφωσης με διάφορες πειραματικές τεχνικές και για διάφορους συνδυασμούς συστατικών του. Παρόλα αυτά οι διάφορες έρευνες δεν έχουν καταλήξει σε συμφωνία εάν το πλάσμα του αίματος έχει νευτώνεια ή μη νευτώνεια συμπεριφορά. Ο λόγος ίσως είναι ότι δεν μπορεί να προσδιορισθεί ενιαία συμπεριφορά όταν το αίμα απομακρυνθεί από το φυσικό του περιβάλλον. Εν γένει υπάρχει συμφωνία ότι για μικρούς ρυθμούς παραμόρφωσης η φαινομενική συνεκτικότητα είναι αρκετά αυξημένη και υπάρχει κάποια τάση τ_0 αν και αυτή είναι αρκετά μικρή. Επίσης η συνεκτικότητα του αίματος μειώνεται αυξανόμενου του ρυθμού παραμόρφωσης $\dot{\gamma}$. Η ιδιότητα αυτή οδηγεί σε ψευδοπλαστική συμπεριφορά του αίματος ($n < 1$).

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως σε μεγάλα $\dot{\gamma}$ το αίμα συμπεριφέρεται ως νευτώνειο. Είναι επομένως αντιληπτό ότι η δυσκολία για την αναλυτική διατύπωση έκφραση της ρεολογικής συμπεριφοράς του αίματος είναι μεγάλη. Εκφράσεις υπάρχουν μόνο για τμήματα συμπεριφοράς της καμπύλης. Γενικά η συνεκτικότητα του αίματος είναι πολύ ευαίσθητη σε μικρές διακυμάνσεις της σύστασης του, επομένως η συνεκτικότητα είναι βασική κλινική παράμετρος. Πολλοί παράγοντες επηρεάζουν τη συνεκτικότητα και επομένως τη συμπεριφορά της ροής του αίματος. Ο αιματοκρίτης παίζει σημαντικό ρόλο για τον προσδιορισμό της συνεκτικότητας και της αιματικής ροής. Οι υπόλοιπες παράμετροι που επηρεάζουν τη συνεκτικότητα του αίματος είναι δύσκολο να προσδιορισθούν διότι η κάθε μία επιδρά επί των υπολοίπων.

Παρακάτω θα παρουσιασθούν κάποια μοντέλα που χρησιμοποιούνται για να περιγράψουν περιπτώσεις μη νευτωνίων ρευστών (Bird 1987). Για να περιγραφούν τα μη νευτώνια ρευστά χρησιμοποιείται μια έκφραση του γενικευμένου, όπως αναφέρεται, ασυμπίεστου νευτώνιου ρευστού:

$$\tau = -\mu \dot{\gamma}$$

όπου η , είναι μια συνάρτηση των βαθμωτών αναλλοίωτων της $\dot{\gamma}$. Για τη συνάρτηση της $\mu(\dot{\gamma})$ χρησιμοποιούνται εμπειρικές σχέσεις που έχουν αποδειχθεί ότι περιγράφουν με ικανοποιητική ακρίβεια τα πειραματικά δεδομένα της συμπεριφοράς ενός ρευστού. Υπάρχουν πολλές τέτοιες εμπειρικές σχέσεις από τις οποίες θα περιγραφούν συνοπτικά οι σημαντικότερες.

ΤΟ ΜΟΝΤΕΛΟ CARREAU-YASUDA

Αυτό το μοντέλο περιλαμβάνει πέντε παραμέτρους, και έχει αρκετή ευελιξία ώστε να μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε μια μεγάλη ποικιλία πειραματικών καμπυλών της συνάρτησης $\mu(\dot{\gamma})$.

Έχει αποδειχθεί ότι είναι χρήσιμο σε αριθμητικούς υπολογισμούς στους οποίους απαιτείται αναλυτική έκφραση για τη μη-Νευτώνια καμπύλη συνεκτικότητας το μοντέλο είναι:

$$\frac{\mu - \mu_{\infty}}{\mu_0 - \mu_{\infty}} = \left[1 + \left(\lambda \dot{\gamma} \right)^a \right]^{(n-1)/a} \quad \text{Εξίσωση 27}$$

Εδώ μ_0 είναι η συνεκτικότητα σε μηδενικό ρυθμό παραμόρφωσης, μ_{∞} είναι η συνεκτικότητα σε άπειρο ρυθμό παραμόρφωσης, $\dot{\gamma}$ ο ρυθμός γωνιακής παραμόρφωσης (shear strain rate), n ο δείκτης ρεολογικής συμπεριφοράς του ρευστού (Power Law Index), λ ο χρόνος χαλάρωσης (Time Constant), a ο εκθέτης του Yasuda ο οποίος είναι μια αδιάστατη παράμετρος που περιγράφει την μεταβατική περιοχή μεταξύ της περιοχής μηδενικού ρυθμού παραμόρφωσης και της περιοχής με άπειρο ρυθμό παραμόρφωσης.

ΤΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΤΩΝ OSTWALD ΚΑΙ DE WAELE

Το μοντέλο αυτό έχει αναπτυχθεί κυρίως για τη βιομηχανία όπου στα περισσότερα προβλήματα η φθίνουσα γραμμική περιοχή της καμπύλης της ροϊκής συμπεριφοράς του ρευστού είναι η σημαντικότερη. Η περιοχή αυτή μπορεί να περιγραφεί με μια απλή έκφραση του τύπου:

$$\eta = m \dot{\gamma}^{n-1} \quad \text{Εξίσωση 28}$$

όπου η παράμετρος m είναι διαστατή ενώ η n αδιάστατη. Αυτή η εξίσωση μπορεί επίσης να θεωρηθεί ως η οριακή έκφραση για υψηλές τιμές ρυθμού παραμόρφωσης της εξίσωσης 27, όπου γίνεται σαφές ότι ο όρος n έχει την ίδια σημασία με αυτή στην εξίσωση Carreau-Yasuda. Όταν $n=1$ και $m = \mu$ επαληθεύεται η σχέση για το νευτώνιο ρευστό.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΕΠΙΛΟΓΗ ΜΕΘΟΔΩΝ ΚΑΙ ΛΥΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ

3.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Στα προηγούμενα κεφάλαια έγινε η προσέγγιση του προβλήματος του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής μέσω της ανάλυσης των παραμέτρων που διέπουν την ανάπτυξη του. Επίσης παρουσιάστηκε ο τρόπος ανάπτυξης της αθηροσκλήρωσης η οποία συνυπάρχει στις περισσότερες περιπτώσεις με το ανεύρυσμα ενώ αναλύθηκαν και τα προβλήματα που σχετίζονται με την τοποθέτηση του ενδοαγγειακού μοσχεύματος που εμποδίζουν την σταθερή λειτουργία του. Τόσο στις παθήσεις του ανευρύσματος, της αθηροσκλήρωσης, της αρτηριακής θρόμβωσης, όσο και στα προβλήματα του ενδοαγγειακού μοσχεύματος, αναδείχθηκε ο ρόλος που διαδραματίζουν τα φαινόμενα αιμοδυναμικής, τα οποία δρουν στα στερεά όρια που τα περιβάλλουν με αποτέλεσμα τον καθορισμό της εξέλιξης της κατάστασης του ασθενούς. Η δράση αυτή της ρευστοδυναμικής συμπεριφοράς του αίματος θεμελιώνει και το σκοπό της παρούσας εργασίας.

Τα φαινόμενα αυτά όπως επίσης δείξαμε είναι πλέον δυνατό να μελετηθούν με τον συνδυασμό των γνωστικών πεδίων της μηχανικής των ρευστών και της αριθμητικής ανάλυσης, τα οποία παρουσιάστηκαν εκτενώς στο προηγούμενο κεφάλαιο. Στο κεφάλαιο αυτό έγινε ανάλυση όλων των τεχνικών ξεκινώντας από το στάδιο της αγγειακής απεικόνισης, της μοντελοποίησης 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, καθώς και της μεθόδους υπολογιστικής ρευστομηχανικής που επιτρέπουν την προσέγγιση της λύσης τους.

Στις παραγράφους που ακολουθούν θα γίνει η προσέγγιση και η λύση του προβλήματος, με την κατάλληλη επιλογή των διαθέσιμων μεθόδων, που αναπτύχθηκαν προηγουμένα. Για το σκοπό της παρούσας εργασίας επιλέχθηκαν τρεις διαφορετικές περιπτώσεις για εξέταση του πεδίου ροής, η κάθε μία με το δικό της εμβιομηχανικό ενδιαφέρον. Η πρώτη περίπτωση ροής αφορά στον αυλό ροής που έχει διαμορφωθεί μέσα στο ανεύρυσμα (πιο κάτω αναφέρεται και ως καθαρό ανεύρυσμα). Στη περίπτωση αυτή θα αξιολογηθούν οι κατανομές των διατμητικών τάσεων και των πιέσεων στο τοίχωμα του ανευρύσματος, οι οποίες ευθύνονται για την ανάπτυξη θρόμβου στο αγγείο καθώς και τη τελική ρήξη του ανευρύσματος, που μπορεί να οδηγήσει στο θάνατο του ασθενούς.

Η δεύτερη περίπτωση επιλέχθηκε μια θεωρητική γεωμετρία ανευρύσματος που προέκυψε προσθέτοντας στον αυλό ροής της προηγούμενης περίπτωσης την περιοχή που καλύπτεται από τη θρόμβωση που αναπτύσσεται στο τοίχωμα της αορτής. Η περίπτωση αυτή θα αναφέρεται και ως θεωρητικό ανεύρυσμα. Σε αυτό το θεωρητικό πεδίο ροής μπορούμε να εξετάσουμε το πώς διαμορφώνεται η ροή στις περιοχές που κανονικά υπάρχει θρόμβωση και έτσι να μελετήσουμε αν υφίσταται κάποιο φαινόμενο που να μας οδηγεί σε κάποιο συμπέρασμα που θα αφορά στην διαδικασία ανάπτυξης του θρόμβου.

Η τελευταία περίπτωση αφορά τη ροή μέσα στο ενδοαγγειακό μόσχευμα, που αποτελεί τρόπο αντιμετώπισης, χαμηλής επεμβατικότητας. Στη περίπτωση αυτή μεγαλύτερο ενδιαφέρον παρουσιάζουν οι δυνάμεις που δρουν πάνω στο μόσχευμα λόγω των οποίων το μόσχευμα μπορεί να μετατοπιστεί, προκαλώντας ροή μέσα στο ανεύρυσμα με συνέπεια την επαπειλούμενη ρήξη του ανευρύσματος.

Τα ρευστοδυναμικά φαινόμενα τα οποία λαμβάνουν χώρα σε ένα ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής ισχύουν κατά βάση για όλους τους ασθενείς που πάσχουν από τη νόσο του ανευρύσματος, ή έχουν υποστεί επέμβαση ενδοαγγειακού μοσχεύματος. Παρόλα αυτά σημαντικό ρόλο παίζουν τα χαρακτηριστικά της πραγματικής μορφολογίας του ανευρύσματος του ασθενούς, μιας και τα ρευστοδυναμικά φαινόμενα επηρεάζονται σημαντικά από αυτή. Για το λόγο αυτό η μελέτη επιλέχθηκε να γίνει σε ένα μοντέλο εξειδικευμένο για ασθενή, έτσι ώστε να έχουμε τη πιο ρεαλιστική προσέγγιση όσον αφορά στα φαινόμενα που αναπτύσσονται. Για το σκοπό αυτό αναζητήθηκαν εξετάσεις τομογραφίας ανευρύσματος κοιλιακής αορτής και

επιλέχθηκε κατάλληλη περίπτωση ασθενούς με ανεύρυσμα που είχε εκ των υστέρων αντιμετωπιστεί με επέμβαση ενδοαγγειακής αποκατάστασης. Από τις εξετάσεις αυτές εξήχθησαν με χρήση του προγράμματος MIMICS της εταιρίας Materialise NV οι κατάλληλες γεωμετρίες για τις περιπτώσεις που αναφέρθηκαν παραπάνω, και με το πακέτο της ANSYS, CFX μοντελοποιήσαμε και λύσαμε το πρόβλημα. Η εξέταση του προβλήματος, όπως θα δούμε, έγινε σε χρονική διάρκεια ενός πλήρους καρδιακού παλμού, εισάγοντας πειραματικά δεδομένα για την ροή του αίματος, ενώ εξετάστηκαν και διαφορετικές μέθοδοι εισόδου της ροής για να εξεταστεί το πόσο μεταβάλλεται το πεδίο ροής, εξαιτίας αυτών.

Παρακάτω παρουσιάζεται εκτενέστερα η διαδικασία επίλυσης του προβλήματος, ενώ παράλληλα αναλύεται η μέθοδος μοντελοποίησης που ακολουθήθηκε.

3.2 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ ΑΠΟ ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΞΕΤΑΣΕΙΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

Με τη βοήθεια του κ. Ιωάννη Κακίση, Επίκουρο Καθηγητή αγγειοχειρουργικής του ΕΚΠΑ και του ιατρού κ. Κωνσταντίνου Βασιλά από το Αττικό νοσοκομείο μπορέσαμε να πάρουμε αξονικές τομογραφίες ασθενών που έπασχαν από ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής. Από τα δεδομένα αυτά, επιλέχθηκε η περίπτωση άντρα ασθενούς, ο οποίος έπασχε από ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής και για την αποκατάσταση του υποβλήθηκε σε εγχείρηση ενδοαγγειακής αποκατάστασης (Endo Vascular Repair ή εν συντομία EVAR) με την προσθήκη ενδοαγγειακού μοσχεύματος (endograft). Για την περίπτωση αυτή διατείθονταν δεδομένα εξετάσεων τόσο πριν την επέμβαση ενδοαγγειακής αποκατάστασης, όσο και μετά την προσθήκη του ενδοαγγειακού μοσχεύματος. Στις Εικόνες 37 και 38 παρουσιάζονται όψεις από εμπρός σε τομή της περιοχής της κοιλιακής χώρας στο επίπεδο του ανευρύσματος. Οι εικόνες αυτές είναι μέρος των εικόνων που περιέχονταν στην εξέταση αξονικής τομογραφίας του ασθενούς. Στην εικόνα 37 φαίνεται ο αυλός ροής του αίματος με ανοιχτό χρώμα (λόγω του σκιαγραφικού υγρού που χρησιμοποιήθηκε). Η μάζα που εφάπτεται με τον αυλό και απεικονίζεται με γκρίζο χρώμα είναι η αρτηριακή θρόμβωση, η οποία εκτείνεται μέχρι το τοίχωμα του αγγείου, το οποίο εικονίζεται με λεπτή λευκή γραμμή. Στην εικόνα 38 παρουσιάζεται η περίπτωση ενδοαγγειακού μοσχεύματος, όπου με ανοιχτό χρώμα φαίνεται η περιοχή του αυλού η οποία περιβάλλεται από το ενδοαγγειακό μόσχευμα, που απεικονίζεται με λαμπρό λευκό χρώμα, ενώ είναι ακόμα δυνατό να διακρίνει κανείς την περιοχή του θρομβωμένου αίματος καθώς και το τοίχωμα του αγγείου. Το ανεύρυσμα αυτό χαρακτηρίζεται

ως τύπου ΠΒ κατά Allenberg (εικόνα 7 στο κεφάλαιο 1), αφού καταλαμβάνει εκτός από την κοιλιακή αορτή και μέρος των λαγονίων αρτηριών του ασθενούς.

Τα δεδομένα από τις αξονικές τομογραφίες, όπως όλα τα δεδομένα ιατρικής απεικόνισης, ήταν αποθηκευμένα σε αρχεία μορφής DICOM και για την επεξεργασία τους χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό MIMICS 13.0 της εταιρίας Materialise NV, το οποίο δίνει την δυνατότητα επεξεργασίας και τρισδιάστατης αναδόμησης (3D reconstruction) αξονικών και μαγνητικών τομογραφιών.



Εικόνα 37 Εικόνα της αξονικής τομογραφίας, με όψη από εμπρός της τομής της κοιλιακής χώρας. Φαίνεται καθαρά με ανοιχτό χρώμα στο κέντρο της εικόνας ο αυλός ροής του αίματος, ακριβώς γύρω του είναι ο θρόμβος που καταλαμβάνει τη περιοχή μέχρι τη λεπτή γραμμή ανοιχτού χρώματος, η οποία αναπαριστά το τοίχωμα του αγγείου.



Εικόνα 38 Αντίστοιχη εικόνα με τη προηγούμενη. Παρουσιάζεται εδώ η περίπτωση ενδοαγγειακού μοσχεύματος, το οποίο περιβάλλει τον αυλό ροής του αίματος και φαίνεται με λαμπρό λευκό χρώμα.

Τα αρχεία δεδομένων DICOM αποτελούν ουσιαστικά ένα σύνολο διδιάστατων εικόνων τομών σε πολλαπλά επίπεδα κατά τις τρεις διαστάσεις. Οι εικόνες αυτές είναι αρχεία μορφής dcm και τα χαρακτηριστικά τους παρατίθενται στον Πίνακα 1. Τα χαρακτηριστικά αυτά των εικόνων εξαρτώνται τόσο από τις δυνατότητες του αξονικού τομογράφου που χρησιμοποιήθηκε στην εξέταση, όσο και από τις επιλογές που έκανε ο ακτινολόγος για την δεδομένη εξέταση.

Για την επεξεργασία των εικόνων αυτών κάνουμε εισαγωγή αυτών στο λογισμικό MIMICS το οποίο με τον ορισμό του προσανατολισμού από τον χρήστη μετατρέπει, με αυτοματοποιημένη μέθοδο, το σύνολο των διδιάστατων εικόνων σε ένα ενοποιημένο αρχείο μορφής mcs. Σε αυτό το νέο αρχείο δίνεται η δυνατότητα σειριακής προσπέλασης των εικόνων της εξέτασης καθώς και ταυτόχρονη επόπτευση τους στις τρεις διαστάσεις, ενώ επιτρέπεται και η επεξεργασία τους ώστε να γίνει εξαγωγή των γεωμετριών που ενδιαφέρουν την παρούσα μελέτη.

	Πλήθος Εικόνων	Μέγεθος Pixel	Ανάλυση	Βήμα	Τύπος Αξονικού Τομογράφου	Πρωτόκολλο Λειτουργίας
Εξέταση πριν την επέμβαση	191	0.5859	512x512	2,5 mm	GE Medical Systems/ Hispeed	6.5 Aorta
Μετεγχειρητική παρακολούθηση	161	0.5664	512x512	2 mm	GE Medical Systems/ Hispeed	6.6 Stent (Follow up)

Πίνακας 1

3.3 ΤΜΗΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΤΩΝ ΕΙΚΟΝΩΝ

Για τη διαδικασία τμηματοποίησης και εξαγωγής της γεωμετρίας του αγγείου ακολουθήθηκε μέθοδος τμηματοποίησης με ταξινόμηση κατά το κατώφλι φωτεινότητας και χειροκίνητη βελτιστοποίηση της. Το βασικό υπόβαθρο για την τμηματοποίηση της εικόνας προέρχεται από τη γνώση ότι οι διάφορες ανατομικές δομές ξεχωρίζουν στην εικόνα της αξονικής τομογραφίας, ανάλογα με τη φωτεινότητα που εκπέμπουν (η οποία έχει να κάνει με το ποσό της ακτινοβολίας που απορροφούν) (Herfman 2009). Όπως αναφέρθηκε και σε προηγούμενο κεφάλαιο για να γίνει πιο ευδιάκριτος ο αυλός ροής του αίματος έχει εγχειθεί στο κυκλοφορικό σύστημα ποσότητα σκιαγραφικού μέσου το οποίο φαίνεται στην εικόνα της αξονικής τομογραφίας με ανοιχτό χρώμα. Με αυτή τη γνώση και την εποπτεία στις εικόνες της

τομογραφίας της περιοχής που αντιστοιχούν στον αυλό που ρέει το αίμα, δημιουργείται μια μάσκα ορίζοντας τα όρια φωτεινότητας που περιέχουν τον αυλό ροής του . Όπως φαίνεται στην Εικόνα 39, εκτός από τον αυλό ροής της αρτηρίας περιέχονται και όλα τα υπόλοιπα όργανα ή οστά, τα οποία αποτυπώνονται στις εικόνες στο ίδιο εύρος φωτεινότητας. Για τον λόγο αυτό λαμβάνει χώρα μια διαδικασία χειροκίνητης βελτίωσης της εικόνας.

Αρχικά περιορίζονται τα όρια της μάσκας σε ένα ορθογώνιο παραλληλόγραμμο που περιέχει τα όρια της περιοχής που θέλουμε να συμπεριλάβουμε στη γεωμετρία μας, με μια διαδικασία χειροκίνητης περικοπής. Όπως φαίνεται και στην Εικόνα 40, σε αυτή τη φάση στη μάσκα περιλαμβάνονται τόσο οι περιοχές του αυλού ροής της αορτής που μας αφορούν, όσο και μέρη άλλων οργάνων, για αυτό το λόγο εξετάζονται πλέον μια προς μια οι εικόνες του



Εικόνα 39 Μορφή της μάσκας επιλογής όπου περιλαμβάνονται οι περιοχές που βρίσκονται άνει τις περιοχές μέσα σε προσδιορισμένη περιοχή φωτεινότητας.

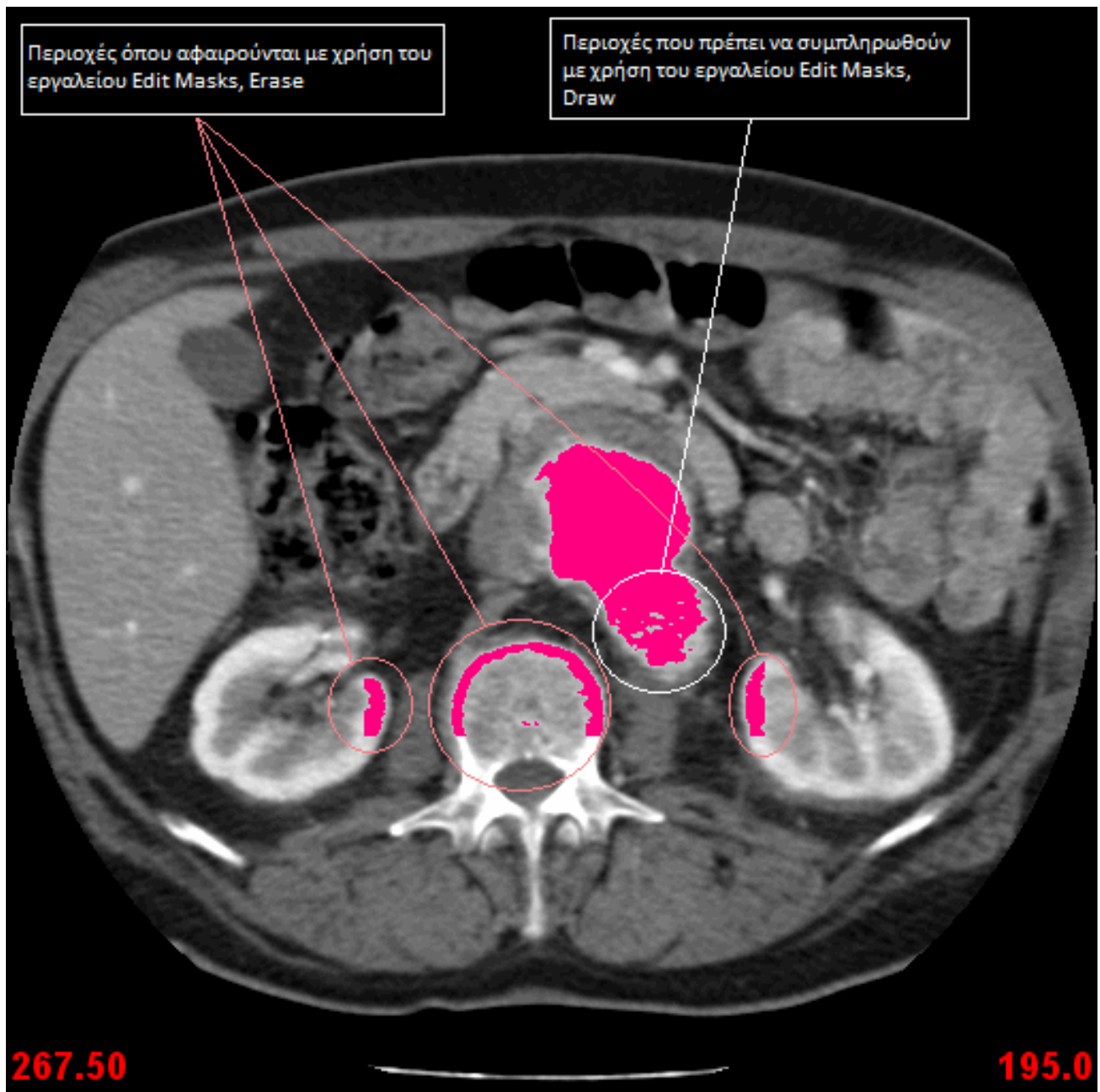
τομογράφου, με κίνηση κατά τον άξονα του z, και γίνεται χειροκίνητη διόρθωση των σφαλμάτων που περιέχονται στις εικόνες. Τα σφάλματα αυτά έχουν να κάνουν αφενός με την ύπαρξη στη μάσκα περιοχών εκτός του όγκου που αφορά την μοντελοποίηση και αφετέρου στην συμπλήρωση των κενών που τυχόν υπάρχουν στη μάσκα, μέσα στον αυλό ροής της αορτής. Στην Εικόνα 41 παρουσιάζονται τυπικά σφάλματα που βρέθηκαν σε εικόνα του άξονα z και τα οποία θα διορθώθηκαν χειροκίνητα.

Αντίστοιχη διαδικασία ακολουθείται και για την περίπτωση του ενδοαγγειακού μοσχεύματος. Παρόλα αυτά στην περίπτωση του θεωρητικού ανευρύσματος είναι ανέφικτο να υλοποιηθεί η διαδικασία αυτή μιας και η περιοχή που περιλαμβάνει την αθηροσκλήρωση και αρτηριακή θρόμβωση και ζητείται να συμπεριληφθεί στην γεωμετρία μοντελοποίησης είναι



Εικόνα 40. Περικομμένη εικόνα της μάσκας. Η επιλεγμένη περιοχή στα δεξιά της εικόνας αποτελεί μέρος του ανευρύσματος.

πολύ σκούρα σε σχέση με τον ανοιχτού χρώματος αυλό ροής τους αίματος. Έτσι εάν επιλεγόταν κάποιο κατώφλι φωτεινότητας που να συμπεριλαμβάνει το ανώτερο και κατώτερο όριο της φωτεινότητας που ζητείται να μοντελοποιηθεί, θα ήταν πολύ ευρύ με αποτέλεσμα να συμπεριλαμβάνει το περισσότερο μέρος της διδιάστατης εικόνας. Για αυτό το λόγο στη περίπτωση του θεωρητικού ανευρύσματος επιλέχθηκε η εξαρχής χειροκίνητη μοντελοποίηση.



Εικόνα 41 Λεπτομέρεια από εικόνα τομής κατά τον άξονα z, όπου φαίνονται τα ελαττώματα της μάσκας που πρέπει να διορθωθούν με παρέμβαση του χρήστη.

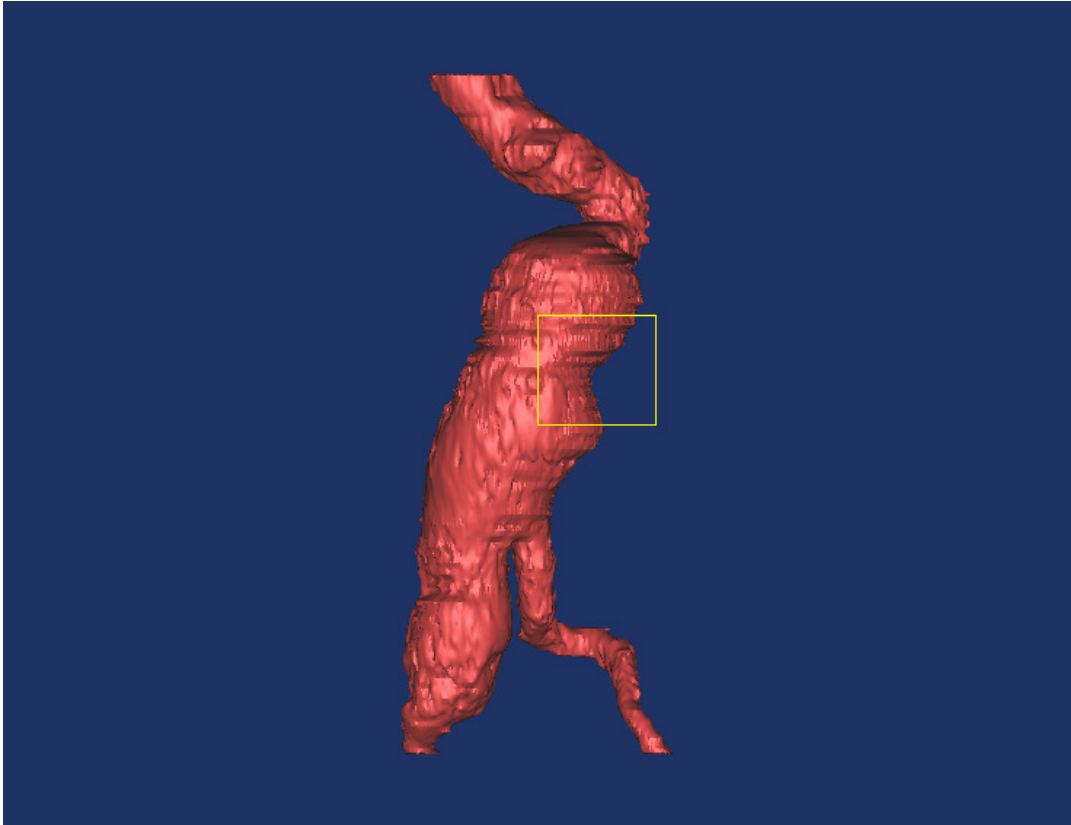
Ολοκληρώνοντας αυτή τη διαδικασία έχουμε πλέον μια μάσκα που αναπαριστά τον όγκο μέσα στον οποίο θέλουμε να ελέγξουμε τα πεδία ροής, εκφρασμένο σε ένα σύνολο επιφανειακών τομών κατά τον άξονα z. Για να γίνει δυνατή η επεξεργασία αυτού του αρχείου χρησιμοποιείται η υπορουτίνα του MIMICS, STL+ η οποία παράγει αρχεία μορφής STL βάση της μάσκας που δημιουργήσαμε και σε κωδικοποίηση ASCII. Το αρχείο STL που δίδεται από αυτή τη διαδικασία, περιγράφει σε μορφή τριγώνων την εξωτερική επιφάνεια που περικλείει τον όγκο που επελέγει στην μάσκα επιλογής.

3.4 ΕΞΟΜΑΛΥΝΣΗ ΤΗΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ (SURFACE SMOOTHING)

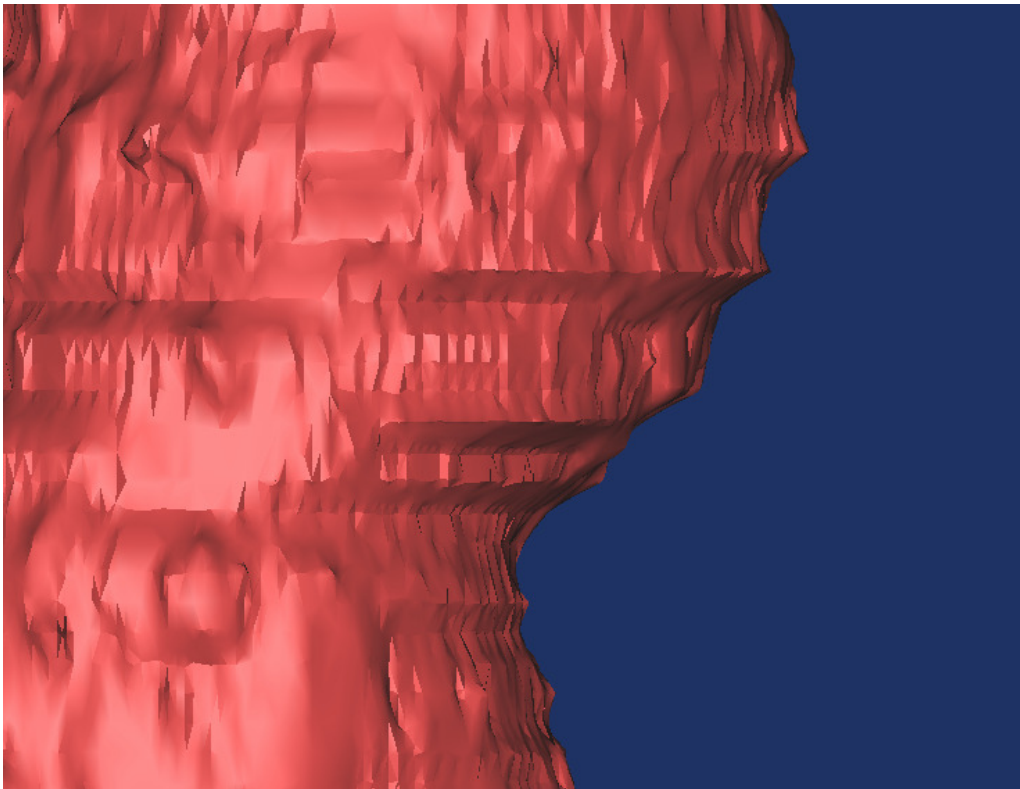
Στην Εικόνα 42 παρουσιάζεται η μορφή της εξωτερικής επιφάνειας του αρχείου STL που προέκυψε από τη διαδικασία που παρουσιάστηκε παραπάνω. Γίνεται εμφανές ότι η επιφάνεια του σχήματος απέχει από την ρεαλιστική, λεία, επιφάνεια που αναμένεται να παρουσιάζει το τοίχωμα της αορτής ή τη μορφή του αυλού ροής. Αντίθετα παρουσιάζεται μια τραχιά επιφάνεια με πολλές ατέλειες.

Ο λόγος αυτής της απόκλισης είναι τα σφάλματα που προκύπτουν κυρίως λόγω των παρακάτω στοιχείων (Formaggia 2009, Bankman 2000):

- Μεγάλο βήμα κατά τον άξονα z. Η υπορουτίνα που κατασκευάζει το αρχείο STL χρησιμοποιεί μια παρεμβολή μεταξύ των σημείων που βρίσκονται στα όρια του όγκου που επιλέξαμε και έτσι αναπαριστά τον όγκο που μας ενδιαφέρει. Επειδή λοιπόν το βήμα κίνησης είναι αρκετά μεγάλο (2.5mm δηλαδή μια τάξη μεγέθους μικρότερο από την διάμετρο της αορτής που είναι περίπου 25mm) προκύπτουν μεγάλα σφάλματα κατά την διαδικασία παρεμβολής, που μας δίνουν αφύσικη εξωτερική επιφάνεια.
- Θόλωμα (blurring). Το θόλωμα αυτό προέρχεται από τις γύρω περιοχές της εικόνας που μας αφορά. Όταν δηλαδή μιλάμε για τις εικόνες που είναι τομές στον άξονα z το θόλωμα προέρχεται από τα γύρω επίπεδα z που δεν βρίσκονται ακριβώς στο βάθος πεδίου της τομογραφίας. Το θόλωμα αυτό δημιουργεί αβεβαιότητες για τα όρια της γεωμετρίας μας.



Εικόνα 42 Μορφή του εξωτερικού κελύφους του θεωρητικού ανευρύσματος που προέκυψε στο αρχείο γεωμετρίας STL.



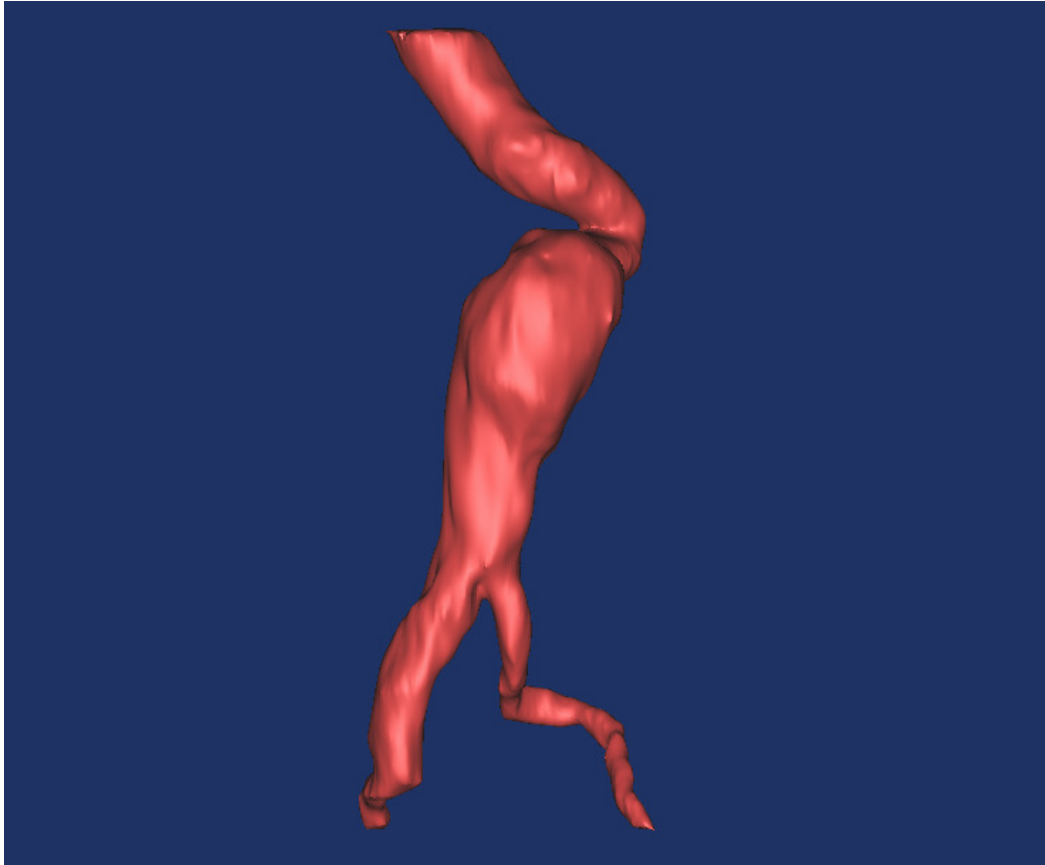
Λεπτομέρεια της Εικόνας 42 Λεπτομέρεια όπου φαίνονται οι ατέλειες της εξωτερικής επιφάνειας.

- Μικρή ανάλυση pixel. Γεγονός είναι ότι η περιοχή της εικόνας την οποία επεξεργαζόμαστε αποτελεί μικρό μέρος της συνολικής εικόνας οπότε αντιστοιχούν και λιγότερα pixels. Επίσης όσο λιγότερα είναι τα pixel τόσο μεγαλύτερο είναι και το μέγεθος τους άρα δημιουργούν και αυτά πρόβλημα αβεβαιότητας για τα όρια της επιφάνειας.

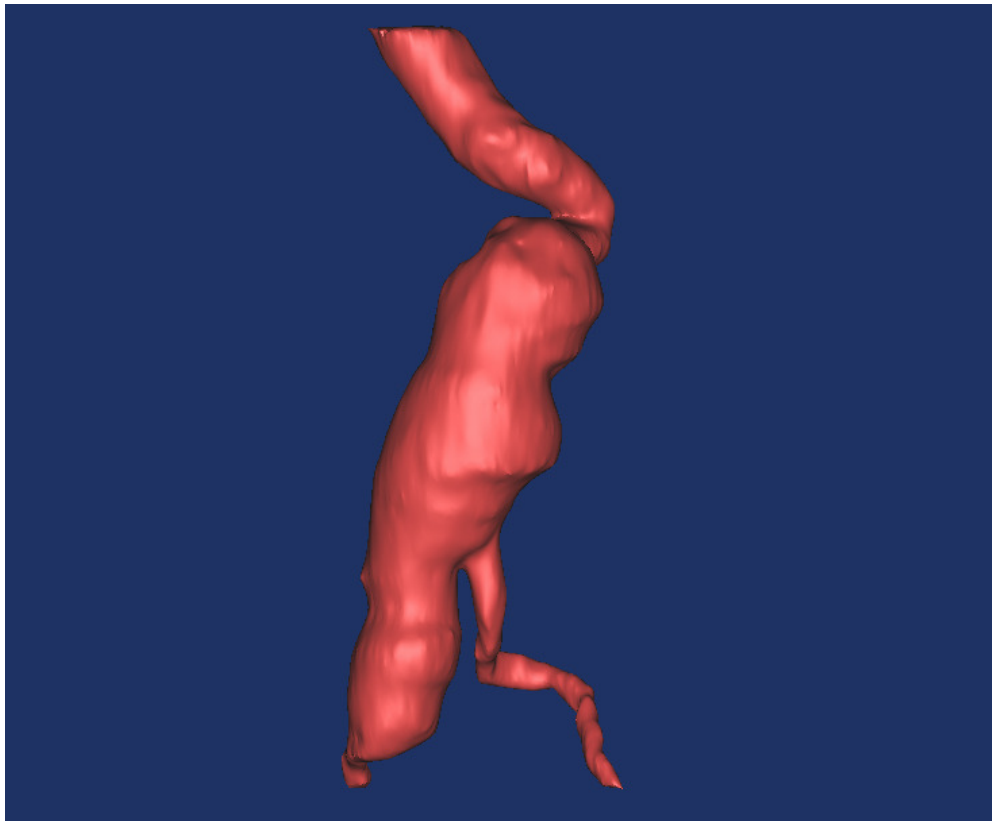
Γενικά τα σφάλματα αυτά αναφέρονται ως θόρυβος της τομογραφίας. Επίσης μπορεί κάποια σφάλματα να οφείλονται στον χειρισμό κατά την επιλογή της μάσκας, αλλά λόγω των παραπάνω προβλημάτων που μας δίνουν μια πηγή δεδομένων όχι όσο ακριβή θα ήταν επιθυμητό, τα σφάλματα στο χειρισμό επιλογής της μάσκας χαρακτηρίζονται ως αναπόφευκτα και σίγουρα επηρεάζουν λιγότερο την τελική μορφή της γεωμετρίας σε σχέση με τα προαναφερθέντα ελαττώματα των δεδομένων που παρέχονται.

Για την μελέτη της εργασίας αυτής απαιτείται μια όσο το δυνατόν πιο δυνατόν πιο ρεαλιστική προσέγγιση της πραγματικής κοιλιακής αρτηρίας του ασθενούς, έτσι ώστε και τα αποτελέσματα να ανταποκρίνονται κατά το δυνατόν στη πραγματικότητα. Για τον λόγο αυτό έγινε επεξεργασία της επιφάνεια του STL αρχείου μέσα από μια διαδικασία Smoothing έτσι ώστε να εξομαλυνθούν οι μεγάλες ατέλειες και να ληφθεί μια όσο το δυνατόν πιο λεία και αληθοφανής επιφάνεια. Η επεξεργασία αυτή έγινε με χρήση της προσεγγιστικής βηματικής υπορουτίνας Smoothing η οποία εξομαλύνει τις έντονες διακυμάνσεις της επιφάνειας. Δόθηκε προσοχή στην όσο το δυνατόν μικρότερη αλλοίωση των αρχικών δεδομένων, επιβάλλοντας την μη μείωση του όγκου λόγω της εξομάλυνσης. Οι επαναλήψεις που έγιναν ήταν 120 με συντελεστή 0,9.

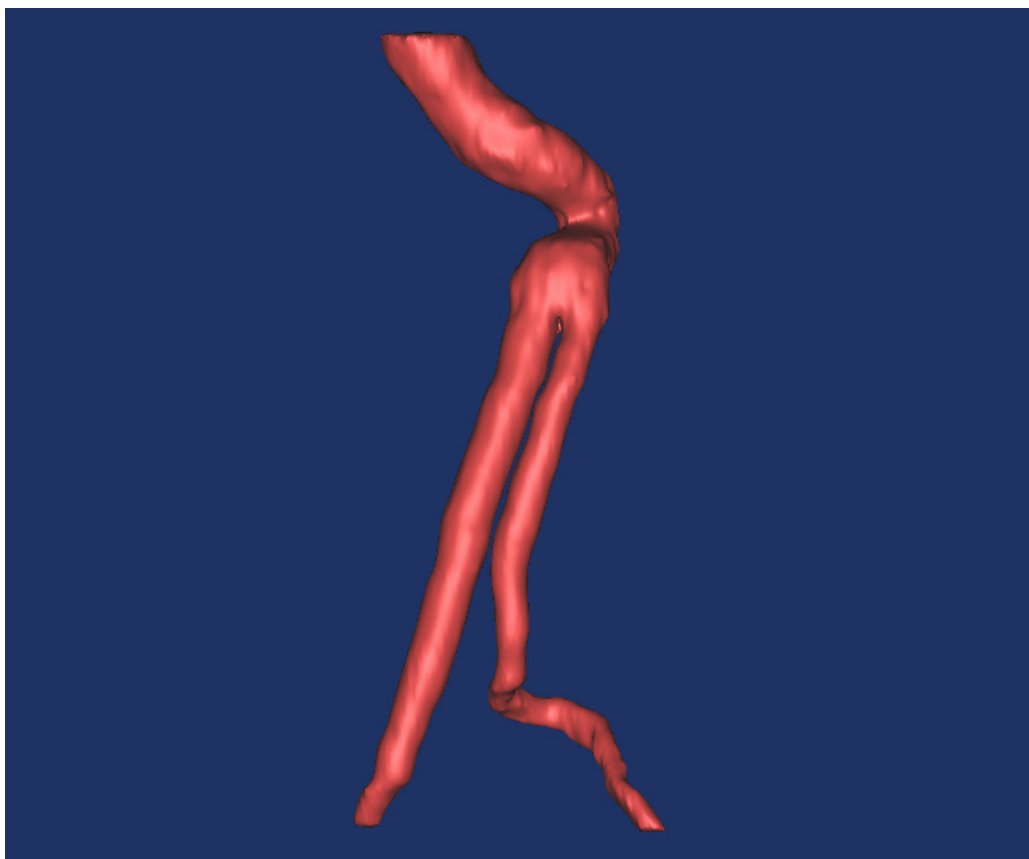
Για την εξαγωγή της γεωμετρίας αυτής, έγινε νέα κατασκευή αρχείων STL παίρνοντας τις τρεις παρακάτω εξωτερικές επιφάνειες (Εικόνες 43, 44, 45), οι οποίες αντιστοιχούν στις τρεις διαφορετικές περιπτώσεις που πρόκειται να αναλυθούν.



Εικόνα 43 Τελικό κέλυφος γεωμετρίας για την περίπτωση του καθαρού ανευρύσματος



Εικόνα 44 Τελικό κέλυφος γεωμετρίας για την περίπτωση του θεωρητικού ανευρύσματος



Εικόνα 45 Τελικό κέλυφος γεωμετρίας για την περίπτωση του ενδοαγγειακού μοσχεύματος.

3.5 ΤΕΛΙΚΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ - ΠΛΕΓΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ

Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω το αρχείο αυτό STL είναι η γεωμετρική αναπαράσταση της εξωτερικής επιφάνειας που περιβάλλει τον όγκο μέσα στον οποίο εξελίσσεται το πεδίο ροής. Για να γίνει δυνατή η μοντελοποίηση της ροής μέσα στις γεωμετρίες αυτές χρειάζεται να κατασκευαστεί το κατάλληλο πλέγμα, για τη κάθε περίπτωση, που θα περιγράφει τόσο την εξωτερική επιφάνεια της γεωμετρίας όσο και τον όγκο που αυτή περιέχει. Για την εργασία αυτή χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα γένεσης πλέγματος της εταιρίας ANSYS Inc., ICEM CFD. Η διαδικασία που ακολουθήθηκε παρουσιάζεται παρακάτω.

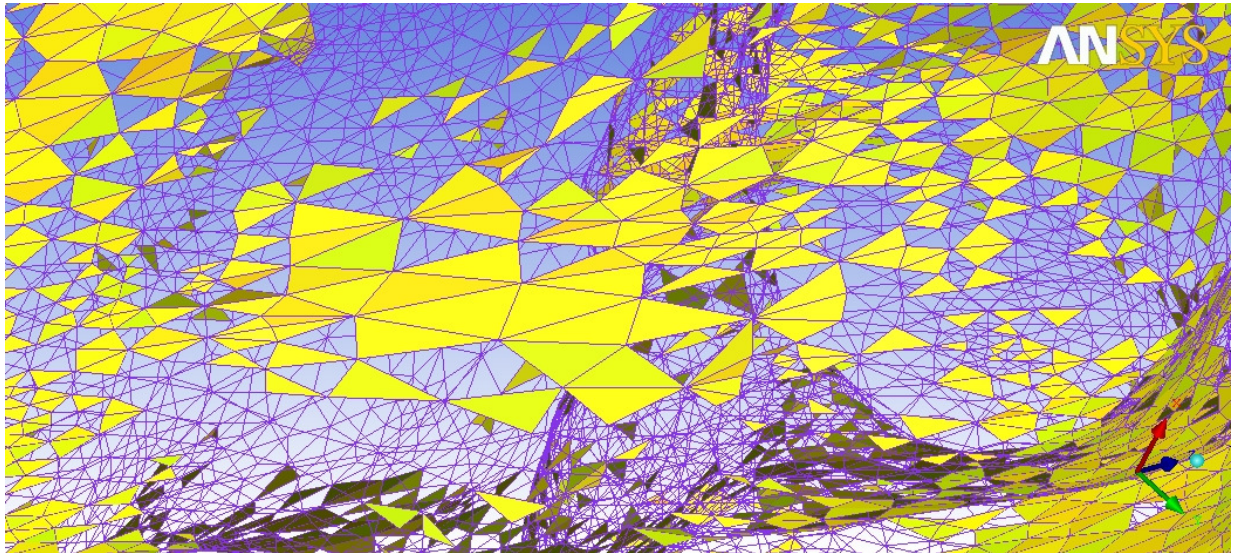
3.5.1 ΠΛΕΓΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΤΗΣ ΕΞΩΤΕΡΙΚΗΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ

Αρχικά εισαγάγετε το αρχείο STL ως γεωμετρία στην εφαρμογή και ορίζοντας της παραμέτρους μεγέθους στοιχείου και μεθόδου γένεσης πλέγματος δημιουργείται το αρχικό πλέγμα της επιφάνειας της εκάστοτε γεωμετρίας. Το πλέγμα επιλέχθηκε να είναι μη δομημένο, βασικά λόγω των δυνατοτήτων του προγράμματος πλεγματοποίησης που χρησιμοποιήθηκε. Το πρόγραμμα αυτό δεν είχε τη δυνατότητα να δημιουργήσει δομημένο πλέγμα για μια τόσο περίπλοκη επιφάνεια. Τέτοιου είδους πλεγματοποίηση είναι ακόμα σε ερευνητικό στάδιο και απέχει από την εφαρμογή της σε εμπορικά προγράμματα λόγω της πολυπλοκότητας της.

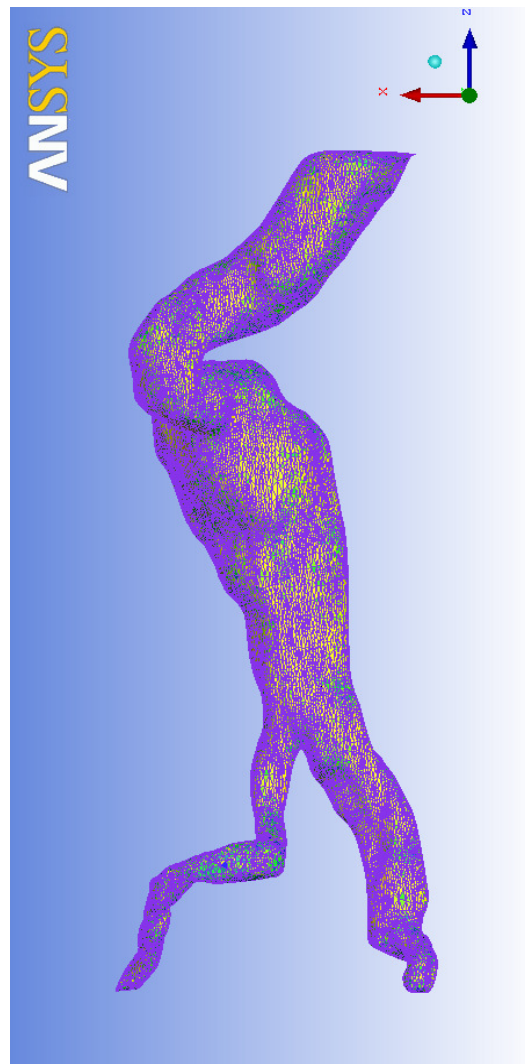
Για τη γένεση του εν λόγω πλέγματος εφαρμογή αυτή ορίστηκε το μέγεθος μέγιστου στοιχείου να είναι ίσο με 3mm^3 ενώ η μέθοδος γένεσης πλέγματος επιλέχθηκε να είναι η Delaunay, η οποία γεννά μη δομημένα πλέγματα.

Στη συνέχεια έγινε έλεγχος της ποιότητας του πλέγματος η οποία υπολογίζεται ως ο ελάχιστος λόγος του ύψους ανά τη βάση κάθε πλευράς, κανονικοποιημένος με το 1, με τα χειρότερα στοιχεία να είναι κοντά στο 0 και τα ιδανικότερα κοντά στο 1. Παρατήθηκε ότι πολλά από τα στοιχεία είναι κοντά στο 0, πράγμα που υποδεικνύει μια κακή ποιότητα πλέγματος. Αυτό μπορεί να γίνει αντιληπτό και οπτικά στην Εικόνα 46, όπου παρουσιάζεται λεπτομέρεια του πλέγματος και παρατηρείται μεγάλη διακύμανση στο μέγεθος επιφάνειας των τριγωνικών στοιχείων, ενώ επίσης σε πολλά στοιχεία φαίνεται η μια διάσταση να είναι σημαντικά μεγαλύτερη από την δεύτερη. Τα ελαττώματα αυτά προέκυψαν από τον τρόπο λειτουργίας της υπορουτίνας υπολογισμού του πλέγματος, η οποία δημιουργεί τα τρίγωνα του πλέγματος ανάλογα με την καμπυλότητα της επιφάνειας. Όπου δηλαδή υπάρχει έντονη διαφοροποίηση της καμπυλότητας χρησιμοποιεί πυκνότερα στοιχεία για να περιγράψει την επιφάνεια, ενώ όταν η καμπυλότητα παρουσιάζει ηπιότερη διακύμανση χρησιμοποιεί λιγότερα και αρκετά μεγαλύτερα στοιχεία.

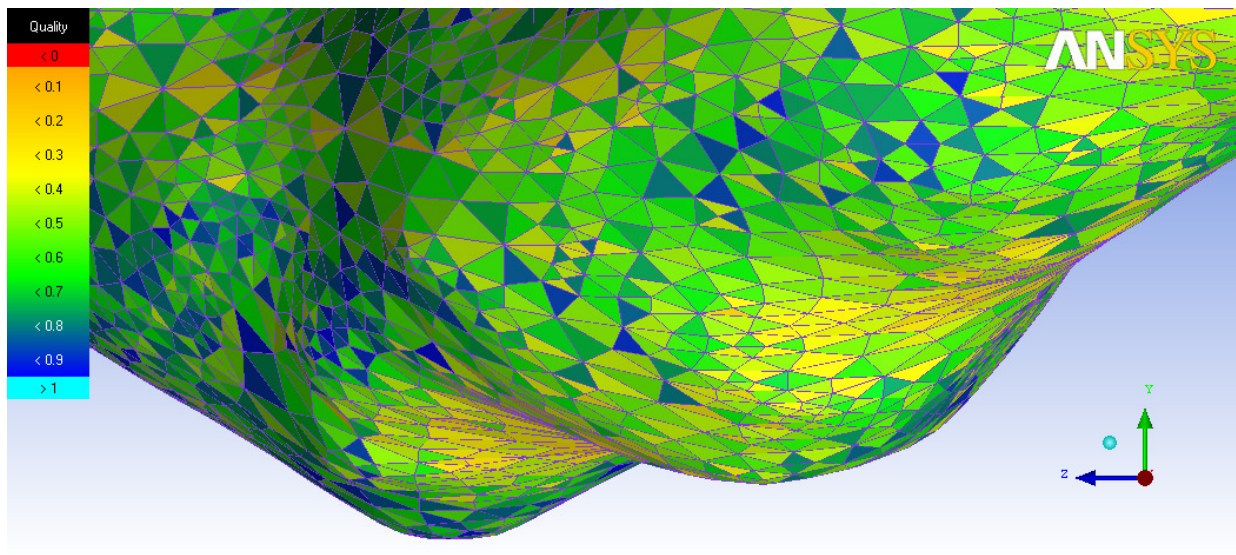
Για την επιδιόρθωση αυτού του προβλήματος ακολουθήθηκε μια διαδικασία επιδιόρθωσης του πλέγματος, η οποία βασίζεται στην πύκνωση αυτού, στις περιοχές εκείνες όπου η ποιότητα του πλέγματος είναι κακή. Για τον σκοπό αυτό έγιναν επαναλήψεις με διαφορετικές τιμές μέγιστου λόγου ύψους προς βάση κάθε τριγωνικού στοιχείου, θέτοντας τις τιμές 2, 1.5, 1. Στον Πίνακα 2 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα αυτής της διαδικασίας για τις τρεις γεωμετρίες μας, ενώ στις Εικόνες 47, 48, 49 παρουσιάζεται οπτικά η τελική του μορφή του πλέγματος καθώς και λεπτομέρειες πριν και μετά την διαδικασία βελτίωσης του.



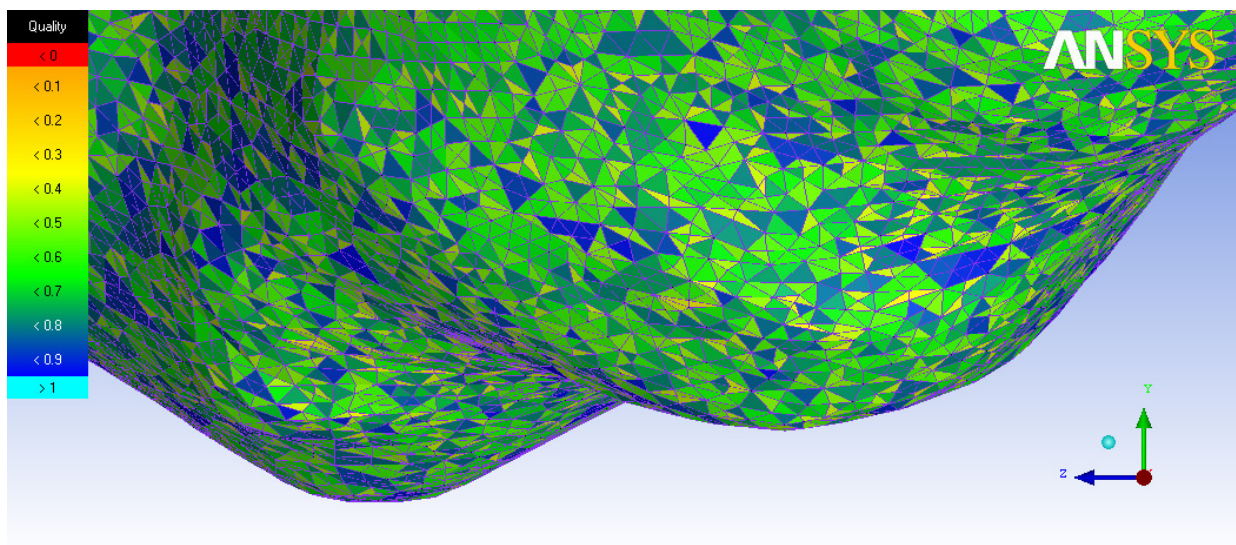
Εικόνα 46 Λεπτομέρεια από το πλέγμα του ανευρύσματος όπου φαίνονται τα ελαττώματα του. Στοιχεία που φαίνονται είναι αυτά με τη χειρότερη ποιότητα.



Εικόνα 47 Μορφή πλεγματοποιημένης εξωτερικής επιφάνειας



Εικόνα 49 Λεπτομέρεια πριν την διαδικασία βελτίωσης του πλέγματος, όπου φαίνονται οι μεγάλες διακυμάνσεις στο μέγεθος των τριγωνικών στοιχείων.



Εικόνα 49 Λεπτομέρεια μετά την διαδικασία βελτίωσης του πλέγματος, με το πλέγμα να είναι αρκετά πυκνότερο αλλά με στοιχεία ομοιόμορφου μεγέθους.

	Αρχικά Τριγωνικά Στοιχεία	Στοιχεία με συντελεστή ποιότητας <math>< 0,4</math>	Βήματικές Επαναλήψεις	Τελικά Τριγωνικά Στοιχεία	Στοιχείων με συντελεστή ποιότητας <math>< 0,4</math>
Πραγματικό Ανεύρυσμα	47500	33%	10	205200	8%
Θεωρητικό Ανεύρυσμα	61266	31%	14	251532	7%
Ενδοαγγειακό Μόσχευμα	52928	23%	17	169898	7%

Πίνακας 2 Παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της διαδικασίας βελτίωσης του πλέγματος.

3.5.2 ΠΛΕΓΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΤΟΥ ΧΩΡΟΥ

Με το πέρας της μέχρι τώρα διεργασίας έχουμε εξασφαλίσει μια καλά πλεγματοποιημένη επιφάνεια, η οποία θα ευνοήσει την επίλυση του προβλήματος. Για να μπορέσει όμως να γίνει η επίλυση, πρέπει να ολοκληρωθεί και η δημιουργία του πλέγματος στο σύνολο του χωρίου όπου θα εξελιχθούν τα πεδία ροής. Πρέπει δηλαδή να δημιουργηθεί το χωρικό πλέγμα στη περιοχή που περικλείεται από το εξωτερικό πλέγμα και η οποία παραμένει κενή. Για το σκοπό αυτό έγινε χρήση της μεθόδου του προελαύνοντος μετώπου, όπου ξεκινώντας με δεδομένο το επιφανειακό πλέγμα υπολογίστηκε το υπόλοιπο πλέγμα που αντιστοιχεί στο χώρο. Η τεχνική αυτή μας έδωσε μη δομημένο πλέγμα με τετραεδρικά στοιχεία. Ακολουθώντας την παραπάνω διαδικασία για τις τρεις προς μελέτη περιπτώσεις, παίρνουμε πλέγματα τα οποία είναι ικανά για να μοντελοποιηθεί η ροή αίματος και η επίλυση της ροής του.

3.6 ΟΡΙΣΜΟΣ ΤΩΝ ΟΡΙΑΚΩΝ ΣΥΝΘΗΚΩΝ ΠΡΟΣ ΕΠΙΛΥΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ

Προτού γίνει δυνατή η εισαγωγή των γεωμετριών προς εξέταση στον επιλύτη, πρέπει πρώτα να ορισθούν οι οριακές συνθήκες του προβλήματος. Για τον σκοπό αυτό χρησιμοποιείται το πρόγραμμα CFX-Pre το οποίο αποτελεί μέρος της σουίτας CFX που βρίσκεται στο πακέτο Ansys 12. Το λογισμικό αυτό χωρίζεται σε τρία επιμέρους προγράμματα το CFX-Pre, με το οποίο ορίζεται το πρόβλημα και οριακές συνθήκες, το CFX-Solver Manager, το οποίο επιλύει το πρόβλημα, και το CFX-Post, με το οποίο αναλύονται τα αποτελέσματα.

3.6.1 ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΤΟΥ ΑΙΜΑΤΟΣ

Για να ολοκληρωθεί η μοντελοποίηση του προβλήματος χρησιμοποιήθηκε το πρόγραμμα CFX-Pre. Αρχικά ορίστηκε το εργαζόμενο μέσο, το οποίο θα αποτελεί μοντέλο του αίματος και θα χρησιμοποιηθεί για τον υπολογισμό των πεδίων ροής. Για το αίμα λοιπόν δημιουργήθηκε ένα νέο υλικό, με υγρή θερμοδυναμική κατάσταση. Η πυκνότητα τέθηκε ίση

με 1056 [kg/m³]. Το αίμα αποτελεί μη νευτώνειο ρευστό, οπότε επιλέγεται η χρήση ανάλογου μοντέλου, μιας και έχουν εντοπιστεί αξιοσημείωτες διαφορές στα αποτελέσματα πίεσης και διατμητικών τάσεων, σε σχέση με απλοποιημένα μοντέλα αίματος, με νευτώνια μοντελοποίηση (Neofytou and Tsangaris 2006). Έτσι ορίζουμε την συνεκτικότητα μέσω του μοντέλου των Carreau Yasuda για μη νευτώνειο ρευστό, η οποία υποστηρίζεται από το ANSYS CFX. Το μοντέλο αυτό αποτελεί γενίκευση του αρχικού μοντέλου του Carreau με την δυναμική συνεκτικότητα να υπολογίζεται από τη σχέση:

$$\mu = \mu_{\infty} + \frac{(\mu_0 - \mu_{\infty})}{\left(1 + \left(\lambda \dot{\gamma}\right)^{\alpha}\right)^{\frac{1-n}{\alpha}}}$$

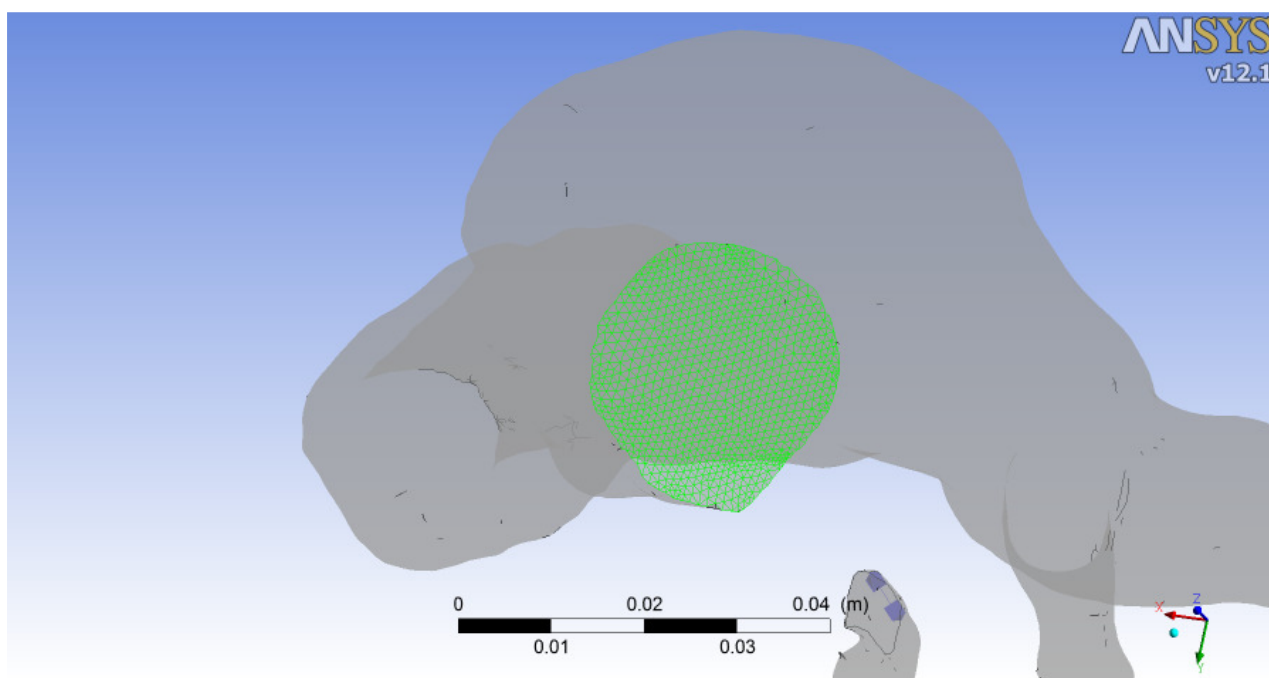
όπου μ είναι η δυναμική συνεκτικότητα, μ_0 η συνεκτικότητα της κάτω νευτωνικής περιοχής (Low Shear Viscosity), μ_{∞} η συνεκτικότητα της άνω νευτωνικής περιοχής (High Shear Viscosity), $\dot{\gamma}$ ο ρυθμός γωνιακής παραμόρφωσης (shear strain rate), n ο δείκτης ρεολογικής συμπεριφοράς του ρευστού (Power Law Index), λ ο χρόνος χαλάρωσης (Time Constant), a ο εκθέτης του Yasuda. Για το μοντέλο αυτό τέθηκαν οι παρακάτω τιμές που αντιστοιχούν στο αίμα (Gijssen 1999):

- $\mu_0 = 0.0022 \text{ Pa} \cdot \text{s}$
- $\mu_{\infty} = 0.022 \text{ Pa} \cdot \text{s}$
- $\lambda = 0.11 \text{ s}$
- $n = 0.392$
- $a = 0.644$

Έπειτα εισάγεται το μοντέλο αυτό του αίματος ως εργαζόμενο μέσο στο χωρίο Default Domain του Flow Analysis που αντιπροσωπεύει το χωρίο όπου θα εξελιχθεί το πεδίο ροής. Για το εργαζόμενο μέσο αυτό θέτουμε επίσης τις παρακάτω παραμέτρους: Θερμοδυναμικά ορίζεται η μεταφορά θερμότητας ως ισόθερμη και η θερμοκρασία του ρευστού τίθεται ίση με 37° C. Ακόμη οι τιμές του αριθμού Reynolds δεν αναμένονται να είναι υψηλές και σχεδόν σε όλο το καρδιακό κύκλο μικρότερες από 2000 (Olufsen 2000). Έτσι θεωρείται η ροή στρωτή και δεν χρησιμοποιείται κάποιο μοντέλο τύρβης για την περιγραφή της ροής τους ρευστού.

3.6.2 ΟΡΙΣΜΟΣ ΤΩΝ ΕΠΙΦΑΝΕΙΩΝ ΚΑΙ ΟΙ ΟΡΙΑΚΕΣ ΤΟΥΣ ΣΥΝΘΗΚΕΣ

Ακολούθως διαχωρίζονται οι επιφάνειες που περιβάλλουν το πεδίο ροής. Μέχρι αυτή τη στιγμή η εξωτερική επιφάνεια του χωρίου περιέχει όλες τις επιφάνειες που περικλείουν το χωρίο της ροής ενοποιημένες μεταξύ τους. Έτσι απαιτείται ο διαχωρισμός αυτών και ο ορισμός τους σε επιφάνειες εισόδου και εξόδου του ρευστού από το χωρίο του πεδίου ροής, ενώ το σύνολο της επιφάνειας που απομένει αντιστοιχεί στο τοίχωμα του αγγείου. Όπως φαίνεται και στην εικόνα 50, επιλέγονται με τα κατάλληλα εργαλεία τα τριγωνικά στοιχεία που ανήκουν στην εκάστοτε επιφάνεια που θέλουμε να ορίσουμε (εισόδου, εξόδου ή τοιχώματος), και στη συνέχεια ορίζονται ως μια ξεχωριστή επιφάνεια, όπου θα μπορέσουν να οριστούν οι οριακές συνθήκες.



Εικόνα 50 Παράδειγμα ορισμού επιφάνειας. Στη συγκεκριμένη περίπτωση έχουν επιλεγθεί τα στοιχεία που αντιστοιχούν στην επιφάνεια εισόδου της ροής

Έπειτα ορίζουμε τις οριακές συνθήκες στις εξωτερικές επιφάνειες, εισόδου, εξόδου και τοιχώματος, όπως αυτές έχουν ορισθεί από τον διαχωρισμό που έγινε.

ΟΡΙΑΚΗ ΣΥΝΘΗΚΗ ΣΤΟ ΤΟΙΧΩΜΑ

Αρχικά ορίζεται η οριακή συνθήκη στο τοίχωμα του αγγείου, με τη συνθήκη της μη ολίσθησης (No Slip Wall), η οποία περιορίζει το ρευστό στο όριο του τοιχώματος να έχει ταχύτητα ίση με αυτή του τοιχώματος, δηλαδή μηδενική. Αυτός ο ορισμός έχει μεγάλη σημασία στον υπολογισμό των διατμητικών τάσεων που τελικά ζητείται.

ΟΡΙΑΚΕΣ ΣΥΝΘΗΚΕΣ ΣΤΙΣ ΕΞΟΔΟΥΣ

Αντίστοιχα, ορίζονται οι οριακές συνθήκες στις δύο εξόδους, που βρίσκονται στις λαγόνιες αρτηρίες. Για αυτές τις επιφάνειες ορίζουμε ελεύθερη τη κίνηση του ρευστού μέσα από αυτές, χωρίς να επιβάλλεται δηλαδή η αποκλειστική αναρρόφηση ή η αποβολή ρευστού. Επίσης ορίζεται ως οριακή συνθήκη μια σταθερή πίεση ίση με 115mmHg, η οποία αντιστοιχεί στην τυπική συστολική πίεση του ανθρώπου. Ο ορισμός αυτός της πίεσης ως σταθερής δεν αποτελεί την ακριβέστερη μοντελοποίηση μιας και στην πραγματικότητα αυτή μεταβάλλεται κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου. Η επιλογή όμως που κάναμε δεν επηρεάζει την ανάπτυξη του πεδίου ροής, μιας και στις εξισώσεις Navier Stokes, εισάγεται η χωρική κλίση της πίεσης ($-\nabla p$) και όχι το μέτρο της (Τσαγγάρης 2005). Προβλήματα θα δημιουργηθούν με τον υπολογισμό του μέτρου της πίεσης πάνω στα τοιχώματα μιας και εκεί παίζει ρόλο το μέγεθος της πίεσης που έχουμε θέσει στο χωρίο. Παρόλα αυτά σε κάθε περίπτωση η πίεση θα είναι μεγαλύτερη από την πραγματική, πράγμα που μας δίνει την ασφάλεια ότι δεν θα γίνει κάποιος υποτιμημένος υπολογισμός.

ΟΡΙΑΚΗ ΣΥΝΘΗΚΗ ΣΤΗΝ ΕΙΣΟΔΟ - ΚΑΡΔΙΑΚΟΣ ΚΥΚΛΟΣ

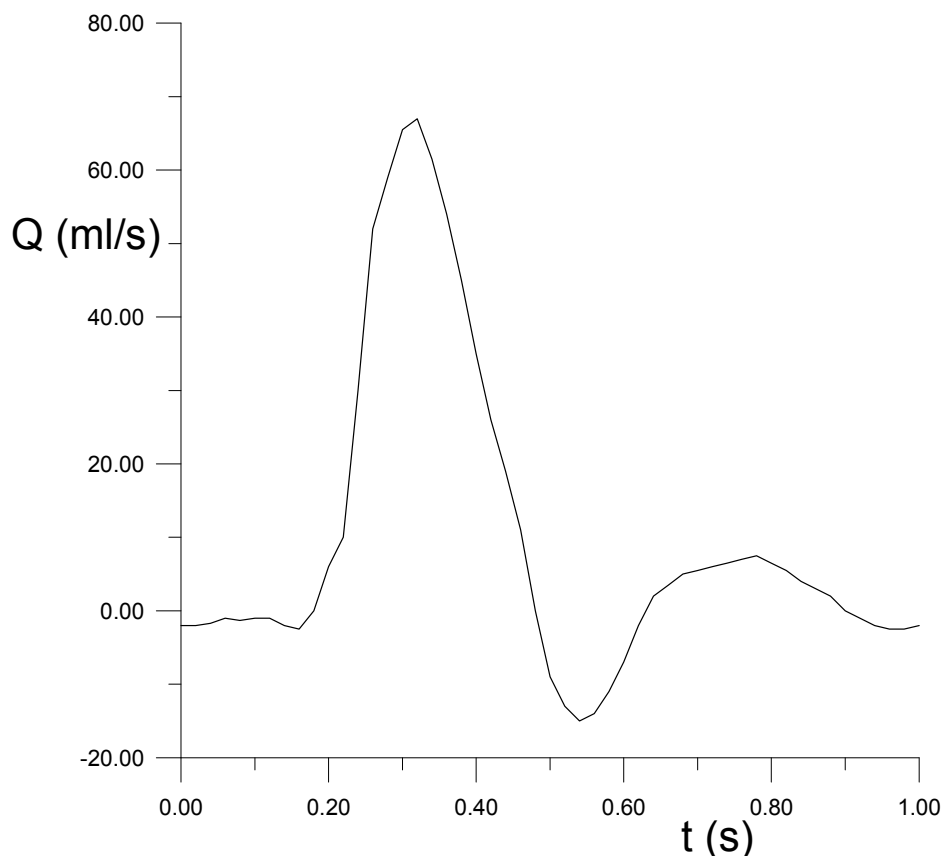
Στη συνέχεια ορίζεται η οριακή συνθήκη στην είσοδο, όπου δίδεται μια χρονικά μεταβαλλόμενη παροχή η οποία έχει προκύψει από πειραματικά δεδομένα του Casty (1978). Η γραφική παράσταση που παρατίθεται (Εικόνα 51) έχει προκύψει από έναν πίνακα δεδομένων, ο οποίος αποτελείται από 50 τιμές για τη χρονική περίοδο του ενός δευτερολέπτου, που διαρκεί ο παλμός σε αυτά τα πειραματικά δεδομένα. Για αυτό το λόγο ορίστηκε η χρονική

περίοδος στην ανάλυση του προβλήματος μας ίση με 1s, ενώ το χρονικό βήμα 0,02s. Όπως φαίνεται τα δεδομένα αποτελούνται από χρονικές τιμές της παροχής του αίματος που είχαν μετρηθεί σε υγιές άτομο με χρήση υπερηχογραφήματος Doppler. Για την συγκεκριμένη εφαρμογή θα εισαχθεί η παροχή εκφρασμένη σε ταχύτητα, ανάγοντας την στην επιφάνεια με τη σχέση:

$$V \left[\frac{m}{s} \right] = \frac{Q \left[\frac{m^3}{s} \right]}{E \left[m^2 \right]}$$

Εξίσωση 29

Για να εισαχθούν τα δεδομένα αυτά συντάσσεται μια λογική έκφραση στο Expression Editor του CFX-Pre, η οποία ελέγχει το χρονικό βήμα στο οποίο βρίσκεται σε κάθε στιγμή ο επιλύτης και ανάλογα με αυτό ορίζει στην είσοδο την τιμή της ταχύτητας που αντιστοιχεί στη χρονική στιγμή αυτή.



Εικόνα 51 Χρονική κατανομή της παροχής του αίματος σε ασθενή, που προέκυψε από τα πειραματικά δεδομένα του Casty

3.6.3 ΜΕΤΑΒΑΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ

Στη συνέχεια ορίζεται ο τύπος της ανάλυσης (Analysis Type) του προβλήματος ως μεταβατικός (Transient) με χρονικό βήμα $t = 0,02s$ και περίοδο $T = 1s$ και με χρονική στιγμή εκκίνησης την στιγμή $t = 0s$ (οι τιμές αυτές προκύπτουν λόγω των πειραματικών δεδομένων που θα χρησιμοποιηθούν ως καμπύλη παροχής και παρατίθενται παρακάτω). Η επιλογή Transient αναφέρεται σε μη μόνιμα πεδία ροής, που εξελίσσονται χρονικά. Η ανάλυση όπως αναφέρθηκε θα γίνει στην εξέλιξη ενός πλήρους καρδιακού παλμού, με παλλόμενη παροχή, οπότε αντιστοιχεί σε ένα μεταβατικό πρόβλημα.

3.6.4 ΟΡΙΑΚΕΣ ΣΥΝΘΗΚΕΣ ΕΚΚΙΝΗΣΗΣ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ

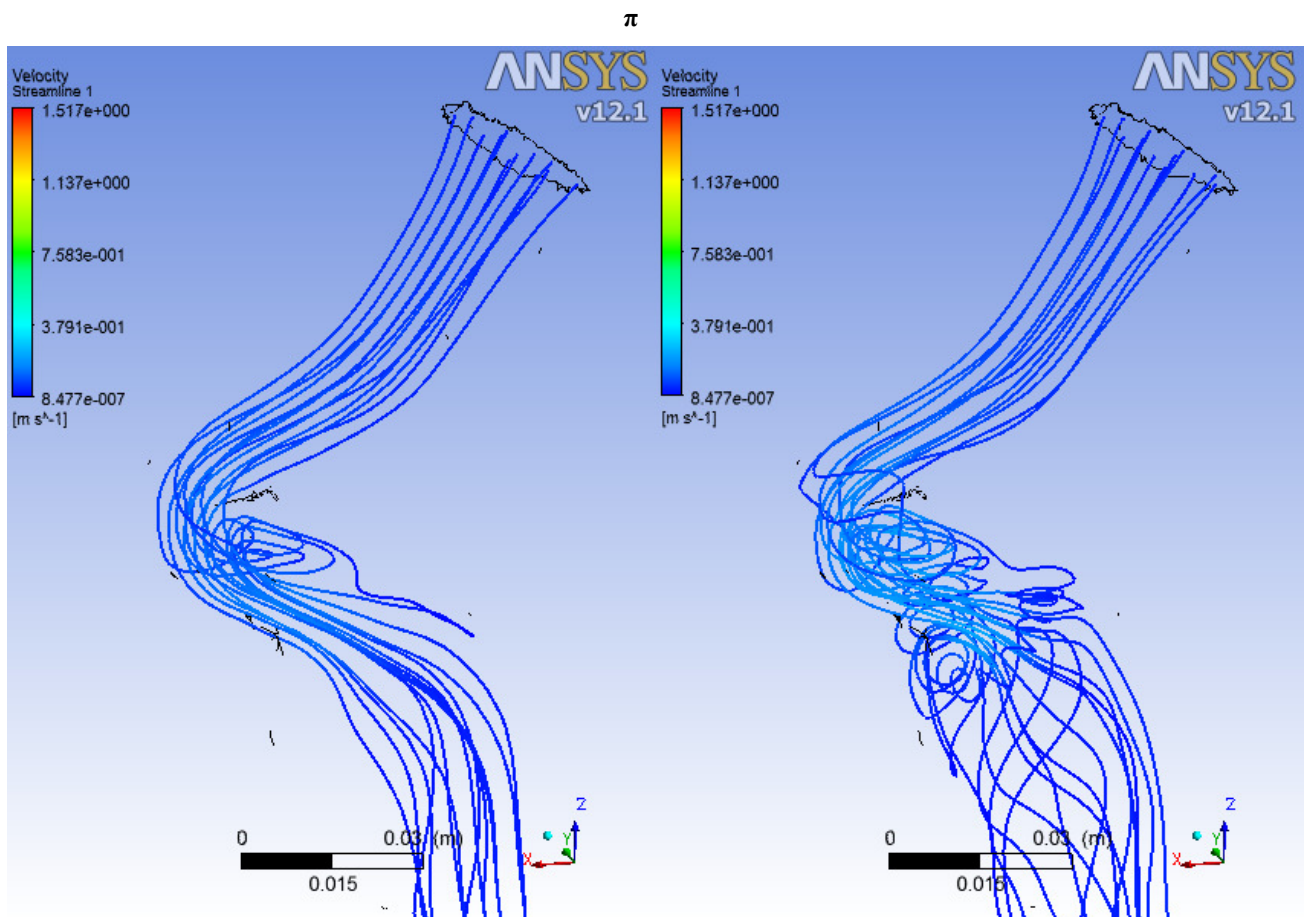
Στη συνέχεια ορίζονται οι συνθήκες που επικρατούν στο χωρίο μας τη χρονική στιγμή $t = 0s$ (Initialization), προτού δηλαδή ξεκινήσει το πρώτο χρονικό βήμα. Τίθενται οι τρεις συνιστώσες της ταχύτητας ίσες με μηδέν, ενώ και η σχετική πίεση ορίζεται ίση με 0. Επίσης η θερμοκρασία ορίζεται στους $37^{\circ}C$.

3.6.5 ΚΡΙΤΗΡΙΟ ΣΥΓΚΛΙΣΗΣ

Έπειτα ακολουθεί ο ορισμός του κριτηρίου σύγκλισης που αντιστοιχεί στο κάθε χρονικό βήμα της επίλυσης. Επιλέχθηκε ως κριτήριο σύγκλισης το μέσο σφάλμα (RMS) για τις μεταβλητές της ορμής στις τρεις συνιστώσες της ταχύτητας και την πίεση στη μάζα του σώματος, να μην είναι μεγαλύτερο του 10^{-5} .

3.6.6 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ

Όσον αφορά στην διακριτοποίηση του προβλήματος, δοκιμάσθηκε η χρήση δύο μεθόδων που προσφέρει ο επιλύτης του Ansys. Αρχικά χρησιμοποιήθηκε το σχήμα διακριτοποίησης Urwind , το οποίο προσεγγίζει τη τιμή της μεταβλητής μόνο από μπροστά και στη συνέχεια χρησιμοποιήθηκε το σχήμα διακριτοποίησης High Resolution, το οποίο είναι ένα σχήμα που προσεγγίζει τη τιμή μεταβλητής και από τις δύο κατευθύνσεις. Μετά από δοκιμές παρατηρήθηκε ότι το σχήμα Urwind είναι μεν πιο ταχύ όσον αφορά στη σύγκλιση της λύσης και την επίλυση του προβλήματος, ενώ απαιτεί και μικρότερη πυκνότητα πλέγματος (λιγότερα χωρικά στοιχεία), αλλά συγκριτικά με το High Resolution, θα το χαρακτηρίζαμε λιγότερο ακριβές. Όπως φαίνεται και στην Εικόνα 52 και όπως υποστηρίζει και οι P. Gresho και R. Lee (1981) στην εργασία τους το σχήμα Urwind τείνει να εξαλείφει κάποιες δευτερεύουσες



Εικόνα 52 Στην αριστερή εικόνα φαίνονται οι γραμμές ροής όπως διαμορφώνονται με χρήση του σχήματος διακριτοποίησης Urwind, ενώ στη δεξιά εικόνα φαίνεται για το ίδιο χρονικό βήμα και τις ίδιες οριακές συνθήκες πως διαμορφώνονται οι γραμμές ροής με το σχήμα High Resolution. Είναι εμφανείς οι επιπλέον μικρές δίνες που δημιουργούνται στην είσοδο του σάκου του ανευρύσματος, και πως αυτές επηρεάζουν της γραμμές ροής κατάντι.

εριδινήσεις, τις οποίες υπολογίζει το σχήμα High Resolution. Αυτές οι περιδινήσεις μπορεί να είναι δευτερεύουσες, όμως πολύ πιθανώς να επηρεάζουν σε κάποιο βαθμό την ανάπτυξη του θρόμβου. Το μειονέκτημα της μεθόδου High Resolution είναι ότι χωρίς αρκετά πυκνό πλέγμα η λύση δεν συγκλίνει σε κανένα χρονικό βήμα, ενώ απαιτεί και μεγαλύτερο υπολογιστικό κόστος. Παρόλα αυτά επιλέχθηκε για όλα τα αποτελέσματα η χρήση του σχήματος High Resolution, για ακριβέστερη λύση.

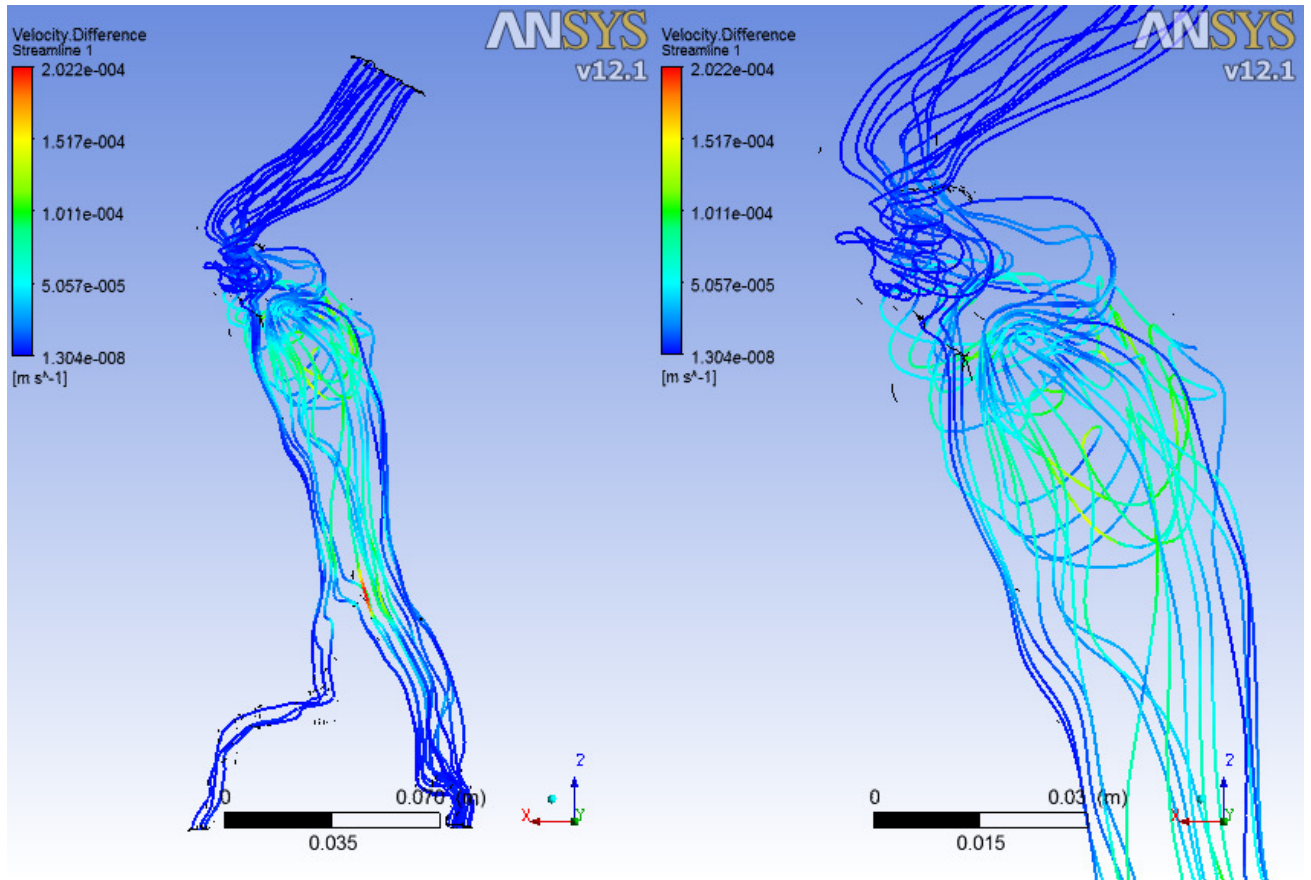
3.7 ΕΠΙΛΥΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ

Έχοντας ολοκληρώσει πλέον τον ορισμό του προβλήματος προχωρούμε στην επίλυση του, χρησιμοποιώντας τον επιλύτη CFX-Solver Manager. Για να περάσουμε το ορισμένο πρόβλημα στον επιλύτη απαιτείται η δημιουργία ενός αρχείου μορφής def. Αυτό το αρχείο εισάγεται στον επιλύτη, όπου εκκινεί η διαδικασία επίλυσης, γράφοντας αρχεία αποτελεσμάτων, μορφής tmp, για κάθε χρονικό βήμα του καρδιακού παλμού.

Η επίλυση έγινε σε φορητό υπολογιστή με κεντρική μονάδα επεξεργαστή Intel Core i5, τεσσάρων πυρήνων, με υπολογιστική δυνατότητα κάθε πυρήνα στα 2,26 GHz, ενώ η μνήμη της μονάδας ήταν 4 GB. Για την παράλληλη λειτουργία των τεσσάρων επεξεργαστών έγινε επιλογή του ενσωματωμένου στο Ansys MPI (Message Passing Interface) με επιλογή για τοπική παραλληλία.

Παρατηρήθηκε ότι εάν επαναλαμβάνουμε την επίλυση του προβλήματος με αρχικές συνθήκες του νέου καρδιακού παλμού, τις συνθήκες του πεδίου ροής που βρέθηκαν σε προηγούμενη λύση προκύπτουν αποτελέσματα που διαφέρουν αρκετά μεταξύ των δύο παλμών, ενώ αν επαναλαμβάνουμε την διαδικασία για τρίτη και τέταρτη φορά, οι διαφορές των διαδοχικών επιλύσεων βαίνουν μειούμενες. Στο πλαίσιο αυτό επαναλήφθηκε η διαδικασία επίλυσης για όσες φορές ήταν απαραίτητο, έτσι ώστε να διασφαλιστεί ότι έχει επέλθει μονιμότητα στη λύση του προβλήματος. Για να ελέγξουμε το πώς διαμορφώνεται η λύση όσον αφορά τη μονιμότητα, χρησιμοποιήθηκε η υπορουτίνα Interpolate Results με την επιλογή Calculate Differences. Η υπορουτίνα αυτή μας δίνει τις απόλυτες μέγιστες και ελάχιστες διαφορές για τις μεταβλητές του προβλήματος. Επιλέγουμε ως κριτήριο η μέγιστη διαφορά της ταχύτητας να είναι χαμηλότερη από 10^{-4} m/s. Η περιοχή που παρατηρείται αυτή η διαφορά της

ταχύτητας εντοπίζεται κυρίως στο κέντρο του ανευρύσματος, όπως φαίνεται και στην εικόνα 53.



Εικόνα 53 Στις παραπάνω εικόνες παρουσιάζεται η προβολή της διαφοράς της ταχύτητας μεταξύ δύο διαδοχικών επαναλήψεων της διαδικασίας επίλυσης, πάνω στις γραμμές ροής. Παρατηρούμε ότι σε περιοχές με μικρότερη διάμετρο του πεδίου ροής, οι διαφορές είναι αμελητέες, σε αντίθεση με περιοχές με μεγαλύτερη διάμετρο. Η δεξιά εικόνα αποτελεί μεγέθυνση της αριστερής.

3.8 ΤΕΛΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗΣ ΣΧΗΜΑΤΟΣ ΕΙΣΑΓΩΓΗΣ ΤΟΥ ΡΕΥΣΤΟΥ ΣΤΗ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ

Με τη διαδικασία που περιγράφηκε παραπάνω είναι δυνατή η επίλυση προβλημάτων που αφορούν το καρδιαγγειακό σύστημα και είναι εξειδικευμένα σε ασθενή, δηλαδή με γεωμετρικές δομές που αναφέρονται σε πραγματικές περιπτώσεις ασθενών. Για τη περίπτωση του προβλήματος της παρούσας εργασίας όμως εξετάστηκαν κάποιες περιπτώσεις μοντελοποίησης του τρόπου με τον οποίο θα εισαχθεί η ροή στη γεωμετρία μας έτσι ώστε να διαμορφωθεί πληρέστερα κοντά στο τοίχωμα της αορτής, που συνεπάγεται καλύτερη

ανάπτυξη του οριακού στρώματος, πριν η ροή εισέλθει στο σάκο του ανευρύσματος ή στο ενδοαγγειακό μόσχευμα, όπου ζητούνται οι μετρήσεις των φαινομένων που προκαλούνται από το πεδίο ροής. Επίσης είναι επιθυμητό να αποκλειστούν επιπλέον εξωγενείς διαταραχές της ροής πριν αυτή εισέλθει στο σάκο του ανευρύσματος.

Η πραγματικότητα βέβαια είναι ότι η πλήρης διαμόρφωση της ροής δεν θα γίνει ποτέ εφικτή, διότι όπως και στο πραγματικό ανθρώπινο καρδιαγγειακό σύστημα δεν είναι σύνηθες να παρατηρούνται πλήρως διαμορφωμένες ροές (Waite 2007). Συνεχώς τα αγγεία διακλαδώνονται σε μικρές αποστάσεις μεταξύ τους και δεν προλαβαίνει η ροή να διαμορφωθεί πλήρως. Αναφέρεται ότι ένας κανόνας που μας δίνει το μήκος πλήρους διαμόρφωσης είναι:

$$\frac{X_e}{D} \cong 0.06 \text{ Re}$$

όπου X_e το μήκος διαμόρφωσης D η διάμετρος του αυλού. Μια άλλη αναφορά (Redaelli 1997) κάνει λόγο για μήκος 40 διαμέτρων για παλλόμενη ροή σε αγωγό ώστε να αποκτήσει πλήρως παραβολικό προφίλ και να διαμορφωθεί πλήρως.

Υπό αυτό το πρίσμα θα εξεταστούν οι εξής περιπτώσεις της επεξεργασία της γεωμετρίας του αυλού εισαγωγής και μελέτη της συμπεριφοράς του ρευστού με διαφορετικά προφίλ ταχυτήτων την εισαγωγή. Στις επόμενες παραγράφους παρουσιάζονται οι διάφοροι τρόποι μοντελοποίησης που δοκιμάστηκαν καθώς και η τελική επιλογή που έγινε.

3.8.1 ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ ΤΟΥ ΑΥΛΟΥ ΕΙΣΑΓΩΓΗΣ

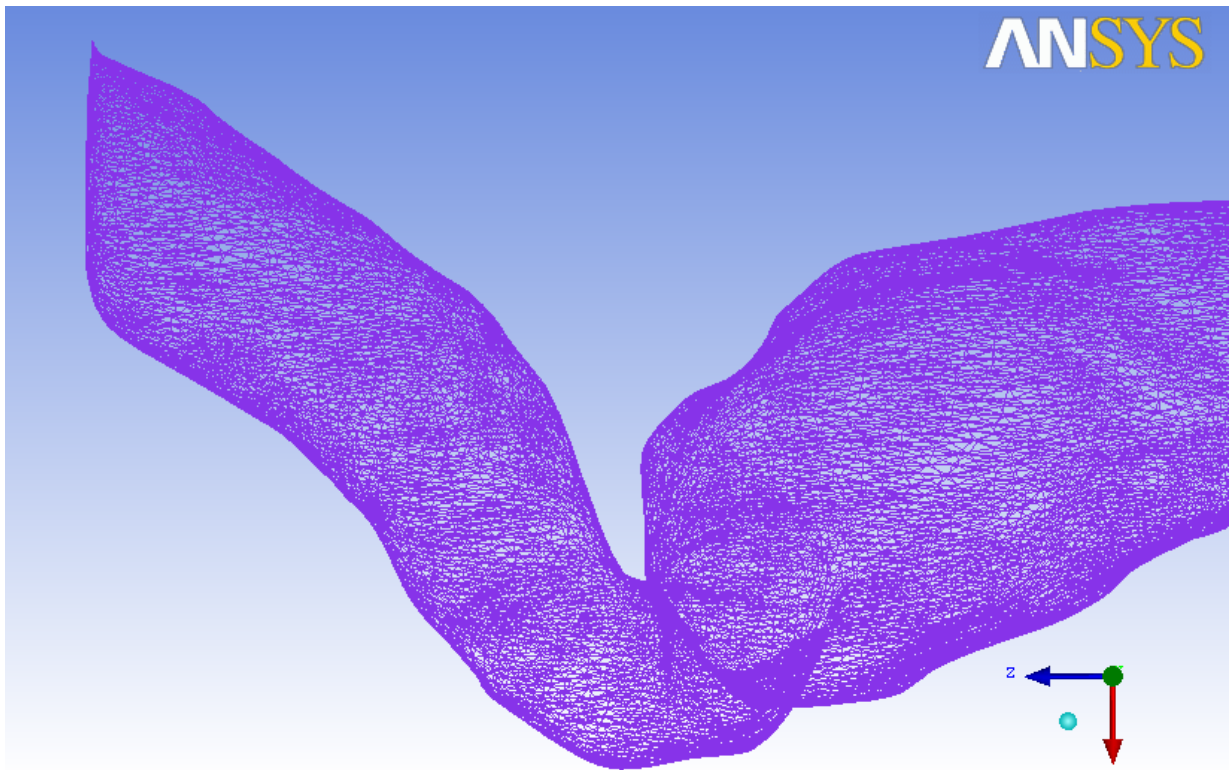
Η πρώτη αλλαγή που έγινε στη διαμόρφωση της γεωμετρίας του αυλού εισαγωγής είναι η δημιουργία μιας επιφάνειας εισαγωγής του ρευστού, κανονική ως προς τον αυλό ροής. Η μέχρι τώρα διαμόρφωση της επιφάνειας εισαγωγής του ρευστού, ήταν πλάγια ως προς την ροή του ρευστού στον αυλό εισαγωγής, κάτι τέτοιο θα μπορούσε να δημιουργήσει ανομοιομορφίες ή και διαταραχές στη ροή πριν αυτή εισέλθει στο ανεύρυσμα ή το ενδοαγγειακό μόσχευμα. Για αυτό το λόγο έγινε μια τομή του αυλού εισαγωγής πλάγια έτσι ώστε η επιφάνεια από την οποία εισέρχεται το ρευστό να είναι κάθετη με τη ροή του ρευστού στον αυλό, όπως φαίνεται και στις Εικόνες 54, 55. Η επεξεργασία αυτή έγινε, αρχικά αφαιρώντας τα στοιχεία που βρίσκονται πάνω από την νοητή γραμμή του επιπέδου που θα σχηματίσει η νέα επιφάνεια εισαγωγής και στη συνέχεια δημιουργώντας το πλέγμα αυτής. Στη συνέχεια υπολογίζεται εκ

νέου το χωρικό πλέγμα, παίρνοντας έτσι νέες γεωμετρίες ικανές για τον υπολογισμό του πεδίου ροής.

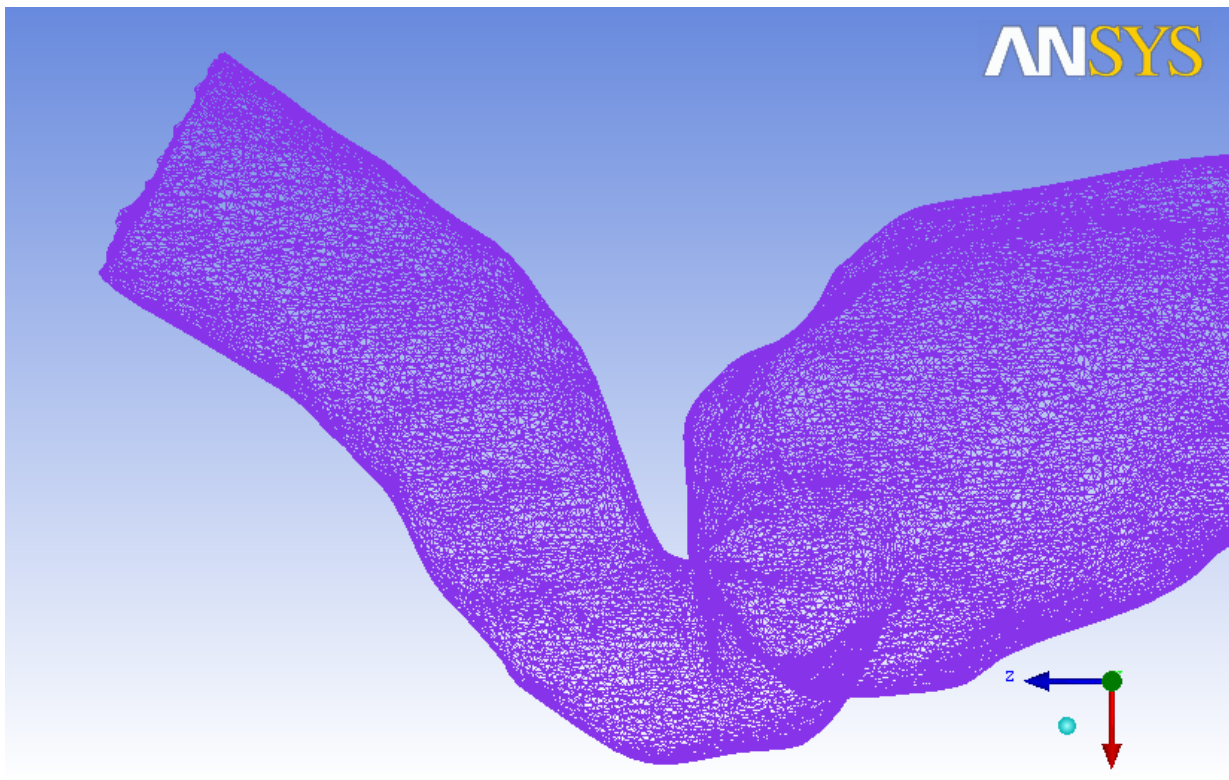
Αντίστοιχα δημιουργήθηκε ένα νέο σετ γεωμετριών, βάσει των αρχικών, με την επεξεργασία του αυλού εισαγωγής του ανευρύσματος, έτσι ώστε να δημιουργηθεί μια θεωρητική προέκταση αυτού. Θεωρητικά, εάν η ροή διερχόταν από ένα μεγαλύτερο αυλό εισόδου τότε θα διαμορφωνόταν περισσότερο κοντά στο τοίχωμα. Έτσι θα εξεταστεί αργότερα εάν με αυτή τη γεωμετρία θα έχουμε καλύτερα αποτελέσματα, ή την ανάπτυξη κάποιου φαινομένου διαφορετικού σε σχέση με τον κοντύτερο αυλό εισόδου. Η διαδικασία για την δημιουργία αυτής της νέας γεωμετρίας είναι η κατασκευή αρχικά ενός βοηθητικού συστήματος συντεταγμένων που έχει έναν άξονα κάθετο στην επιφάνεια εισόδου. Επί αυτού του άξονα δημιουργείται μια ευθεία γραμμή με μήκος τόσο όσο θα θέλαμε να επεκταθεί ο αυλός εισόδου. Στη συνέχεια επιλέγονται τα ανώτερα στοιχεία του πλέγματος και επεκτείνονται κατά το μήκος της γραμμής που δημιουργήθηκε. Το μήκος του αυλού εισόδου συνολικά επιλέχθηκε να είναι περίπου ίσο με μήκος έξι διαμέτρων. Βελτιστοποιούμε το σχήμα μας διαγράφοντας κάποια στοιχεία τα οποία βρίσκονται εκτός γεωμετρίας, ενώ επίσης μετατρέπονται όλα τα δημιουργηθέντα στοιχεία σε τριγωνικά. Τέλος υπολογίζεται εκ νέου το χωρικό πλέγμα της γεωμετρίας, δημιουργώντας έτσι τις νέες γεωμετρίες που θα εξεταστούν. Στις Εικόνες 56, 57 φαίνονται οι δύο διαφορετικές μορφές του αυλού εισόδου που κατασκευάστηκε για τις τρεις περιπτώσεις ροής, με τις παραπάνω διαδικασίες. Ο αυλός εισαγωγής της εικόνας 56 έχει μήκος περίπου ίσο με 2.5 φορές επί της διαμέτρου του αυλού, ενώ της εικόνας 57 το μήκος του είναι 6 φορές επί τη διάμετρο του αυλού.

3.8.2 ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΟΥ ΠΡΟΦΙΛ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ

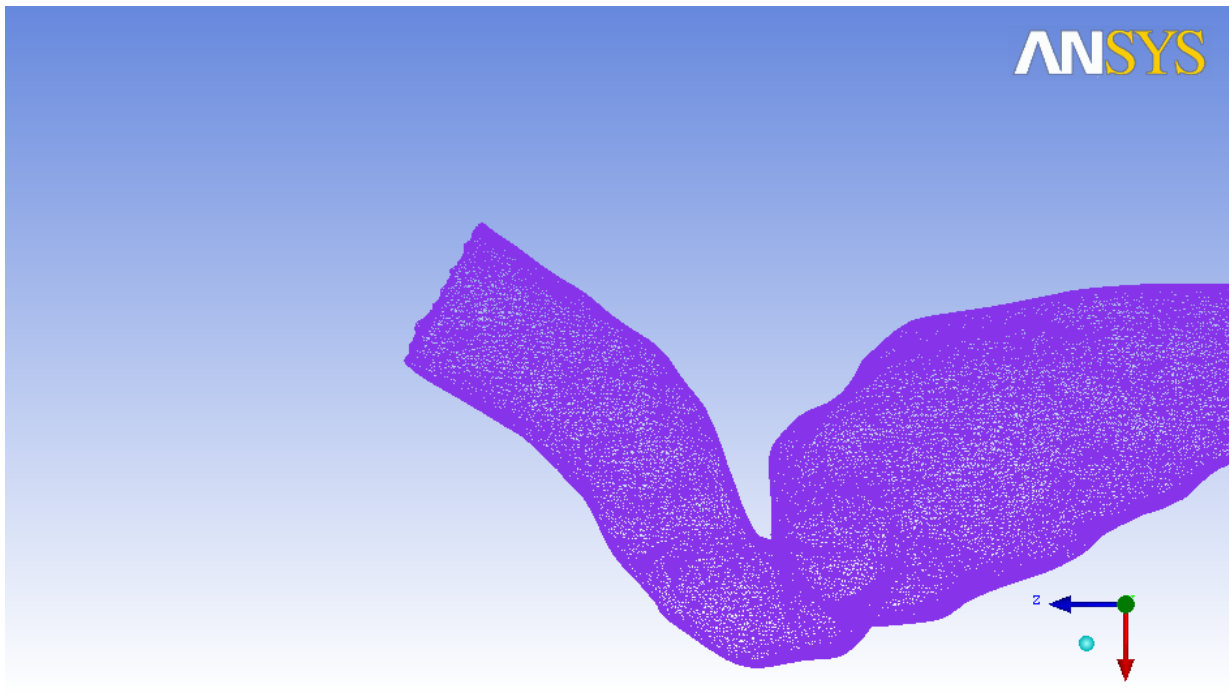
Για τον ίδιο σκοπό δοκιμάστηκε η εισαγωγή ενός νέου προφίλ ταχύτητας στην είσοδο του χωρίου, με παραβολική μορφή. Αυτό το προφίλ εισόδου θα μπορούσε θεωρητικά να δώσει μια πιο άμεση ανάπτυξη του οριακού στρώματος πριν την είσοδο του ρευστού στον σάκο του ανευρύσματος. Για ευκολία αντί για παραβολική μορφή εισάγαμε μια κωνικής μορφής εισαγωγή, η οποία έχει αντίστοιχες ιδιότητες με την παραβολική. Για το σκοπό αυτό δημιουργούμε ένα βοηθητικό σύστημα συντεταγμένων κάθετο στην επιφάνεια (Εικόνα 58). Με κέντρο την αρχή του συστήματος συντεταγμένων αυτού ορίζεται η βάση του κώνου, με διάμετρο 2,3cm. Λόγω του ότι η γεωμετρία προέρχεται από ιατρικά δεδομένα και άρα δεν έχει



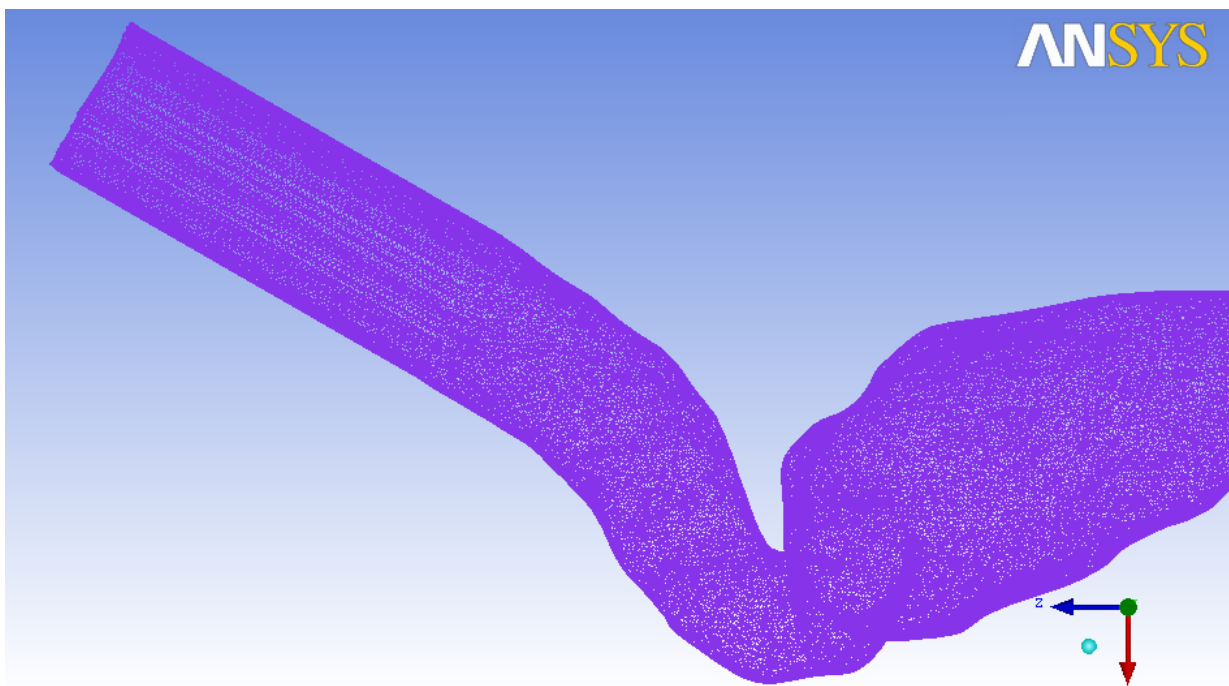
Εικόνα 54 Αρχική μορφή του αλού εισαγωγής του ανευρύσματος



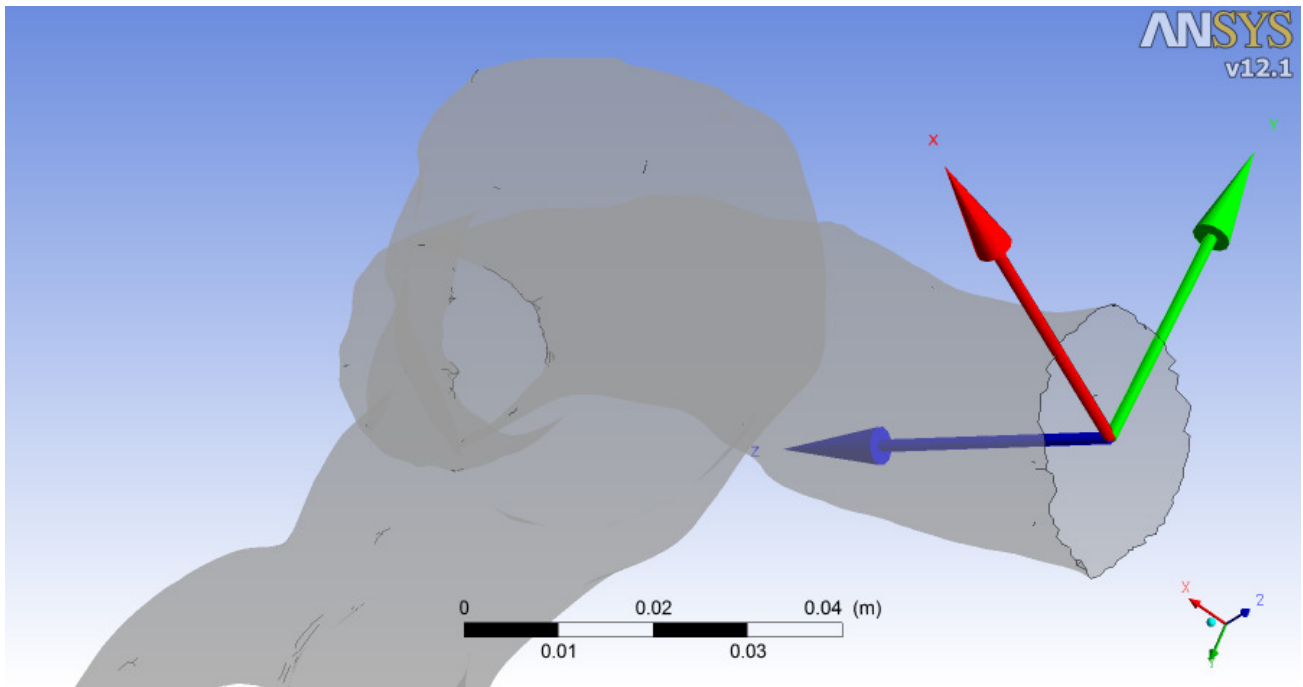
Εικόνα 55 Νέα μορφή με κανονικοποιημένη την επιφάνεια εισαγωγής ως προς τον αλό ροής του ρευστού



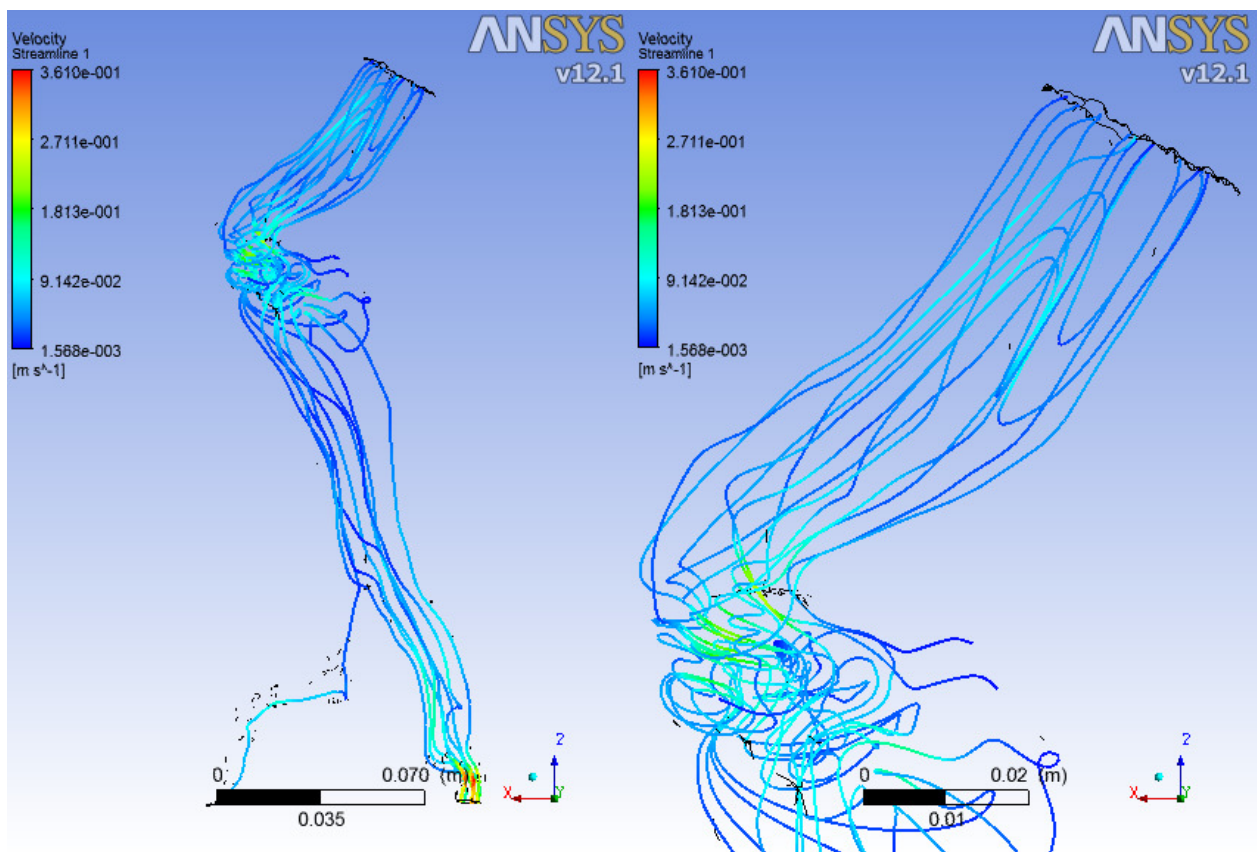
Εικόνα 56 Αυλός εισαγωγής πριν την επιμήκυνση, με μήκος περίπου ίσο με 2.5 διαμέτρους από την είσοδο της ροής μέχρι το σάκο του ανευρύσματος.



Εικόνα 57 Επιμηκυσμένος αυλός εισαγωγής, με μήκος ίσο με 6 διαμέτρους από την είσοδο μέχρι τον σάκο του ανευρύσματος.



Εικόνα 58 Κατασκευή βοηθητικού συστήματος συντεταγμένων με τους άξονες x, y παράλληλους στην επιφάνεια και τον άξονα z κάθετο σε αυτή, βάση του οποίου θα κατασκευαστεί ορίζεται το κωνικό προφίλ εισόδου.



Εικόνα 59 Στις παραπάνω εικόνες παρουσιάζεται η μορφή των γραμμών ροής για κωνικό προφίλ της ταχύτητας εισαγωγής. Στη μεγεθυμένη εικόνα, δεξιά, παρατηρούμε την διαταραχή κοντά στην επιφάνεια εισόδου.

απόλυτα κυκλική είσοδο, ορίστηκε να διαρέεται από ένα ποσοστό της παροχής ίσο με 8%, το οποίο ισομοιράζεται σε αυτή την επιφάνεια. Το υπόλοιπο 92% ορίστηκε να εισέρχεται μέσω του κώνου διαμέτρου 2,3 cm, και ύψος που δίνεται από τη σχέση:

$$h = \frac{3}{\pi \cdot r^2} V$$

όπου h το ύψος του κώνου, πr^2 η επιφάνεια της βάσης και V ο όγκος του ρευστού που δίνεται από τα πειραματικά δεδομένα του Casy.

3.8.3 ΤΕΛΙΚΗ ΕΠΙΛΟΓΗ ΤΟΥ ΣΧΗΜΑΤΟΣ ΕΙΣΑΓΩΓΗΣ ΤΟΥ ΡΕΥΣΤΟΥ

Η σύγκριση μεταξύ των υποψηφίων σχημάτων για την εισαγωγή του ρευστού στο χωρίο επίλυσης έγινε με κανονική τους λύση στο πρόγραμμα CFX-Solver manager, με ίδιες οριακές συνθήκες και συγκρίθηκαν τα αποτελέσματα που δίδονταν.

Παρατηρήθηκε ότι, τόσο ο επιμηκυσμένος αυλός όσο και το κωνικό προφίλ εισόδου δεν επηρεάζουν τη διαμόρφωση της ροής ή την ανάπτυξη κάποιας από τις ανακυκλοφορίες και δίνες, μέσα στο σάκο του ανευρύσματος. Επιπλέον οι κατανομές και τα μέγιστα και ελάχιστα των πιέσεων που δόθηκαν από τον υπολογισμό δεν παρουσίαζαν διαφορές, με την απλή γεωμετρία εισόδου.

Αντίθετα ο μεν επιμηκυσμένος αυλός επέφερε αυξημένο υπολογιστικό κόστος, μιας και περιέχει περισσότερα χωρικά στοιχεία, το δε κωνικό προφίλ εισόδου παρατηρήθηκε ότι δημιουργεί μια διαταραχή των γραμμών ροής κοντά στην επιφάνεια εισόδου του χωρίου (Εικόνα 59), οι οποίες δεν θα έπρεπε να υπάρχουν αλλά δεν προκαλούν και προβλήματα στο πεδίο ροής μέσα στο σάκο του ανευρύσματος μιας και η ροή διαμορφώνεται μέχρι το σάκο του ανευρύσματος.

Καταλήγουμε λοιπόν στην επιλογή του αυλού της Εικόνας 55 χωρίς κωνικό προφίλ στην είσοδο.

3.9 Τελικά Χαρακτηριστικά Γεωμετριών και Στοιχείων Επίλυσης

Εφαρμόζοντας την παραπάνω μεθοδολογία γίνεται η τελική επίλυση του προβλήματος. Στον Πίνακα 3 παρουσιάζονται τα στοιχεία του πλέγματος για τις τρεις περιπτώσεις των πεδίων ροής που ασχολείται η παρούσα εργασία. Επίσης δίνεται ο χρόνος που απαιτήθηκε για κάθε επανάληψη επίλυσης ενός πλήρους καρδιακού κύκλου καθώς και οι επαναλήψεις της επίλυσης που απαιτήθηκαν έτσι ώστε η μέγιστη διαφορά της ταχύτητας να είναι μικρότερη από $10^{-4} m/s$.

	Πλήθος Στοιχείων Πλέγματος	Πυκνότητα Πλέγματος [Elements/cm ³]	Διάρκεια κάθε Επίλυσης	Επαναλήψεις περιόδου του καρδιακού κύκλου που απαιτήθηκαν
Πραγματικό Ανεύρυσμα	1'289'017	7'008	2h 7min	11
Θεωρητικό Ανεύρυσμα	1'903'037	6'258	2h 56min	16
Ενδοαγγειακό Μόσχευμα	1'119'811	10'633	2h 15min	4

Πίνακας 3

Παρατηρήθηκε ότι οι επαναλήψεις που απαιτήθηκαν για τη διαδικασία επίλυσης, στην περίπτωση του ενδοαγγειακού μοσχεύματος, είναι σημαντικά λιγότερες. Αυτό συμβαίνει βασικά λόγω του γεγονότος ότι οι μεγαλύτερες διαφορές της ταχύτητας, όπως αναφέραμε και νωρίτερα βρίσκονται στο κέντρο των περιοχών του χωρίου με τη μεγαλύτερη διάμετρο. Όσο μεγαλύτερη είναι λοιπόν η διάμετρος του χωρίου σε κάποιο σημείο, τόσο πιο δύσκολα επέρχεται μονιμότητα της ροής στην περιοχή αυτή. Στη περίπτωση του ενδοαγγειακού μοσχεύματος η περιοχή αυτή είναι αρκετά μικρή, πράγμα που δικαιολογεί τον μικρό αριθμό επαναλήψεων που απαιτήθηκαν, ενώ αντίθετα στο θεωρητικό ανεύρυσμα που έχει και το μεγαλύτερο όγκο και άρα είναι πιο ευάλωτο, παρατηρούμε ότι χρειάστηκαν πολλές επαναλήψεις της λύσης για να καταλήξουμε σε μονιμότητα.

Στη συνέχεια επεξεργαζόμαστε τα αποτελέσματα με χρήση του υποπρογράμματος CFX-Post. Ακολουθεί παράθεση αποτελεσμάτων και σχολιασμός αυτών.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

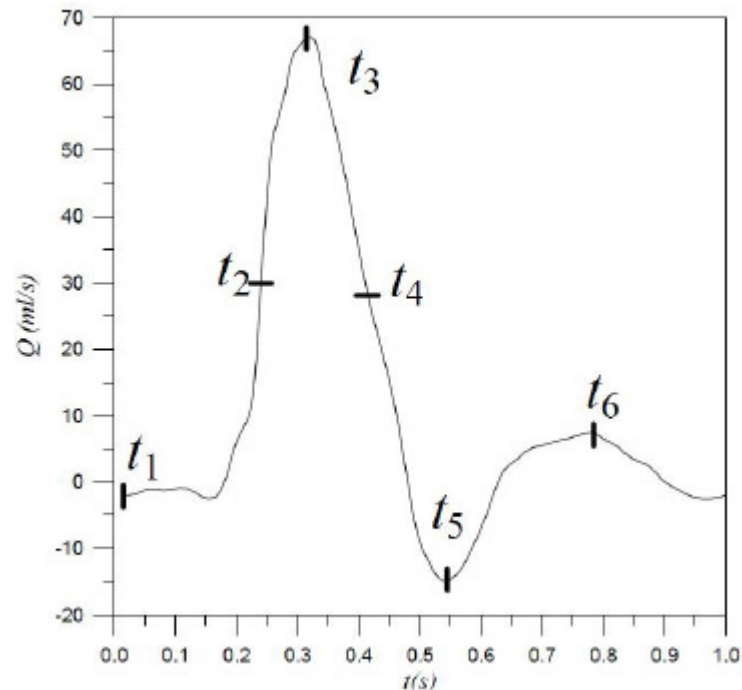
ΠΑΡΟΥΣΙΑΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΣΧΟΛΙΑΣΜΟΣ ΚΑΙ ΣΥΖΗΤΗΣΗ

4.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Στις παραγράφους των προηγούμενων κεφαλαίων αναπτύχθηκαν όλα τα χαρακτηριστικά που διέπουν την νόσο του ανευρύσματος της κοιλιακής αορτής καθώς και των διαθέσιμων τεχνικών που επιτρέπουν την αριθμητική επίλυση προβλημάτων αντίστοιχων με αυτό που ασχολείται η παρούσα εργασία. Επίσης στο προηγούμενο κεφάλαιο έγινε πλήρης ανάλυση της διαδικασίας μοντελοποίησης και επίλυσης του προβλήματος.

Στο κεφάλαιο αυτό θα παρουσιαστούν τα αποτελέσματα που προέκυψαν από τη διαδικασία επίλυσης που περιγράφηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο. Οι μετρήσεις έγιναν για σε έναν πλήρη καρδιακό κύκλο χρονικά διακριτοποιημένο σε 50 σημεία. Η παρουσίαση των αποτελεσμάτων θα γίνει για τις τιμές $t_1 = 0s$, $t_2 = 0.24s$, $t_3 = 0.32s$, $t_4 = 0.44s$, $t_5 = 0.54s$, $t_6 = 0.78s$. Τα στιγμιότυπα αυτά όπως φαίνονται και στην εικόνα 60 βρίσκονται σε σημαντικές χρονικές φάσεις του καρδιακού κύκλου, και μπορούν δώσουν μια καλή εικόνα για τη συμπεριφορά των αιμοδυναμικών φαινομένων μέσα στο πλήρη καρδιακό κύκλο. Οι χρονικές στιγμές αυτές αντιστοιχούν στη φάση εκκίνησης του καρδιακού κύκλου, στη φάση επιτάχυνσης της ροής κατά τη συστολή της καρδιάς, στη φάση μέγιστης παροχής, στη φάση

επιβράδυνσης κατά τη διαστολή, στη στιγμή μέγιστης αντίστροφης ροής του κύκλου και τέλος στη φάση χαλάρωσης της καρδιάς.



Εικόνα 60 Τα στιγμιότυπα για τα οποία θα γίνει παρουσίαση αποτελεσμάτων μέσα στον καρδιακό παλμό

4.2 ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ

Σε αυτή τη παράγραφο θα σχολιασθούν τα αποτελέσματα που εξήχθησαν για τα δύο μοντέλα του ανευρύσματος κοιλιακή αορτής. Θα αναλυθεί η γεωμετρική τους διαμόρφωση, παρουσιάζοντας και εικόνες από την απεικονιστική εξέταση αξονικής τομογραφίας στην οποία υποβλήθηκε ο ασθενής. Στη συνέχεια, θα σχολιασθούν τα πεδία ροής του αίματος, παρουσιάζοντας αποτελέσματα τόσο των παροχών στις λαγόνιες αρτηρίες, όπως αυτές διαμορφώνονται μέσα στο αγγείο. Θα παρουσιασθούν επίσης οι γραμμές ροής όπως διαμορφώνονται μέσα στο ανεύρυσμα και θα εκτενής ανάλυση των πεδίων ροής σε τομές στα διάφορα επίπεδα του ανευρύσματος.

Ακολούθως θα παρουσιασθούν οι πιέσεις και οι διατμητικές τάσεις όπως εμφανίζονται στο όριο του αυλού ροής. Στο πλαίσιο αυτό θα παρουσιασθούν ισοϋψείς καμπύλες για τις πιέσεις και τις διατμητικές τάσεις στο τοίχωμα του ανευρύσματος, αλλά θα

αναλυθεί και η συμπεριφορά της ταχύτητας και της διατμητικής τάσης σε διάφορα επίπεδα του ανευρύσματος, με διαφορετικά πάχη αρτηριακής θρόμβωσης, έτσι ώστε να εξαχθεί κάποιο πιθανό συμπέρασμα όσον αφορά την τοπολογία ανάπτυξης του θρόμβου.

4.2.1 ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ ΤΟΥ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ

Το ανεύρυσμα της περίπτωσης μας παρουσιάζει αρκετές ιδιομορφίες. Παρουσιάζει ασύμμετρη γεωμετρία, με τις λαγόνιες αρτηρίες να έχουν διαφορετική γωνία ως προς τον κεντρικό άξονα, με την δεξιά λαγόνια να σχηματίζει γωνία $21,5^\circ$ ως προς τον κεντρικό άξονα και την αριστερή $33,8^\circ$ (Εικόνα 62β). Η συνολική γωνία που σχηματίζουν οι δύο λαγόνιες μεταξύ του είναι $55,3^\circ$. Επίσης οι δύο λαγόνιες παρουσιάζουν ασυμμετρία, στις διαμέτρους του αυλού του αίματος, λόγω και της ανευρυσματικής φύσης της αριστερής λαγόνιας αρτηρίας. Η μέγιστη διάμετρος στην αριστερή λαγόνια αρτηρία είναι 18 mm ενώ στην δεξιά η μέγιστη διάμετρος του αυλού ροής του αίματος είναι 10,4 mm (Εικόνα 61). Η συνολική δε διάμετρος του αγγείου στην αριστερή ανευρυσματική λαγόνια αρτηρία είναι 32,7 mm ενώ στη δεξιά ταυτίζεται με τον αυλό ροής, δηλαδή 10,4 mm (εικόνα 62α). Επίσης η δεξιά λαγόνια αρτηρία κατά την κατεύθυνση του άξονα z παρουσιάζει ελικοειδή γεωμετρία, ενώ και η αριστερή λαγόνια μόλις κάτω από το ανεύρυσμα συστρέφεται απότομα.

Επιπλέον στη κυρίως περιοχή του ανευρύσματος, δηλαδή στη κοιλιακή αορτή, εντοπίζεται η μέγιστη διάμετρος του αυλού ροής του αίματος, μόλις 5 mm κατάντι της εκροής του αυλού εισαγωγής, με μέγεθος 51,1 mm. Η μέγιστη διάμετρος του τοιχώματος του αγγείου εντοπίζεται 57,4 mm χαμηλότερα (κατά τον άξονα z) με διάμετρο 62,9 mm, η οποία είναι σαφώς υψηλότερη από το κριτήριο επέμβασης του ανευρύσματος (Εικόνα 65).

Τέλος δίνονται τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του αυλού εισόδου. Η διάμετρος του αυλού είναι 19,7 mm και μετράται μόλις κάτω από το ύψος των νεφρικών αρτηριών (εικόνα 63). Ενδιαφέρον παρουσιάζει επίσης η διαμόρφωση του αυλού μόλις πριν την είσοδο στο ανεύρυσμα. Αρχικά ο αυλός στρέφεται ιδιαίτερα βίαια σε μια οξεία γωνία $42,4^\circ$ και στη συνέχεια αφού διανύσει μια μικρή διαδρομή 15 mm καταλήγει στον σάκο του ανευρύσματος υπό αμβλεία γωνία 105° (Εικόνα 64).

Επίσης παρατηρήθηκε ότι η περιοχή όπου συγκεντρώνεται η περισσότερη μάζα αθηρωματικής πλάκας και αρτηριακού θρόμβου βρίσκεται χαμηλά στη περιοχή του ανευρύσματος. Συγκεκριμένα παρατηρήθηκε ότι καθώς μειώνεται η διάμετρος του αυλού του αγγείου αυξάνεται το πάχος της μάζας θρόμβου και αθηροσκλήρωσης, μέχρι ένα σημείο πριν το διαχωρισμό της αορτής στις λαγόνιες αρτηρίες όπου μειώνονται σε διάμετρο τόσο του θρόμβου όσο και του αυλού ροής του αίματος.



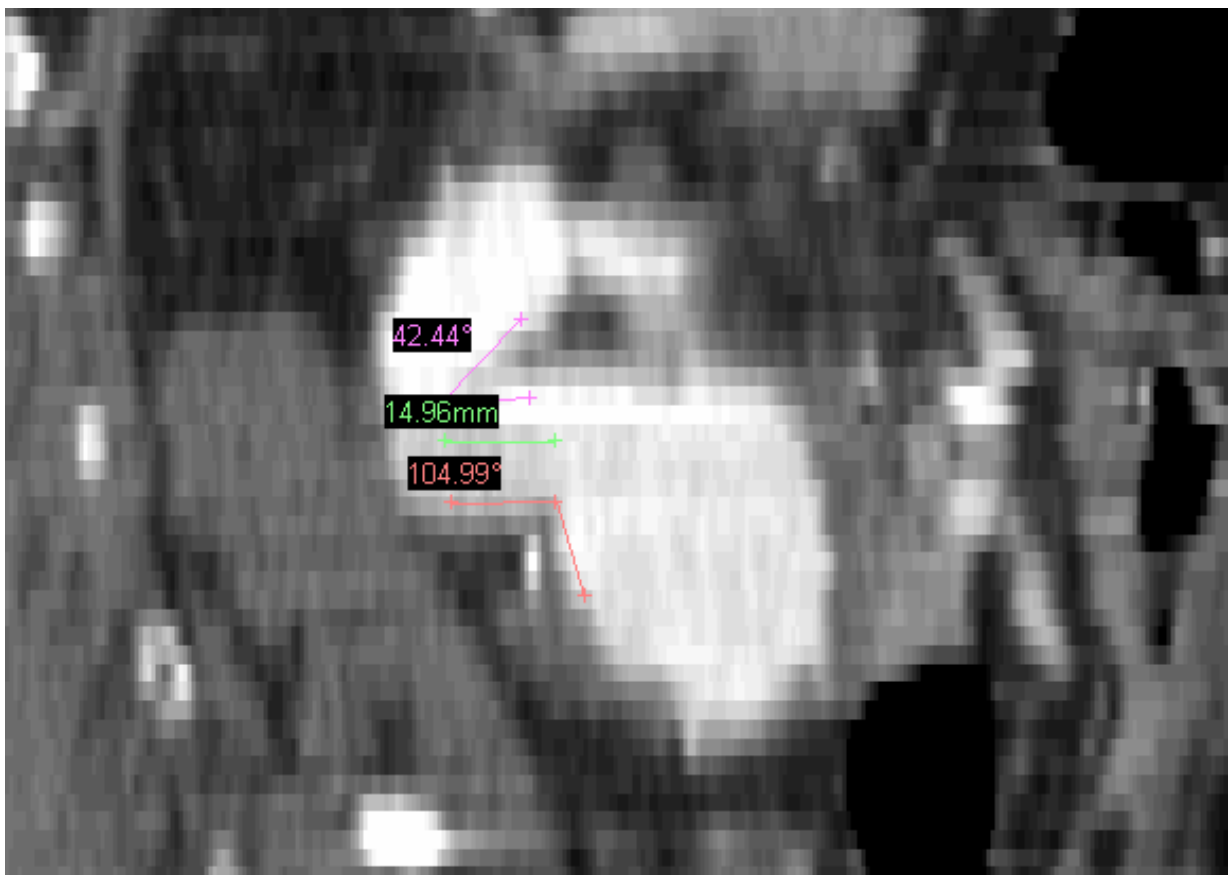
Εικόνα 61 Διάμετροι αυλών ροής στις λαγόνιες αρτηρίες. Η αριστερή και η δεξιά εικόνα αντιστοιχούν στις μετρήσεις της αριστερής και της δεξιάς λαγόνιας αντίστοιχα.



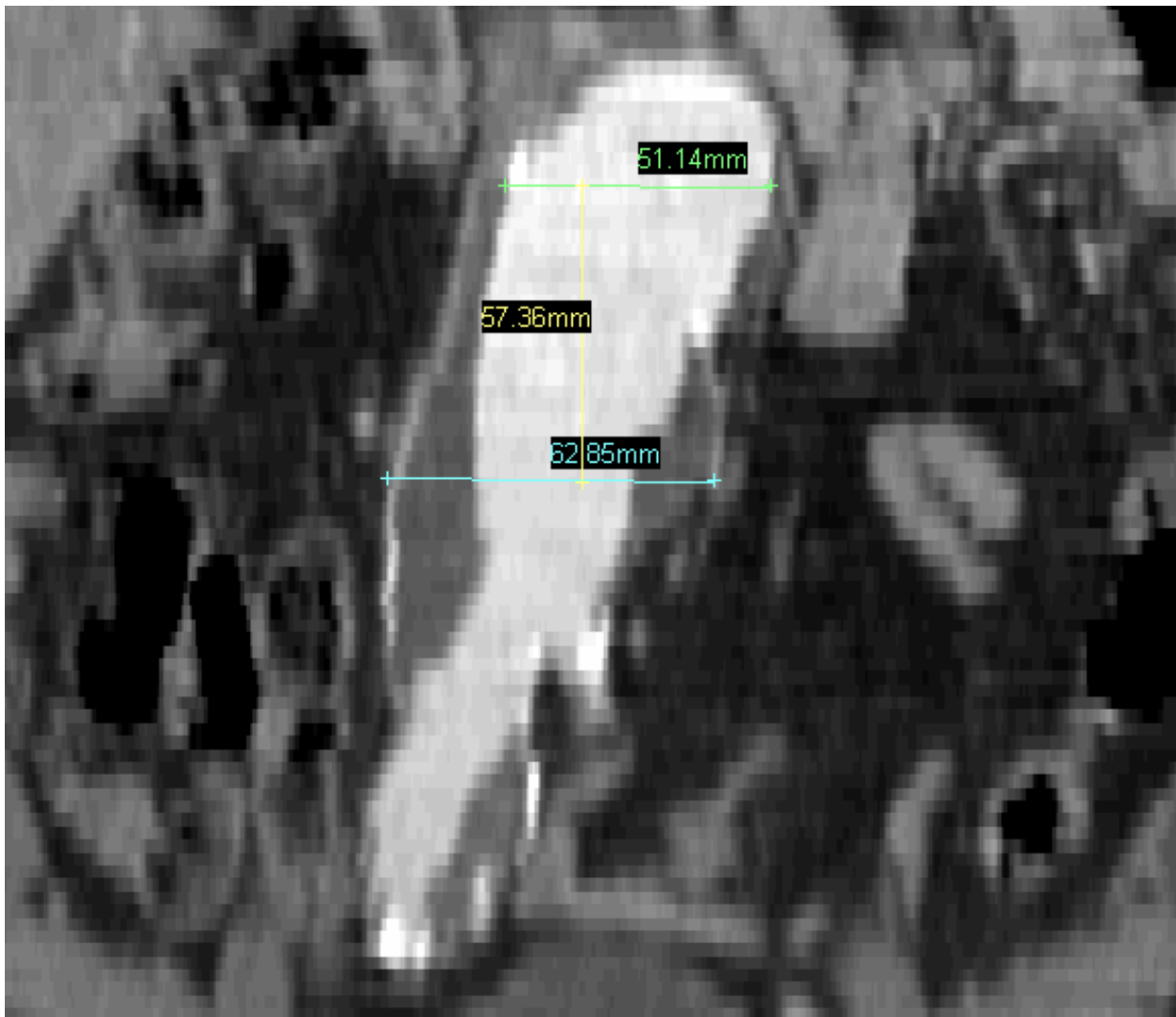
Εικόνα 62 Αριστερά παρουσιάζεται η μέγιστη διάμετρος του ανευρύσματος στη αριστερή λαγόνια αρτηρία. Δεξιά οι γωνίες που σχηματίζουν οι λαγόνιες αρτηρίες με τον κεντρικό άξονα του ανευρύσματος.



Εικόνα 63 Η διάμετρος του αυλού εισόδου



Εικόνα 64 Η μορφολογία του αυλού εισαγωγής (πλάγια όψη)



Εικόνα 65 Οι διάμετροι στο ανεύρυσμα της κοιλιακής αορτής. Φαίνονται από πάνω προς τα κάτω: η μέγιστη διάμετρος του αυλού ροής, η απόσταση της διαμέτρου αυτής από τη μέγιστη διάμετρο του αγγείου και κάτω φαίνεται η μέγιστη διάμετρος του αγγείου.

4.2.2 ΠΑΡΟΧΕΣ ΑΙΜΑΤΟΣ

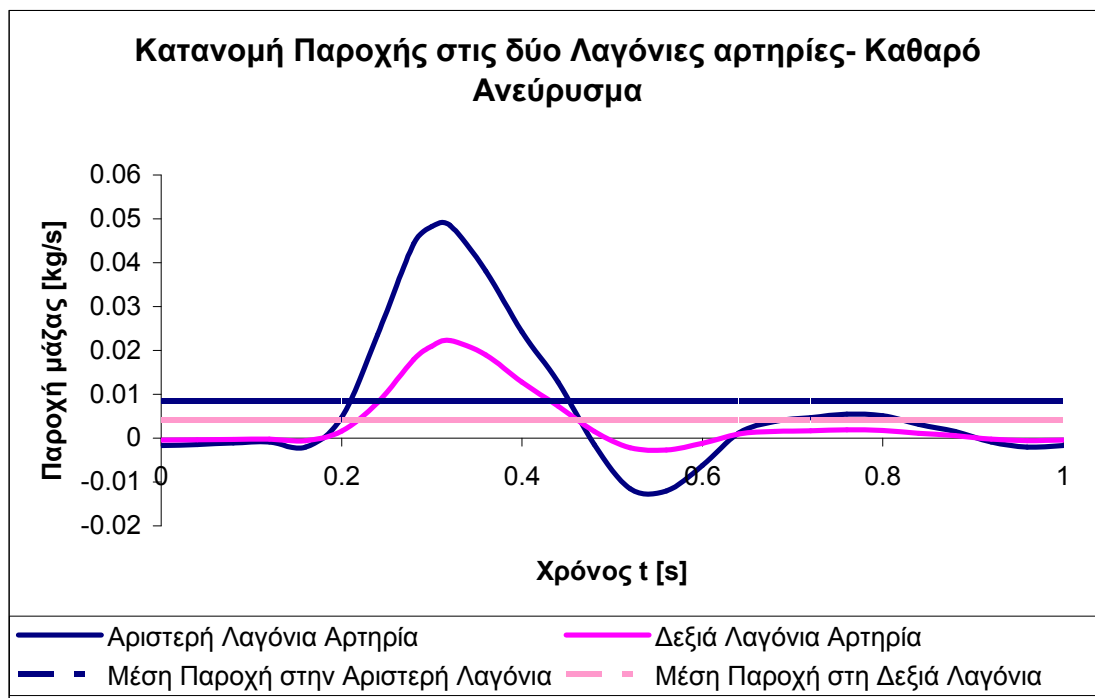
Υπολογίζοντας τα πεδία ροής έγινε δυνατός και ο υπολογισμός των παροχών στις δύο λαγόνιες αρτηρίες. Παρατηρήθηκε ότι υπήρχε έντονη ανομοιομορφία στις παροχές των δύο λαγόνιων αρτηριών. Κάτι τέτοιο υποστήριξε και στο πειραματικό του μοντέλο ο Σταματόπουλος (2010) όπου στη διδακτορική του διατριβή εντόπισε διαφοροποιήσεις στις παροχές στις δύο λαγόνιες αρτηρίες, παρότι αυτές είχαν ίδια διάμετρο και διαμόρφωση. Στη περίπτωση της παρούσας εργασίας το φαινόμενο εντείνεται ακόμα περισσότερο λόγω της

ύπαρξης ανευρύσματος στη μια από τις δύο λαγόνιες αρτηρίες και άρα στη μεγάλη διαφορά διαμέτρων που έχουν οι δύο αρτηρίες μεταξύ τους.

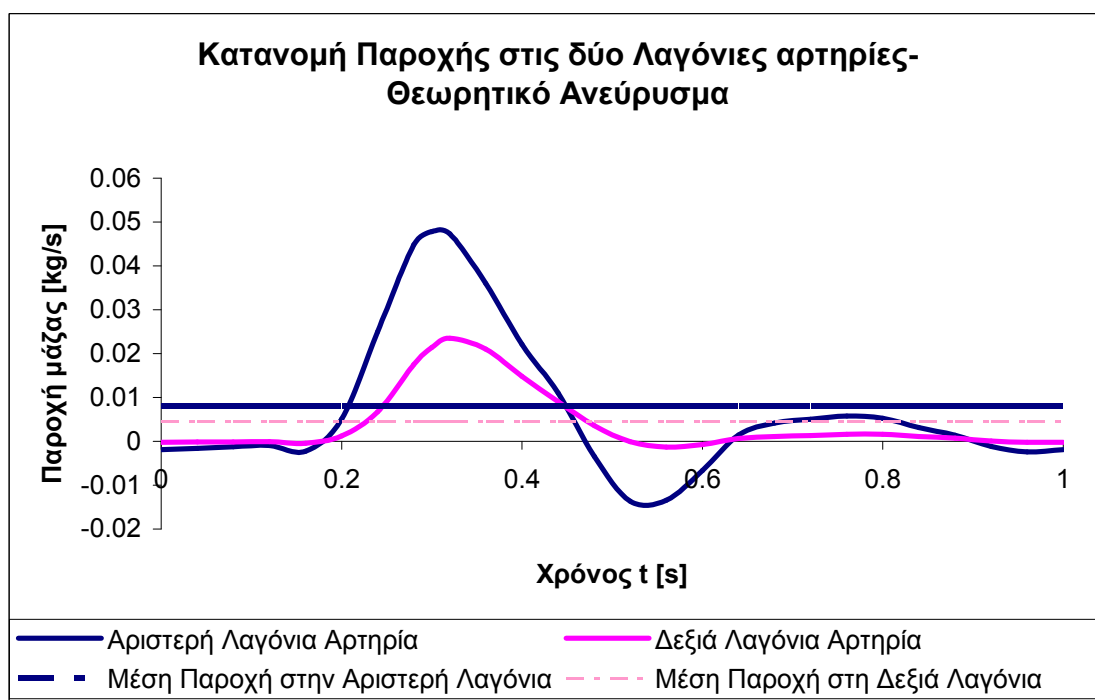
Αντίστοιχα αποτελέσματα προέκυψαν λογικά και στο θεωρητικό μοντέλο του ανευρύσματος. Αξίζει όμως να σημειωθεί ότι δεν εντοπίστηκε μεγαλύτερη διαφοροποίηση μεταξύ των παροχών των δύο λαγονίων αρτηριών σε σχέση με αυτά του μοντέλου καθαρού ανευρύσματος. Συγκεκριμένα η μέση παροχή για την αριστερή λαγόνια αρτηρία βρέθηκε να είναι $\dot{m}_{\text{αριστερά}} = 8.38 \cdot 10^{-3} [kg / s]$ ενώ για τη δεξιά λαγόνια αρτηρία $\dot{m}_{\text{δεξιά}} = 4.14 \cdot 10^{-3} [kg / s]$. Η κατανομή των παροχών στις δύο λαγόνιες αρτηρίες φαίνεται στις Εικόνες 67 και 68.



Εικόνα 66 Κατανομή Παροχής στην είσοδο του Καθαρού και του Θεωρητικού ανευρύσματος



Εικόνα 67 Κατανομές παροχών στην αριστερή και δεξιά λαγόνια αρτηρία για το καθαρό ανεύρυσμα.



Εικόνα 68 Κατανομές παροχών στην αριστερή και δεξιά λαγόνια αρτηρία για το θεωρητικό ανεύρυσμα.

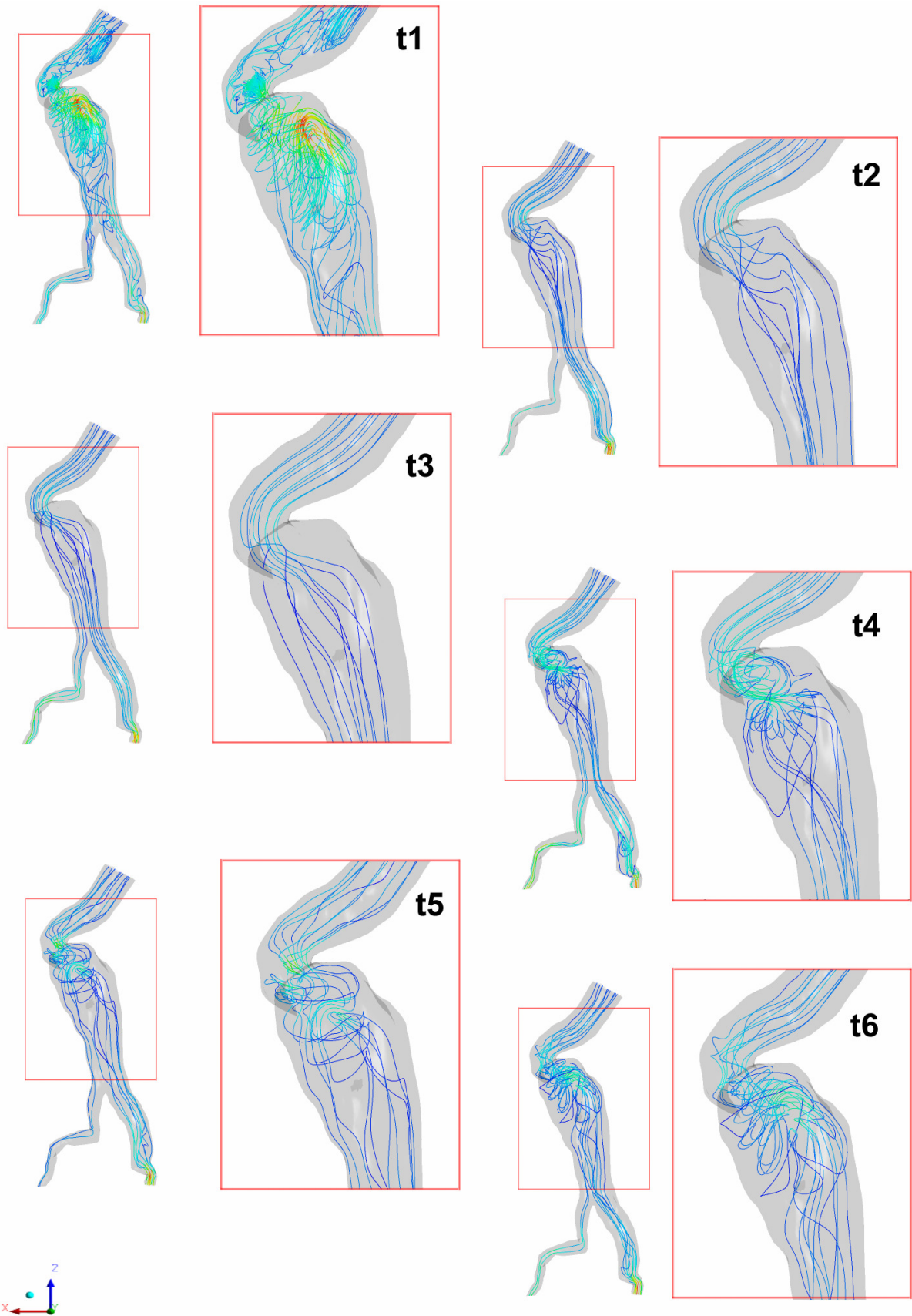
4.2.3 ΠΕΔΙΑ ΡΟΗΣ

ΓΡΑΜΜΕΣ ΡΟΗΣ

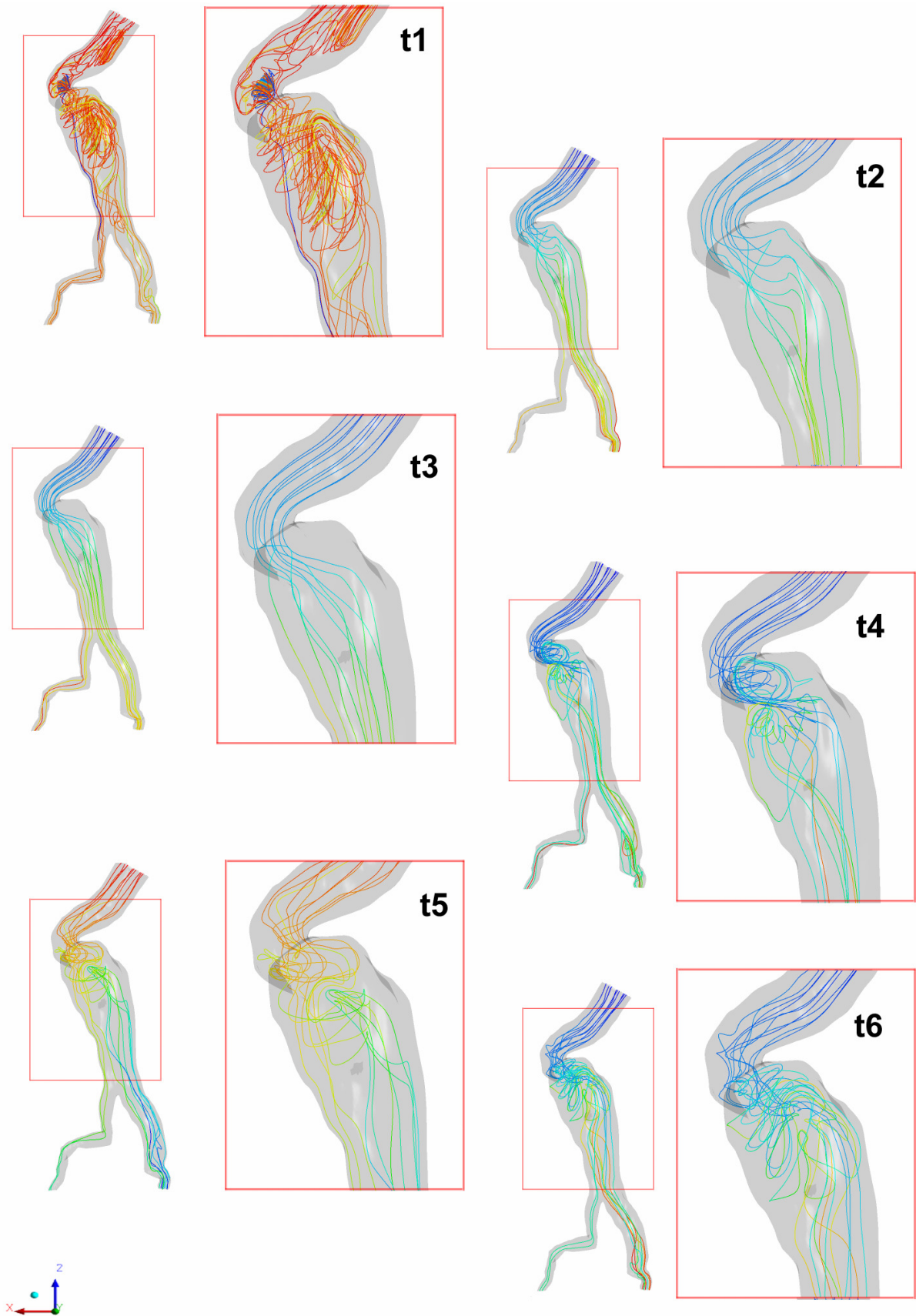
Παρακάτω θα σχολιασθούν τα πεδία ροής τόσο στο καθαρό ανεύρυσμα όσο και στη περίπτωση του θεωρητικού ανευρύσματος. Μια πρώτη εικόνα των πεδίων ροής δίνονται από τις εικόνες των γραμμών ροής όπως αυτές διαμορφώνονται στα έξι στιγμιότυπα του καρδιακού κύκλου (Εικόνες 69, 70). Στην εικόνα 69 φαίνονται οι γραμμές ροής χρώμα ανάλογο με την ταχύτητα του ρευστού σε αυτές, ενώ στην εικόνα 70, φαίνονται οι γραμμές ροής χρωματισμένες ανάλογα με το χρόνο που θα χρειαζόταν ένα αβαρές σωματίδιο να διανύσει κάθε μια από αυτές τις γραμμές. Από τις εικόνες αυτές δίδεται μια ποιοτική εικόνα τόσο για τις περιοχές ανακυκλοφορίας και αποκόλλησης της ροής, καθώς και στη περίπτωση της εικόνας 70 μια ποιοτική άποψη για το χρόνο που θα έπαιρνε σε ένα σωματίδιο να διασχίσει το ανεύρυσμα. Οι περιοχές αυτές ανακυκλοφορίας (Lasheras 2007) λόγω των χαμηλών τιμών ταχύτητας που εμφανίζονται σε αυτές είναι δυνατόν να εγκλωβίσουν ήδη ενεργοποιημένα αιμοπετάλια τα οποία συσσωρεύονται στα τοιχώματα του ανευρύσματος σηματοδοτώντας το σχηματισμό ενδοθηλιακού θρόμβου. Αυτό συμβαίνει διότι το ενδοθήλιο δεν μπορεί να ανταποκριθεί ομαλά σε μη φυσιολογικά χαμηλά και χρονικά μεταβαλλόμενα επίπεδα των διατμητικών τάσεων (Malek 1999). Σημειώνεται εδώ ότι ο εκτός από την ανακυκλοφορία ο χρόνος που μπορεί να αλληλεπιδράσει ένα σωματίδιο με το τοίχωμα είναι κρίσιμος για την ανάπτυξη θρόμβωσης (Biasetti 2010).

Όπως είναι εύκολο να παρατηρηθεί η κυριότερη περιοχή διαταραχής των πεδίων ροής εντοπίζεται στην περιοχή του ανευρύσματος όπου το αίμα εκβάλλει από τον αυλό εισαγωγής και εισέρχεται στο ανεύρυσμα. Εκεί εκτός από την φάση επιτάχυνσης της ροής στις χρονικές στιγμές δηλαδή $t_2 = 0.24s$ και $t_3 = 0.32s$, όπου οι γραμμές ροής παρουσιάζουν μια ομοιογένεια, στις υπόλοιπες φάσεις του καρδιακού κύκλου παραμένει κάποιου είδους διαταραχή της ροής ή ανακυκλοφορία.

Η συμπεριφορά αυτή της ροής θα αναλυθεί εκτενέστερα παρακάτω με ανάλυση των πεδίων ταχυτήτων σε τομές των επιπέδων $x-y$, $x-z$, $y-z$ που επελέγησαν στον όγκο του ανευρύσματος.



Εικόνα 69 Η γενική άποψη των γραμμών ροής όπως διαμορφώνονται για τα έξι χρονικά βήματα της μελέτης μας



Εικόνα 70 Αναπαράσταση των χρόνων που θα έκανε ένα αβαρές σωματίδιο να διασχίσει κάθε μια από τις γραμμές ροής.

ΠΕΔΙΑ ΡΟΗΣ ΣΤΟ ΕΠΙΠΕΔΟ $x-y$ ΜΕ ΤΟΜΕΣ ΚΑΤΑ ΤΟΝ ΆΞΟΝΑ z

Οι τομές αυτές έγιναν κατά μήκος του άξονα z παράγοντας 18 επίπεδα $x-y$ τα οποία βρίσκονταν στις θέσεις:

- Αυλός Εισόδου

$$z_i = 204mm, z_{ii} = 194mm,$$

- Ανεύρυσμα

$$z_{iii} = 184mm, z_{iv} = 174mm, z_v = 164mm, z_{vi} = 149mm, z_{vii} = 134mm,$$

$$z_{viii} = 119mm, z_{ix} = 104mm, z_x = 89mm, z_{xi} = 81mm$$

- Αορτικός Διχασμός, Λαγόνιες Αρτηρίες

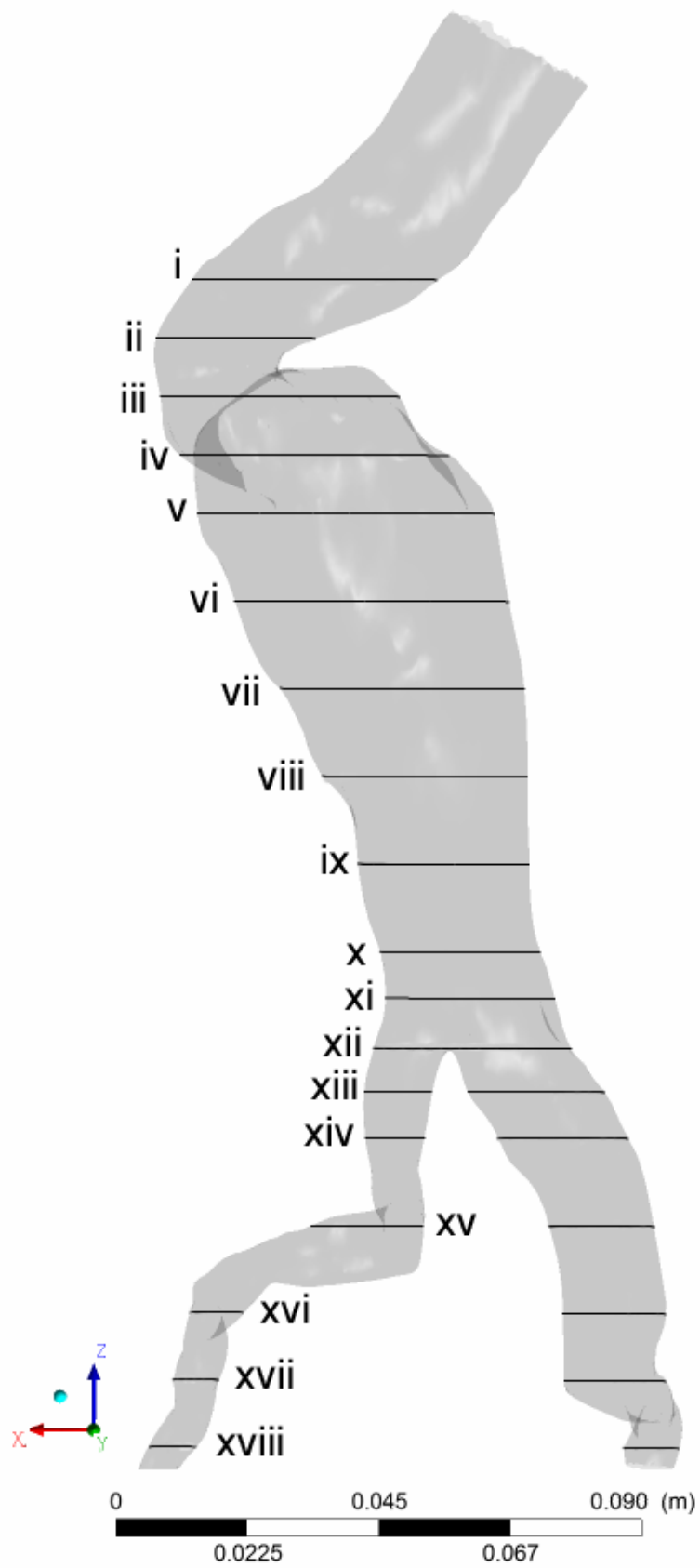
$$z_{xii} = 73mm, z_{xiii} = 65mm, z_{xiv} = 57mm, z_{xv} = 42mm, z_{xvi} = 37mm,$$

$$z_{xvii} = 16mm, z_{xviii} = 4mm.$$

Οι παραπάνω τομές παρουσιάζονται στην εικόνα 71 που ακολουθεί.

Στα επίπεδα αυτά θα παρουσιαστούν ακολούθως ισοϋψείς καμπύλες που παρουσιάζουν την συνιστώσα της ταχύτητας w , η οποία είναι παράλληλη με τον άξονα z , όπως επίσης και την προβολή των ανυσμάτων της ταχύτητας στο επίπεδο $x-y$. Από τις παραστάσεις αυτές επιχειρείται να εντοπιστούν οι περιπτώσεις ανακυκλοφοριών της ροής οι οποίες μπορούν να ενισχύσουν το μέγεθος της αρτηριακής θρόμβωσης με την επικάθιση αιμοπεταλίων στο τοίχωμα. Στο ίδιο πλαίσιο θα αναλυθούν τα πεδία ροής έτσι ώστε να εντοπισθούν οι περιοχές αποκόλλησης της ροής και οι πιθανές δίνες, καθώς επίσης και η εξέλιξη τους κατά τον καρδιακό παλμό.

Επίσης με την προβολή του ανύσματος του ταχύτητας στο επίπεδο $x-y$, επιχειρείται να αναγνωρισθεί η συμπεριφορά της δευτερεύουσας ροής στο ανεύρυσμα. Μέσω αυτής της ανάλυσης μπορεί να αναγνωρισθούν τα σημεία όπου υπάρχουν μεγάλα μέτρα ταχύτητας προς το τοίχωμα, όπως επίσης και σε συνδυασμό με τις ισοϋψείς καμπύλες της ταχύτητας w , περιοχές σπειροειδούς ανακυκλοφορίας.



Εικόνα 71 Επίπεδα τομών επιφανειών x- y

Όπως παρατηρείται στα σχήματα της εικόνας 72 για το καθαρό ανεύρυσμα και από τη χρονική στιγμή $t_1 = 0s$ υπάρχει ένας αρκετά εκτεταμένος όγκος ανακυκλοφορίας του αίματος. Η χρονική στιγμή αυτή έχει αρνητικές τιμές παροχής του αίματος αν και πολύ κοντά στο 0. Έτσι παρατηρείται μια χαοτική συμπεριφορά της κατεύθυνσης του ρευστού η οποία διαμορφώνει έναν όγκο ανακυκλοφορίας ο οποίος εκτείνεται βασικά σε όλο το μήκος του ανευρύσματος, αλλά παρουσιάζει εντονότερη συμπεριφορά στο σάκο του. Συγκεκριμένα παρατηρείται ότι από την τομή z_{xiii} ξεκινάει μια ανακυκλοφορία, με το κέντρο του αγγείου να έχει ταχύτητες ρευστού προς τα κάτω ενώ κοντά στο τοίχωμα οι ταχύτητες ροής να είναι ανάστροφες. Το φαινόμενο αυτό εκτείνεται μέχρι τη τομή z_{vii} , όπου ο πυρήνας ροής που έχει κίνηση προς τα κάτω καταλαμβάνει πλέον το μπροστινό μέρος του τοιχώματος της αρτηρίας (υψηλές τιμές y) και αρχίζει να διχάζεται, σε δύο πυρήνες με ροή προς τα κάτω, με μεγαλύτερο μέτρο ταχυτήτων. Αντίθετα στο πίσω μέρος της αρτηρίας υπάρχει ένας πυρήνας με αντίστροφη ροή ο οποίος ολοένα και αυξάνεται σε μέτρο ταχυτήτων μέχρι τη τομή z_{iii} όπου τα φαινόμενα ανακυκλοφορίας περιορίζονται σημαντικά και υπερिशύει η ροή προς τα πάνω με πολλά σημεία μηδενικής ταχύτητας.

Κατά τη φάση της επιτάχυνσης της ροής, οι περιοχές ανακυκλοφορίας εξαλείφονται και το ρευστό αποκτά μια ομοιόμορφη συμπεριφορά θετικής ταχύτητας. Συγκεκριμένα τη χρονική στιγμή $t_2 = 0.24s$ εμφανίζεται ένας πολύ μικρός πυρήνας ανακυκλοφορίας μεταξύ των τομών z_{iii} και z_v , ο οποίος βρίσκεται κοντά στη πίσω πλευρά του τοιχώματος (μικρές τιμές y), ενώ στον υπόλοιπο όγκο του αγγείου φαίνεται ομοιόμορφη κίνηση του ρευστού, με αναμενόμενα πολύ χαμηλές ταχύτητες στη περιοχή του οριακού στρώματος κοντά στο τοίχωμα. Τη χρονική στιγμή $t_3 = 0.32s$, με τη μεγαλύτερη παροχή στην είσοδο, οι περιοχές όπου παρουσιάζονται ανακυκλοφορίες έχουν εξαλειφθεί πλήρως, ενώ η ροή έχει αποκλειστικά θετική κίνηση με το οριακό στρώμα να γίνεται όλο και πιο εμφανές καθώς περιορίζεται η διάμετρος του αυλού ροής.

Στη χρονική στιγμή $t_4 = 0.44s$, η παροχή στην είσοδο του αγγείου είναι αντίστοιχη με αυτή της στιγμή $t_2 = 0.24s$ παρόλα αυτά, η χρονική στιγμή αυτή αντιστοιχεί στη φάση επιβράδυνσης της ροής και αρχίζουν να εντοπίζονται σε διάφορα σημεία του τοιχώματος, μικρές περιοχές με ανάστροφη ταχύτητα ρευστού, οι οποίες είναι πιο έντονες στο σάκο του ανευρύσματος. Καθώς επιβραδύνεται η ροή μέχρι τη στιγμή $t_5 = 0.54s$, η ροή γίνεται πλέον κυρίως αντίστροφη με φορά προς τα επάνω στο ανεύρυσμα. Παρόλα αυτά υπάρχουν πολύ

περιορισμένες περιοχές με ροή προς τα κάτω οι οποίες βρίσκονται στον σάκο του ανευρύσματος.

Τη χρονική στιγμή $t_6 = 0.78s$, το ρευστό έχει επιταχυνθεί και βρίσκεται εκ νέου σε θετικές τιμές παροχής στην είσοδο. Στην φάση αυτή η ανακυκλοφορία είναι πάλι εμφανής στις περιοχές μεταξύ των τομών z_{iii} και z_{vii} , δηλαδή στο σάκο του ανευρύσματος. Εδώ εντοπίζεται ότι η περιοχή με αρνητικές ταχύτητες βρίσκεται πάλι στο πίσω μέρος του αγγείου, ενώ περιορίζεται καθώς μειώνεται η διάμετρος του αγγείου.

Έπειτα παρουσιάζονται προβολές των ανυσμάτων της ταχύτητας πάνω στα επίπεδα $x - y$ οι οποίες μελετώνται έτσι ώστε να εκτιμηθεί η συμπεριφορά του δευτερεύοντος πεδίου ροής. Τα ανύσματα που παρουσιάζονται προκύπτουν ουσιαστικά από τις συνιστώσες της ταχύτητας u και v .

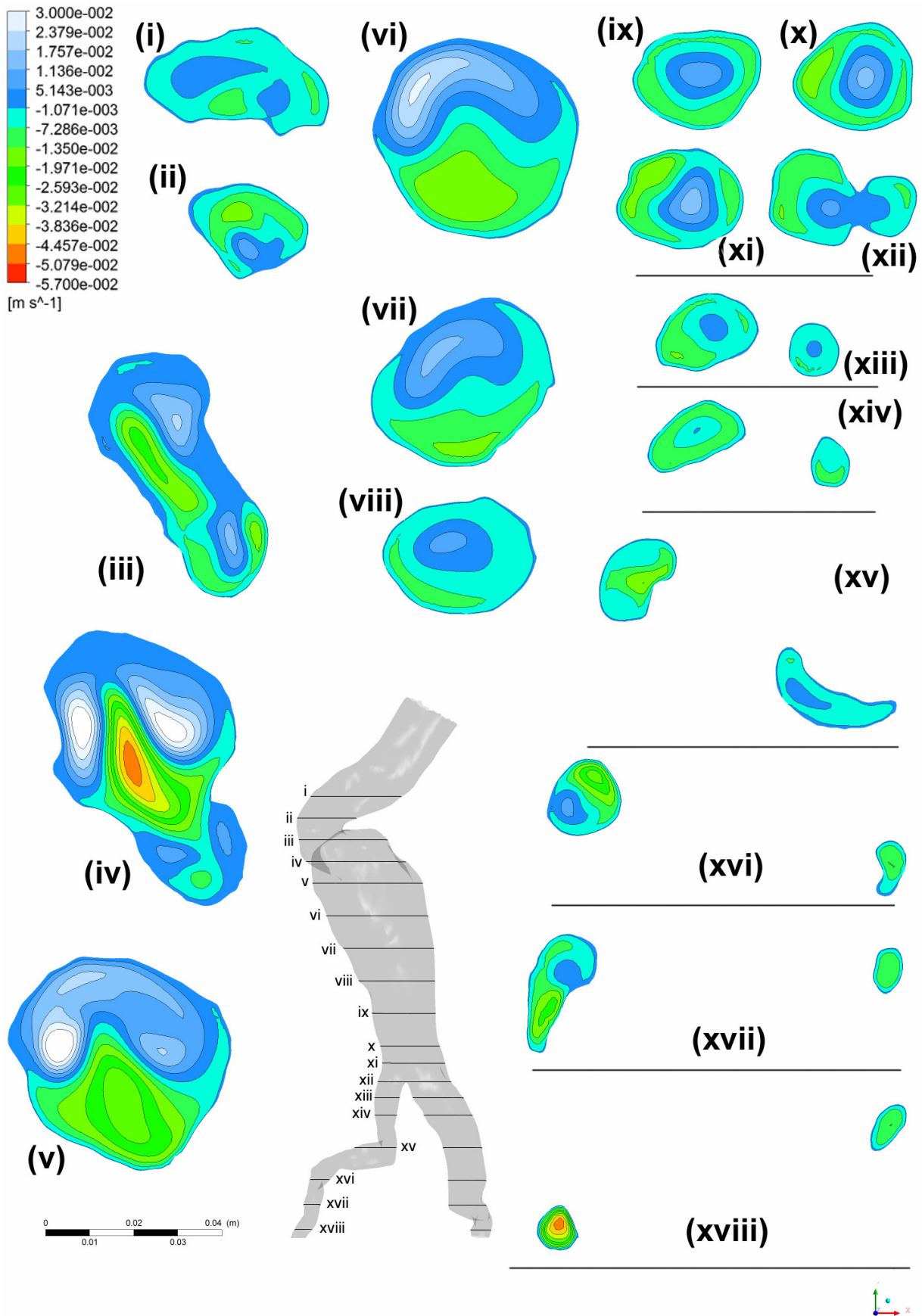
Γενικά όπως φαίνεται και στις εικόνες 78-83 το δευτερεύον πεδίο ροής περιορίζεται στις ίδιες περιοχές που εντοπίστηκαν και οι ανακυκλοφορίες από τις ισοϋψείς της w . Πιο συγκεκριμένα, τη χρονική στιγμή $t_1 = 0s$, η συνιστώσες u και v παρουσιάζουν έντονη κίνηση καθ' όλο το μήκος του ανευρύσματος. Πιο έντονη βέβαια είναι η δραστηριότητα του δευτερεύοντος πεδίου ροής στη περιοχή του σάκου του ανευρύσματος. Στη τομή z_{iii} παρατηρείται περιοχή με πολύ χαμηλές ταχύτητες στο κέντρο περίπου της τομής, όπου η ροή διαχωρίζεται στη ροή που κινείται προς τον αυλό εισόδου, και τη ροή που κινείται προς το μπροστινό τοίχωμα του ανευρύσματος, για να μπει στην ανακυκλοφορία. Πιο χαμηλά στις τομές z_{iv} μέχρι z_{vi} παρατηρείται ζεύγος δινών με αντίστροφη φορά οι οποίες στο επίπεδο της τομής z_{iv} βρίσκονται στο κέντρο του ανευρύσματος και στα χαμηλότερα επίπεδα κινούνται προς το μπροστινό τοίχωμα της αρτηρίας, ενώ ταυτόχρονα μειώνεται και το μέγεθος τους, ενώ γίνεται και πιο έντονη η μορφή της ανθορολογιακής περιστροφικής ροής του ρευστού, η οποία επικρατεί στα επόμενα επίπεδα μέχρι το ύψος του επιπέδου z_{xi} .

Κατά τη φάση της επιτάχυνσης, μέχρι και τη μέγιστη ροή, δεν παρατηρούνται σημαντικά φαινόμενα δευτερεύουσας ροής. Γενικά παρατηρείται έντονο μέτρο της ροής στα επίπεδα z_{iii} και z_{iv} , όπου η ροή εισέρχεται στο σάκο του ανευρύσματος υπό γωνία 110° . Στις υπόλοιπες τομές η ροή στο επίπεδο $x - y$ είναι αμελητέα, μέχρι το σημείο της λαγόνας αρτηρίας, όπου εκ νέου, λόγω της στροφής του αγγείου, η ταχύτητα γίνεται υψηλή ως προς το επίπεδο αυτό.

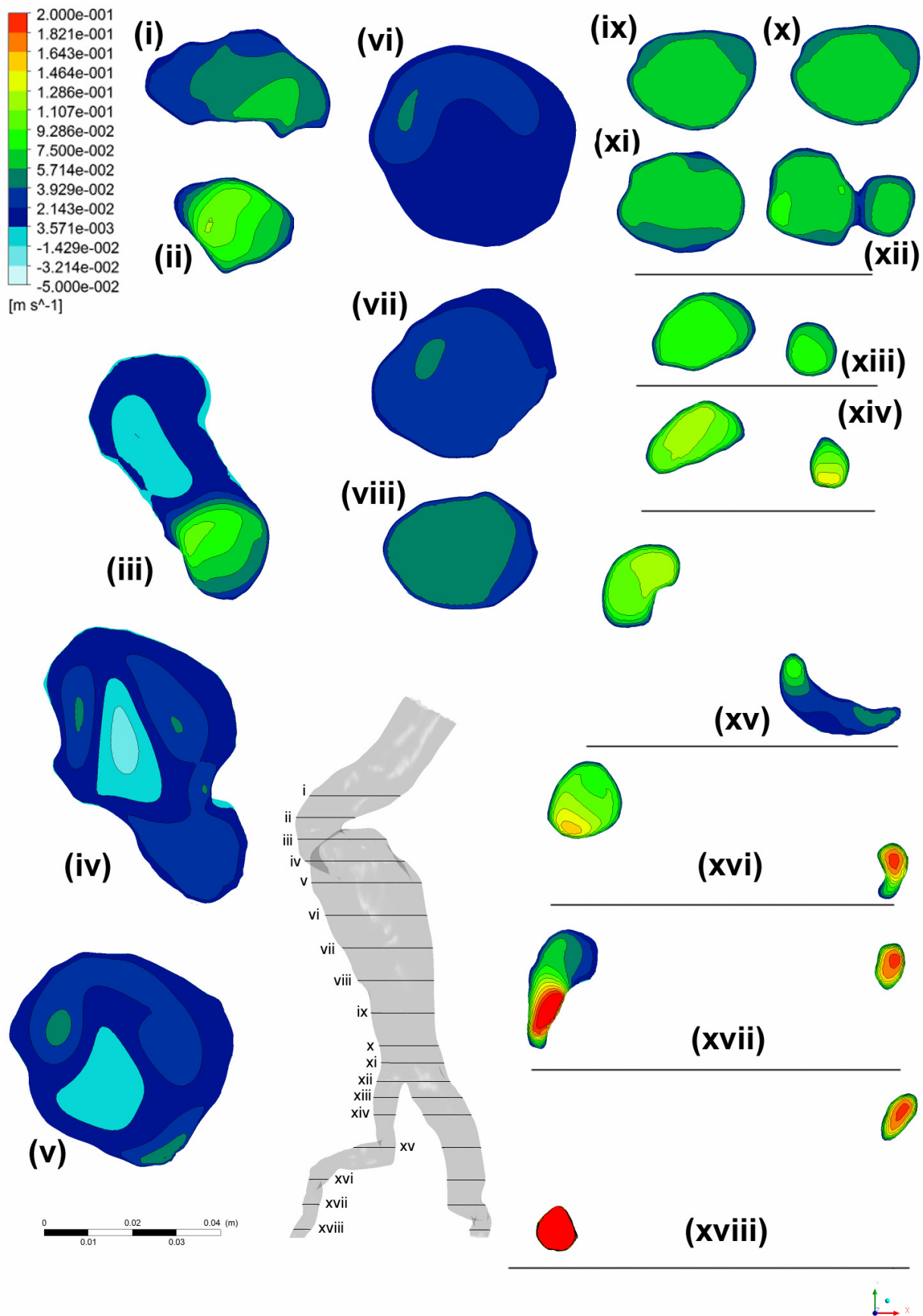
Στη φάση της επιβράδυνσης, ενδιαφέρον παρουσιάζουν οι τομές z_{iii} έως z_v , όπου παρατηρείται το φαινόμενο δημιουργίας ζεύγους δινών στη περιοχή κοντά στο πίσω τοίχωμα του ανευρύσματος, οι οποίες καθώς επιβραδύνεται η ροή συνεχώς αυξάνονται σε μέγεθος μέχρι τη χρονική στιγμή $t_5 = 0.54s$ όπου βρίσκονται στο μέγιστο τους. Συγκεκριμένα το ζεύγος αυτό φαίνεται να δημιουργείται με την επιβράδυνση της δέσμης του ρευστού που εισέρχεται στον σάκο του ανευρύσματος, ενώ μένει κοντά στη περιοχή του πίσω τοιχώματος της αρτηρίας καθώς κινούμαστε σε χαμηλότερα επίπεδα.

Στη φάση της χρονικής στιγμής $t_6 = 0.78s$, παρατηρούμε παρόμοια φαινόμενα με αυτά της χρονικής στιγμής $t_5 = 0.54s$, όπου όμως εδώ οι δίνες που έχουν αναπτυχθεί στα επίπεδα των τομών z_{iii} έως z_v , έχουν κινηθεί προς το κέντρο του ανευρύσματος. Αυτό το φαινόμενο πιθανώς να οφείλεται στο μεταβατικό στάδιο της νέας μικρότερης επιτάχυνσης του ρευστού. Επίσης η φάση αυτή μπορεί να συνδεθεί και με τη χρονική στιγμή $t_1 = 0s$, η οποία έπεται στον καρδιακό κύκλο, όπου όπως ειπώθηκε η δίνες εκεί εντοπίζονται στο μπροστά τοίχωμα του αγγείου. Οπότε συνολικά παρατηρείται μια ανάπτυξη ζεύγους δινών κοντά στην περιοχή εισόδου του ρευστού στο ανεύρυσμα, κατά τη φάση της επιβράδυνσης της ροής, οι οποίες αναπτύσσονται κοντά στο πίσω τοίχωμα του αγγείου και καθώς η ροή επιταχύνεται μετακινούνται προς το μπροστά τοίχωμα όπου μένουν μέχρι τη φάση της συστολής του καρδιακού κύκλου οπότε και εξαλείφονται. Τα φαινόμενα αυτά φαίνονται λεπτομερώς και στις Εικόνες 84, 85.

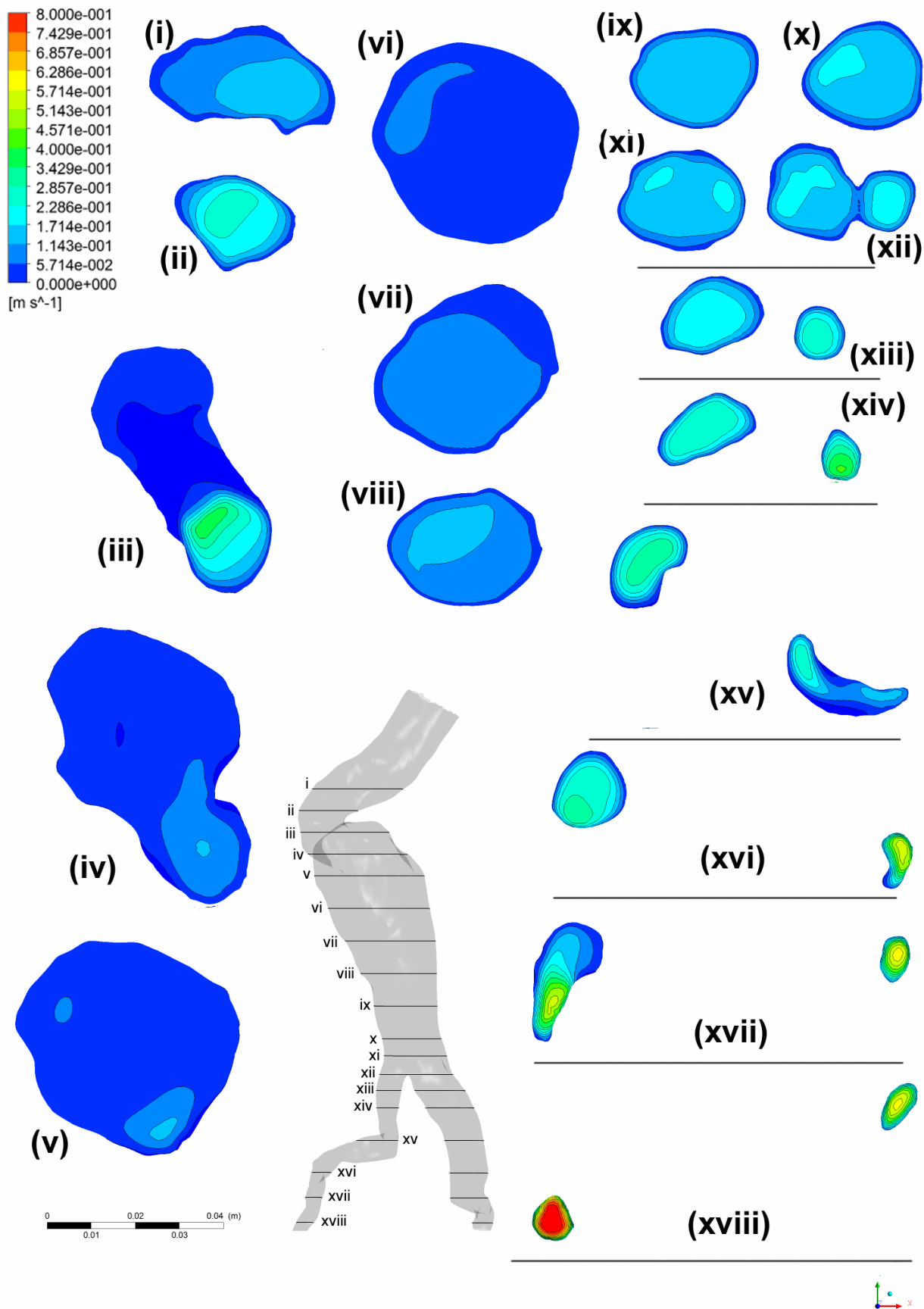
Τα ίδια φαινόμενα παρατηρούνται και στις εικόνες 87-98 για το θεωρητικό ανεύρυσμα.



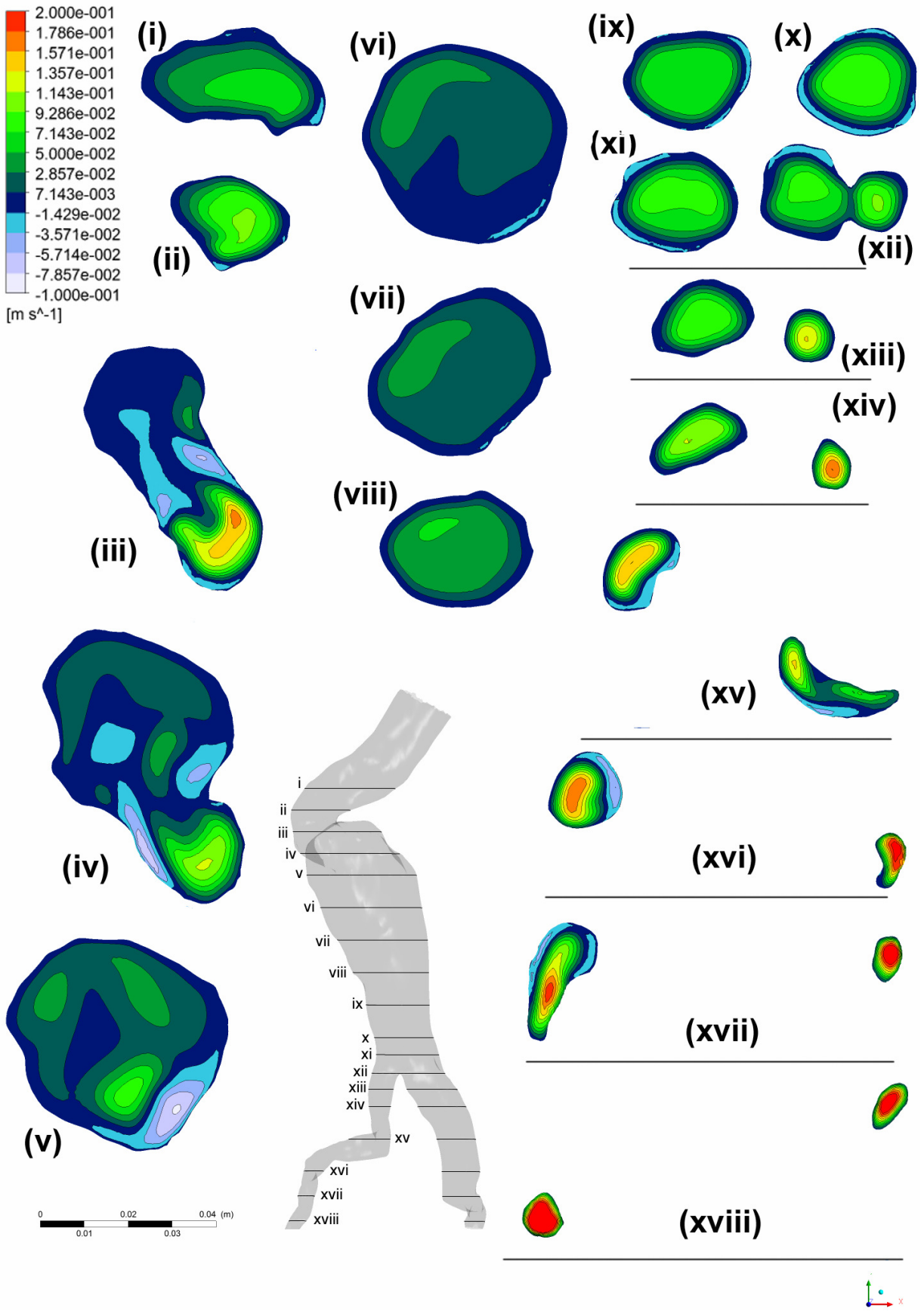
Εικόνα 72 Ισοϋνείς καμπύλες της παράλληλης ταχύτητας στο άξονα z, w , για τη στιγμή $t_1 = 0s$



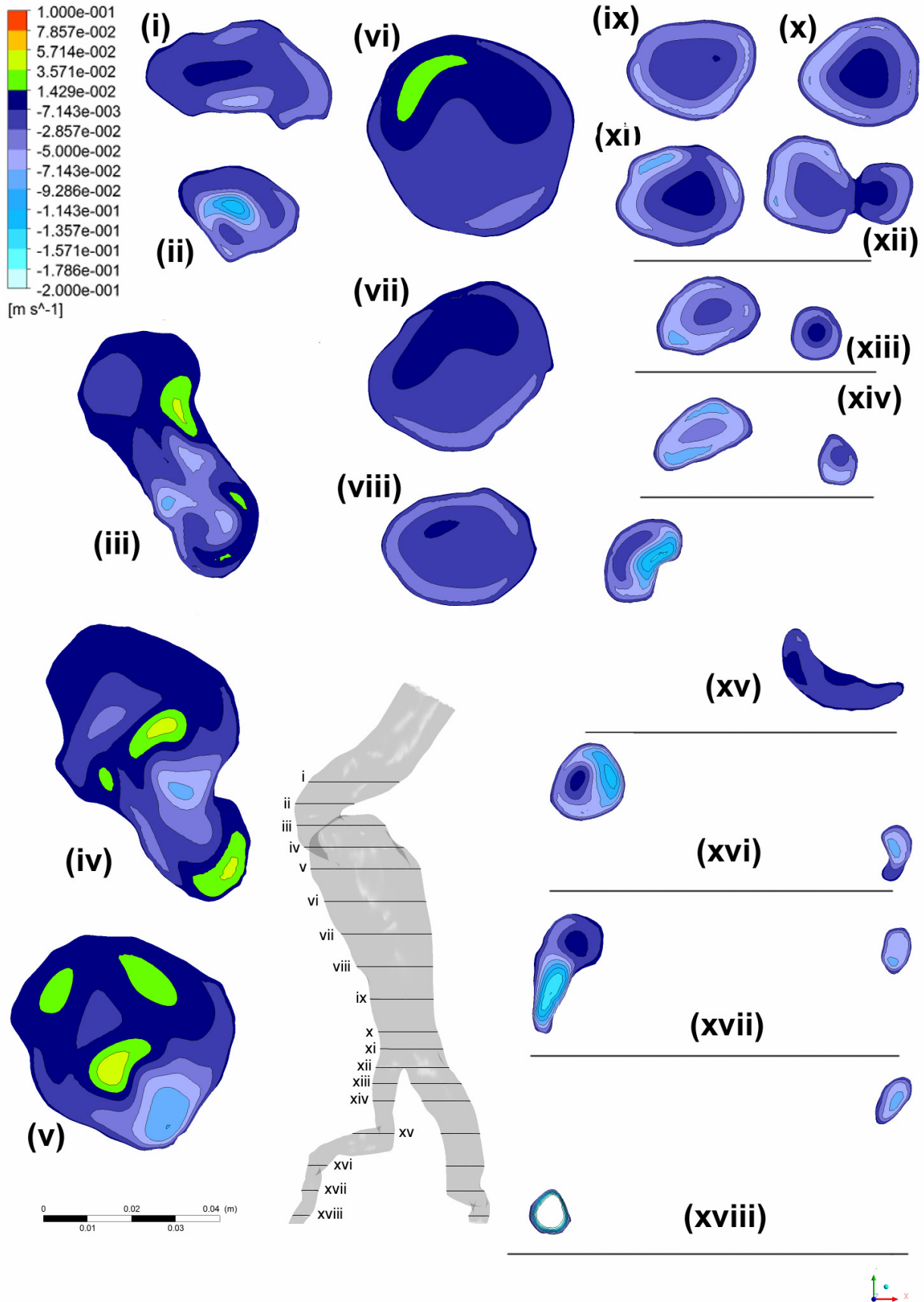
Εικόνα 73 Ισοϋψείς καμπύλες της παράλληλης ταχύτητας στο άξονα z, w , για τη στιγμή $t_2 = 0.24s$



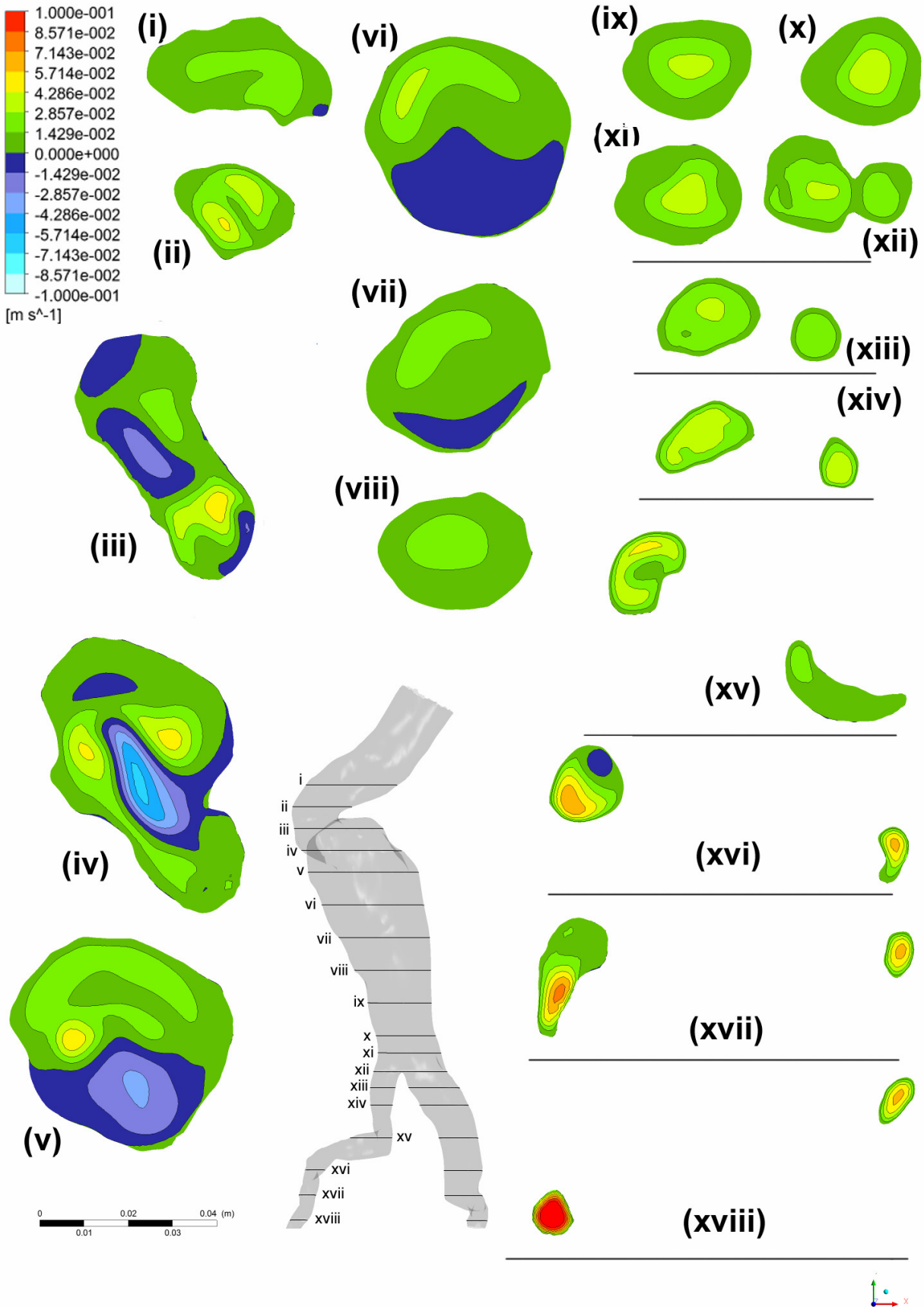
Εικόνα 74 Ισοϋψείς καμπύλες της παράλληλης ταχύτητας στο άξονα z, w , για τη στιγμή $t_3 = 0.32s$



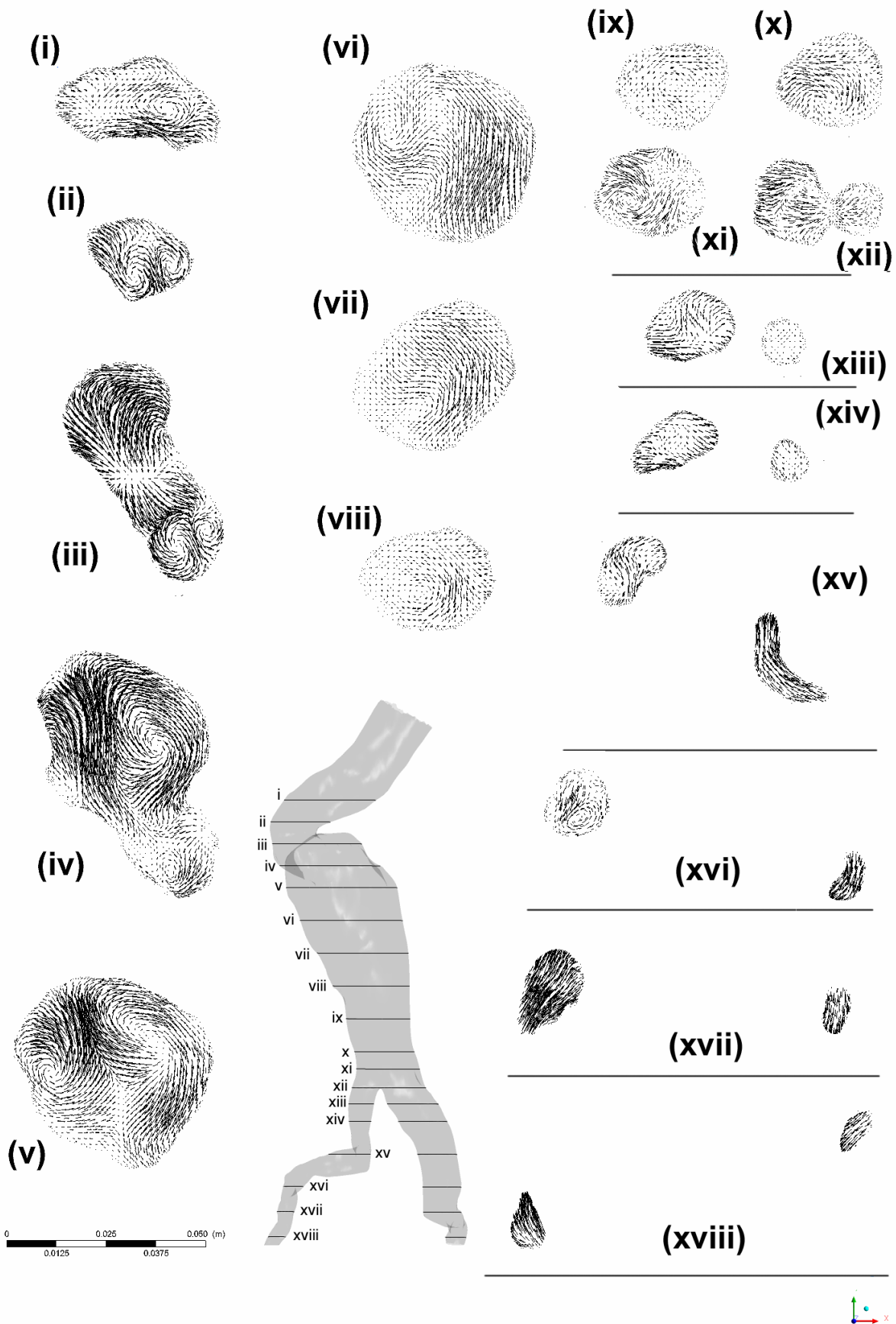
Εικόνα 75 Ισοϋψείς καμπύλες της παράλληλης ταχύτητας στο άξονα z, w , για τη στιγμή $t_4 = 0.44s$



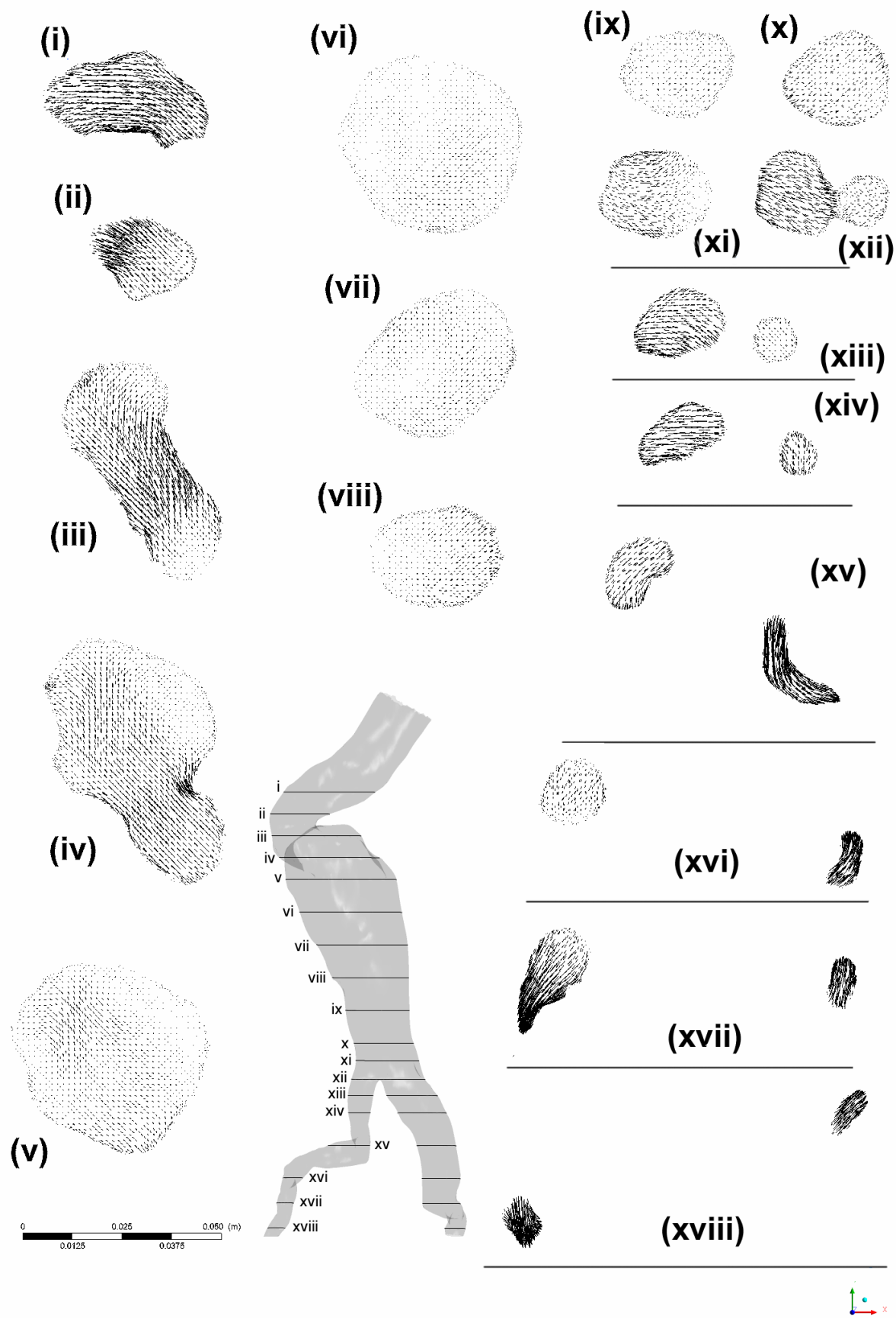
Εικόνα 76 Ισοϋψείς καμπύλες της παράλληλης ταχύτητας στο άξονα z, w , για τη στιγμή $t_5 = 0.54s$



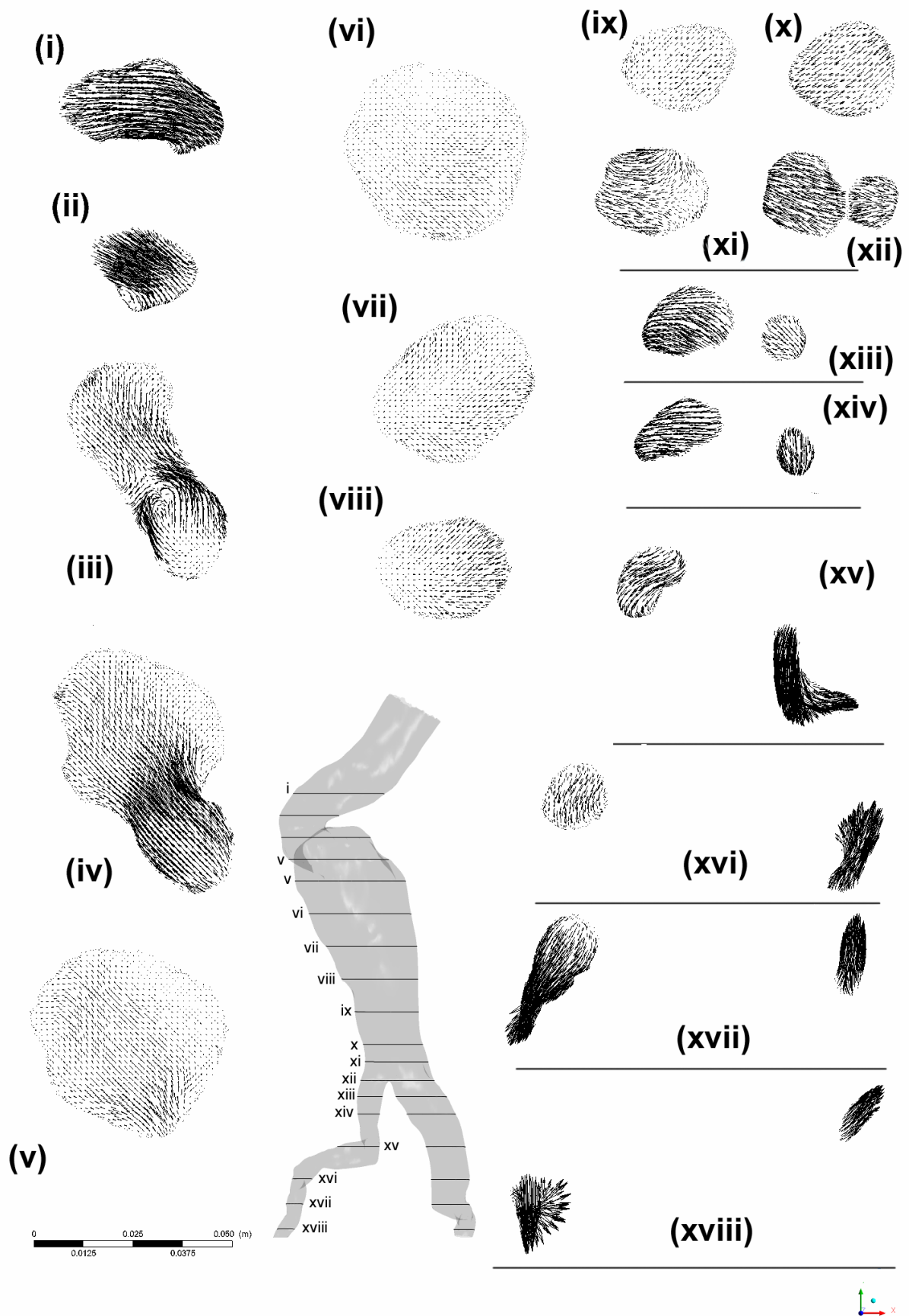
Εικόνα 77 Ισοψείς καμπύλες της παράλληλης ταχύτητας στο άξονα z, w , για τη στιγμή $t_6 = 0.78s$



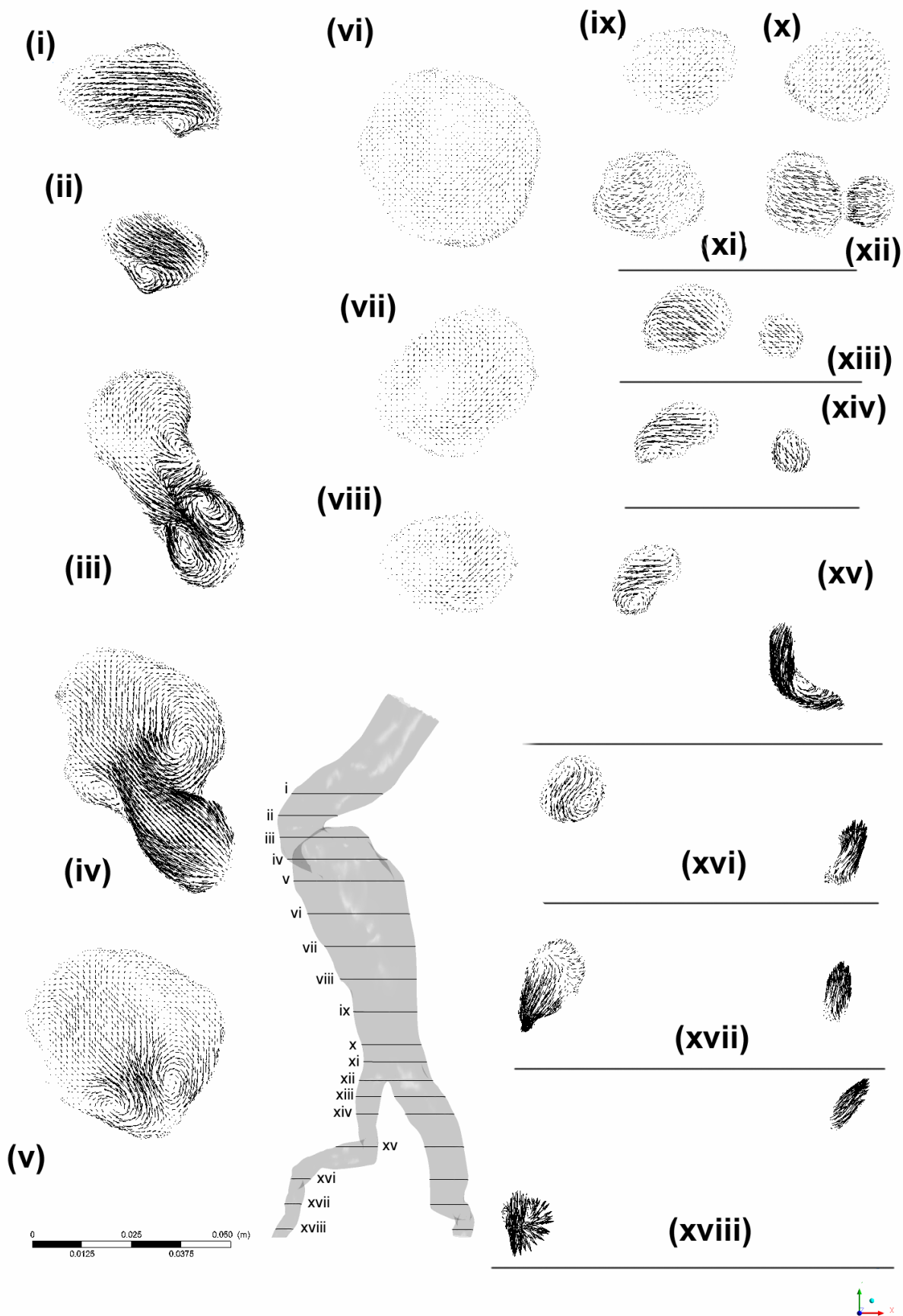
Εικόνα 78 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x-y$ κατά τη χρονική στιγμή $t_1 = 0s$



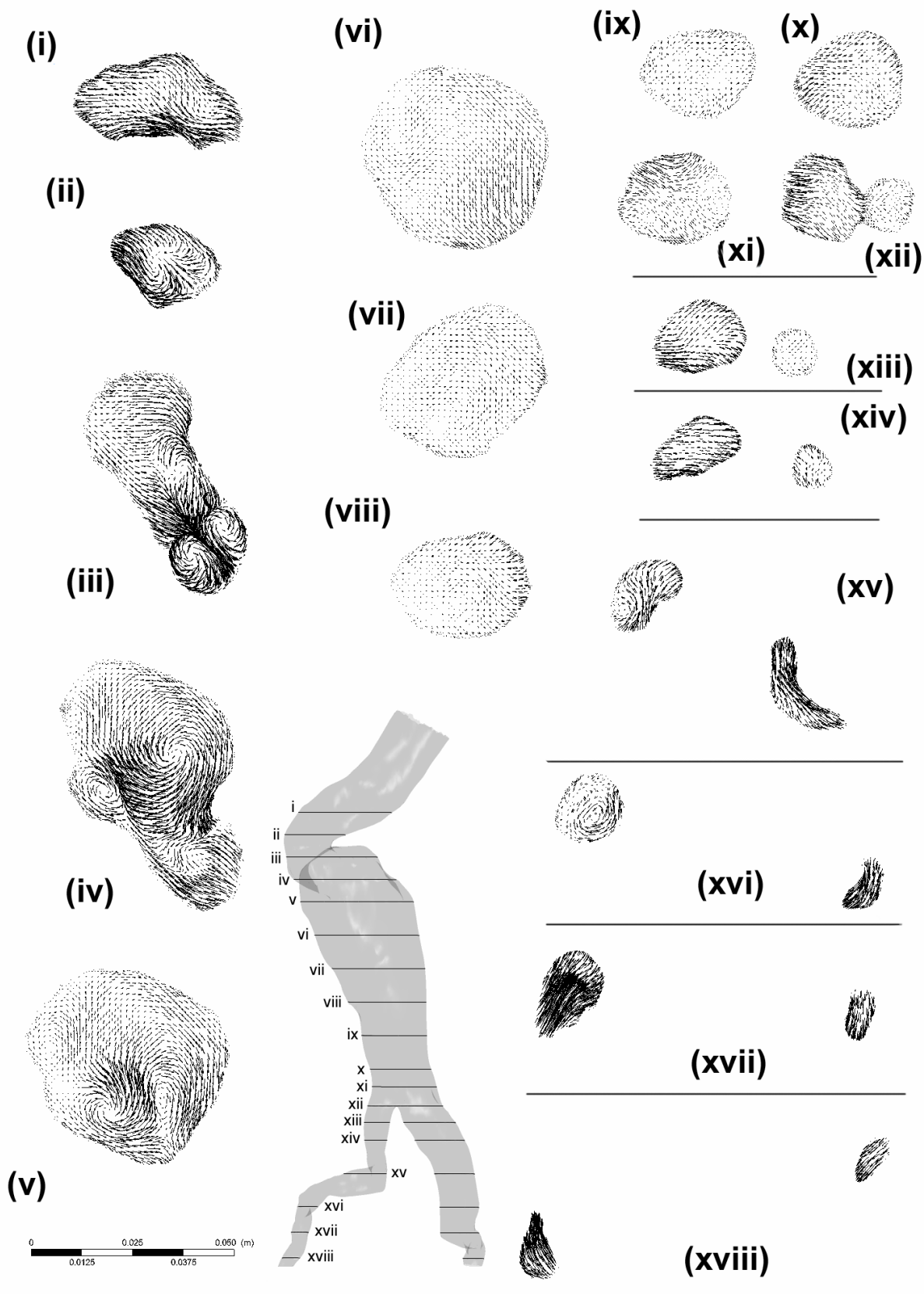
Εικόνα 79 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x - y$ κατά τη χρονική στιγμή $t_2 = 0.24s$



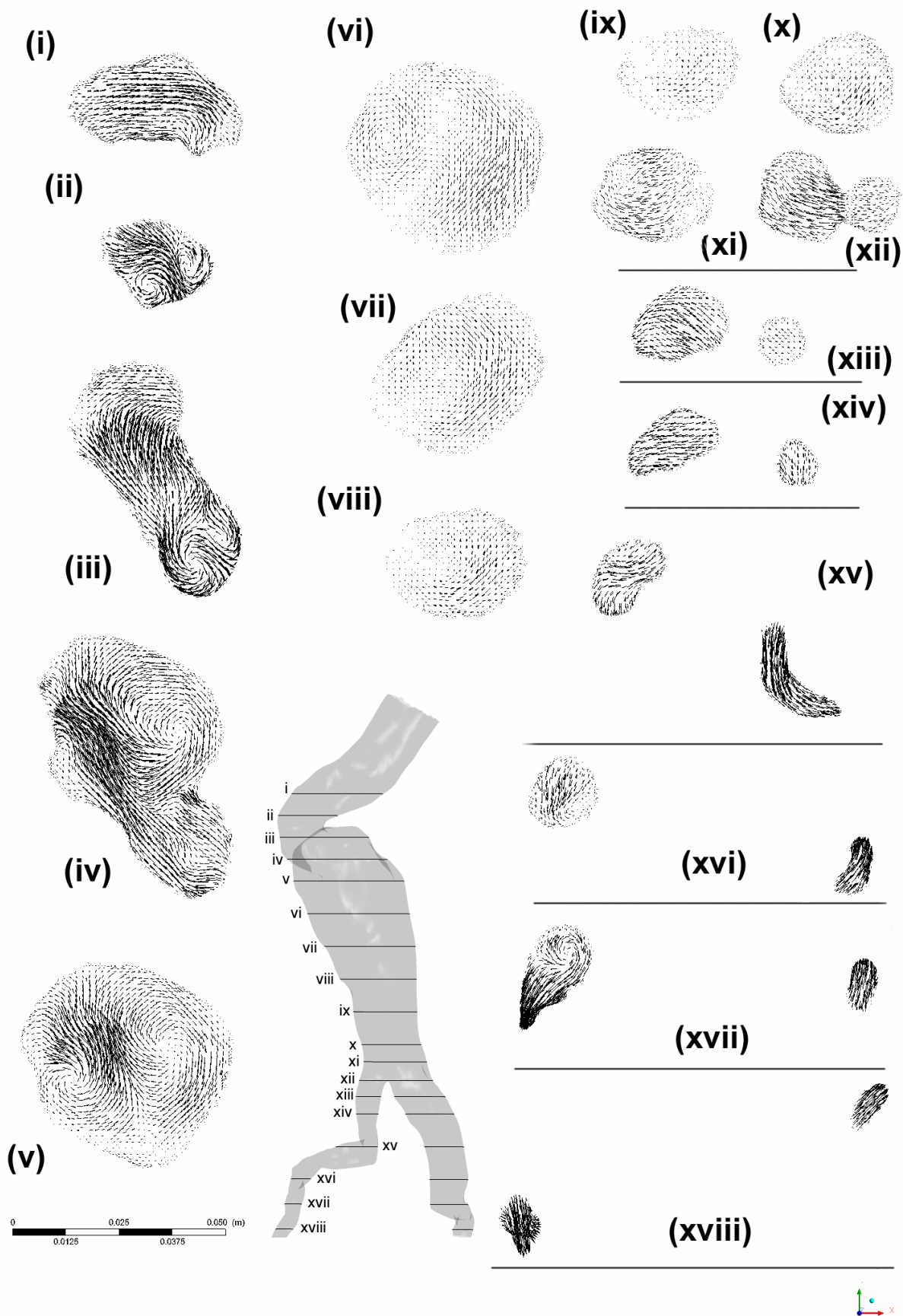
Εικόνα 80 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x - y$ κατά τη χρονική στιγμή $t_3 = 0.32s$



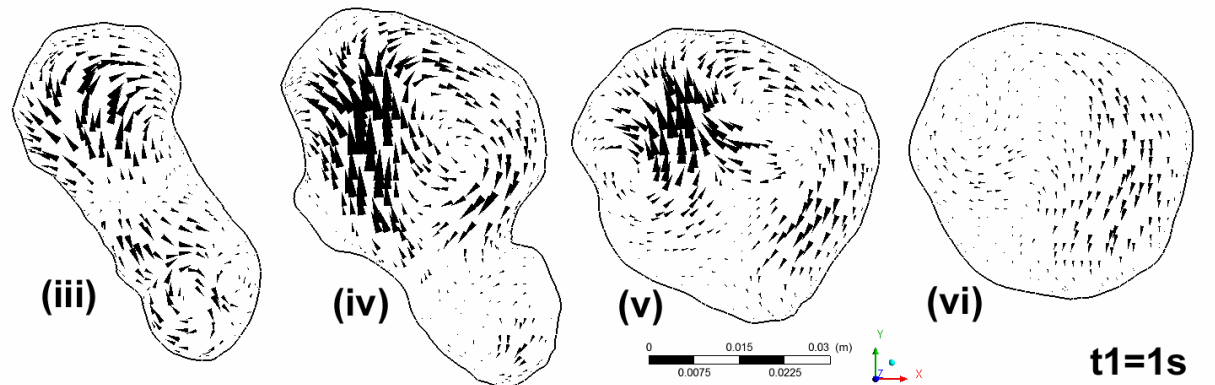
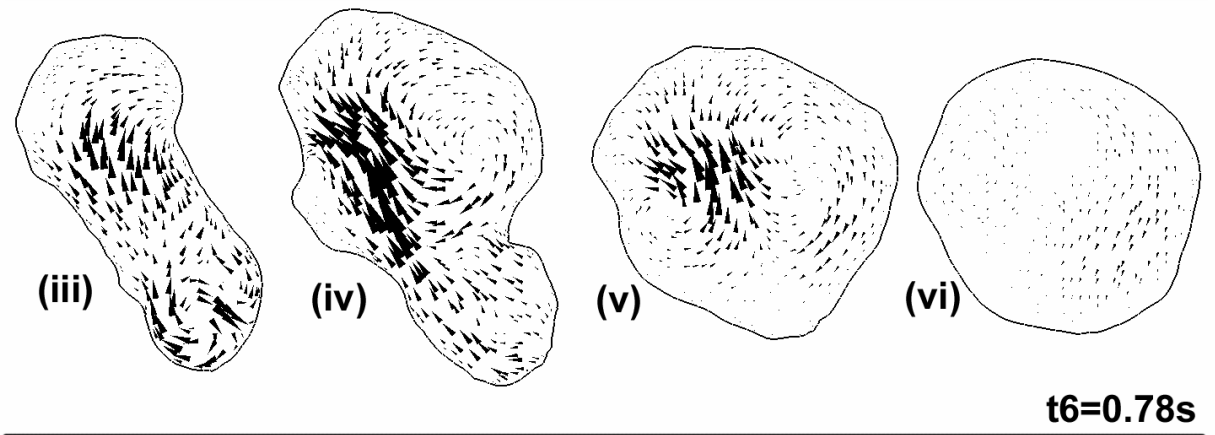
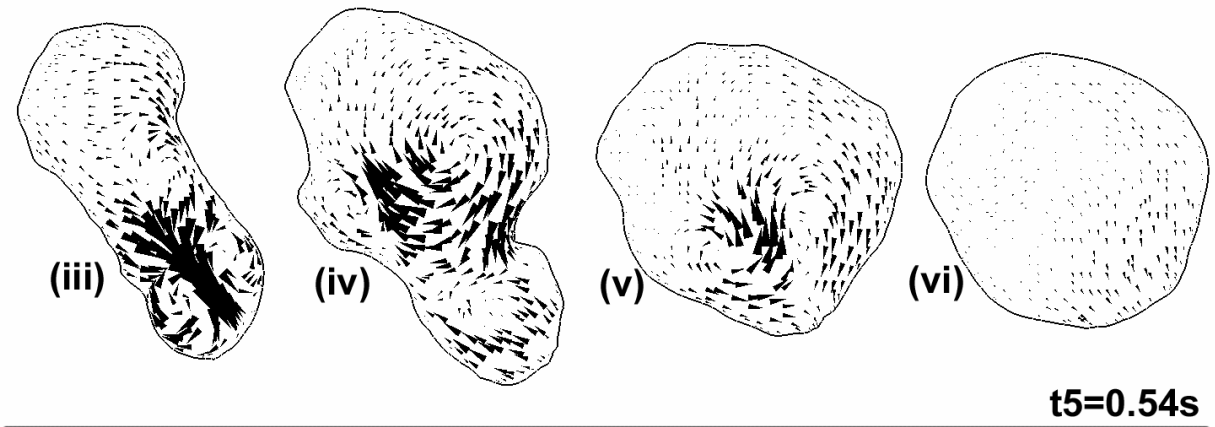
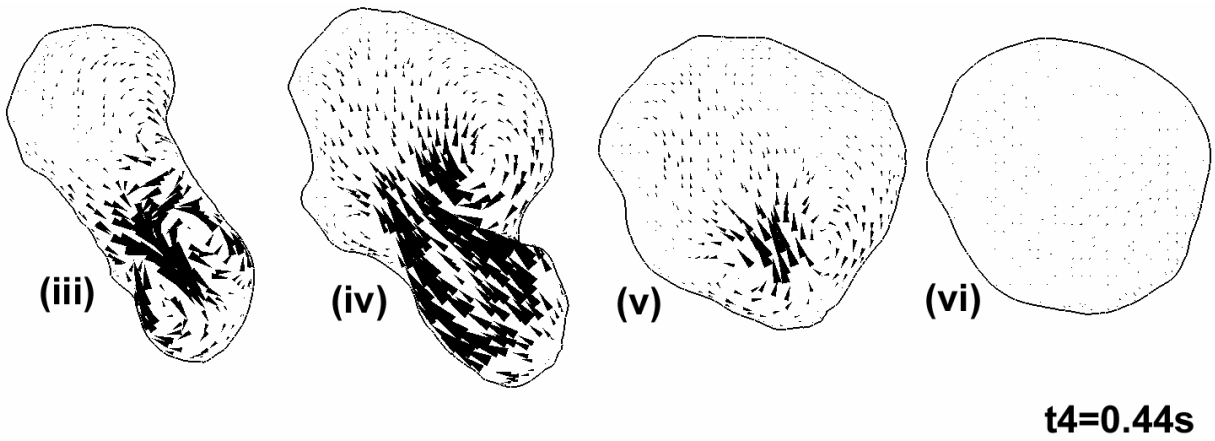
Εικόνα 81 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x - y$ κατά τη χρονική στιγμή $t_4 = 0.44s$



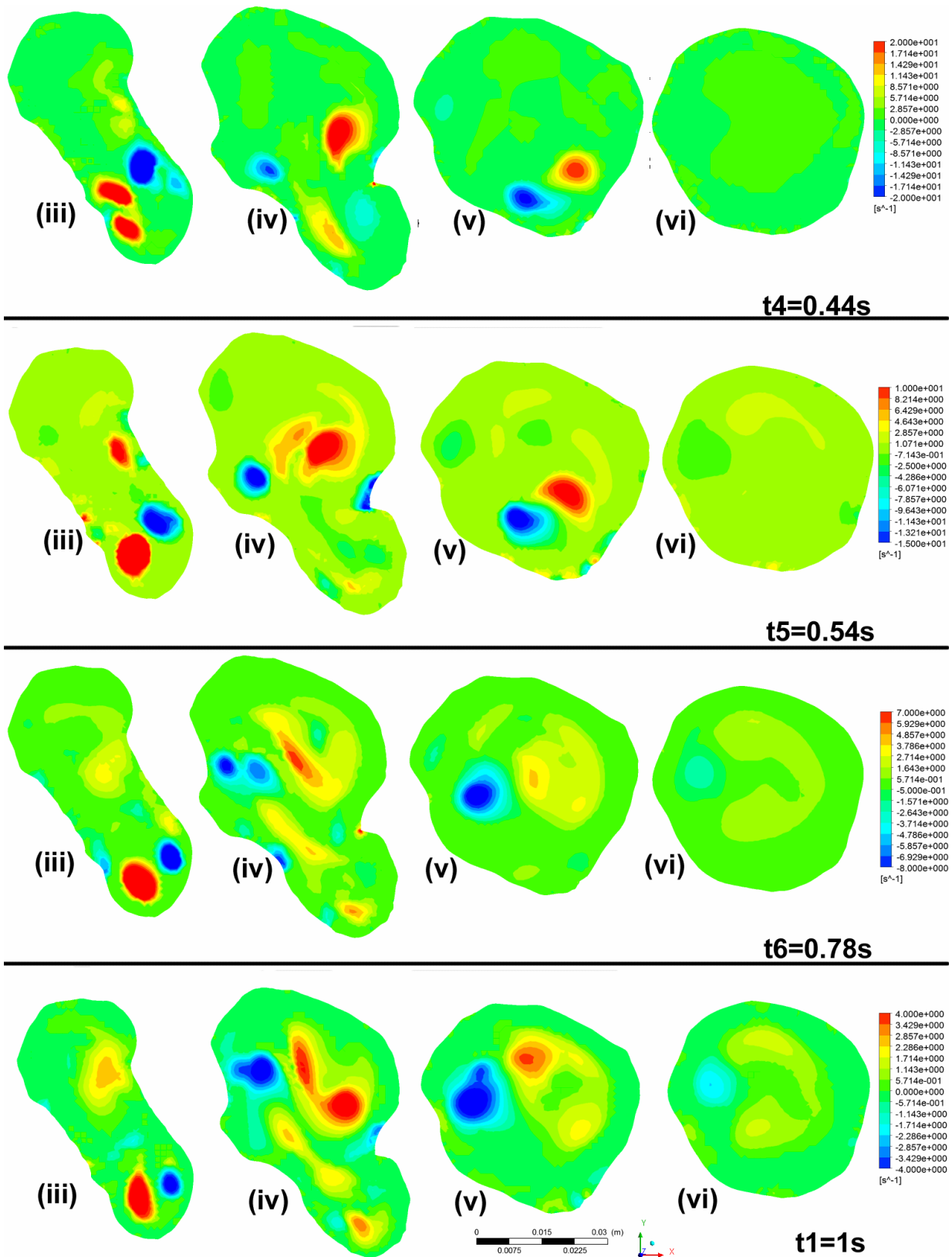
Εικόνα 82 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x-y$ κατά τη χρονική στιγμή $t_5 = 0.54s$



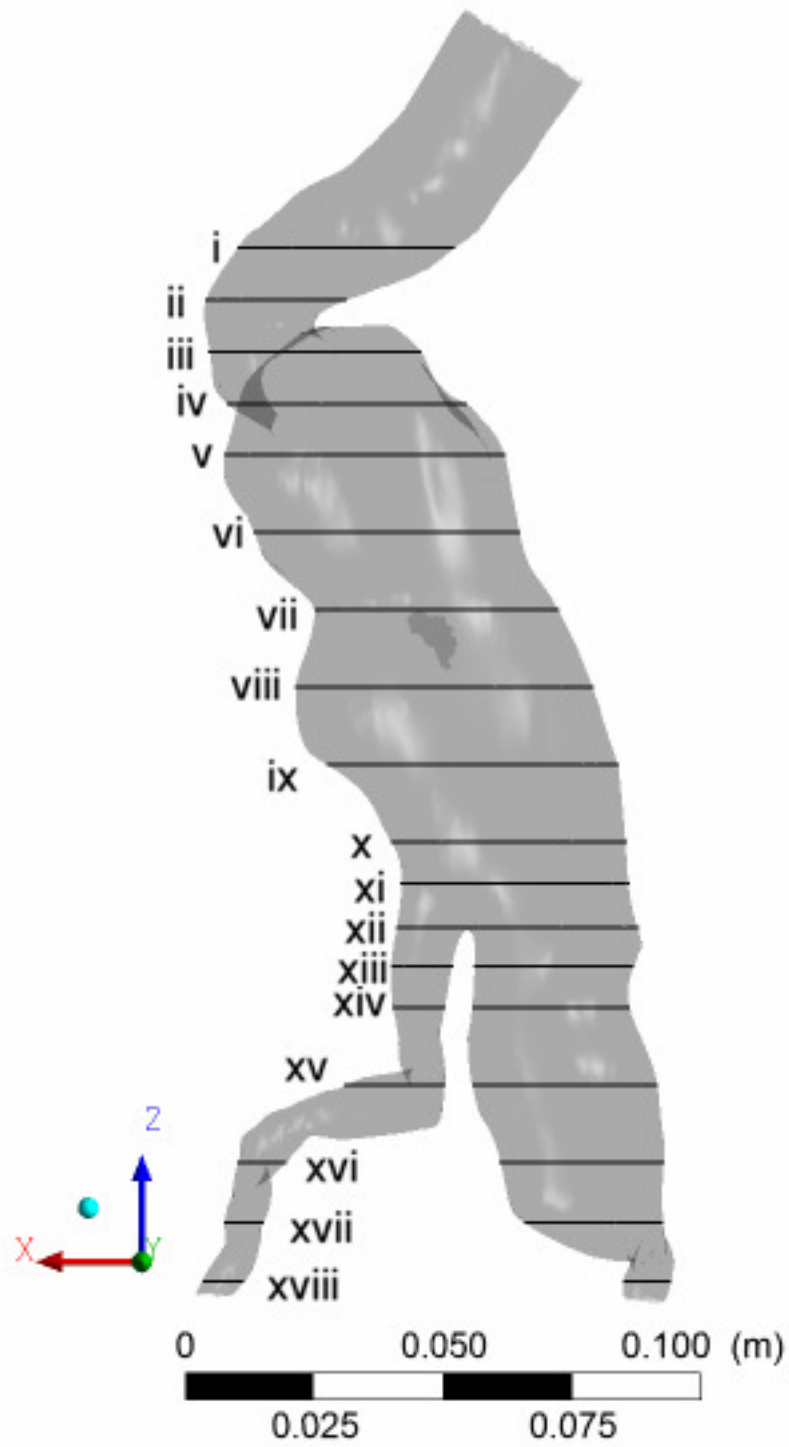
Εικόνα 83 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x - y$ κατά τη χρονική στιγμή $t_6 = 0.78s$



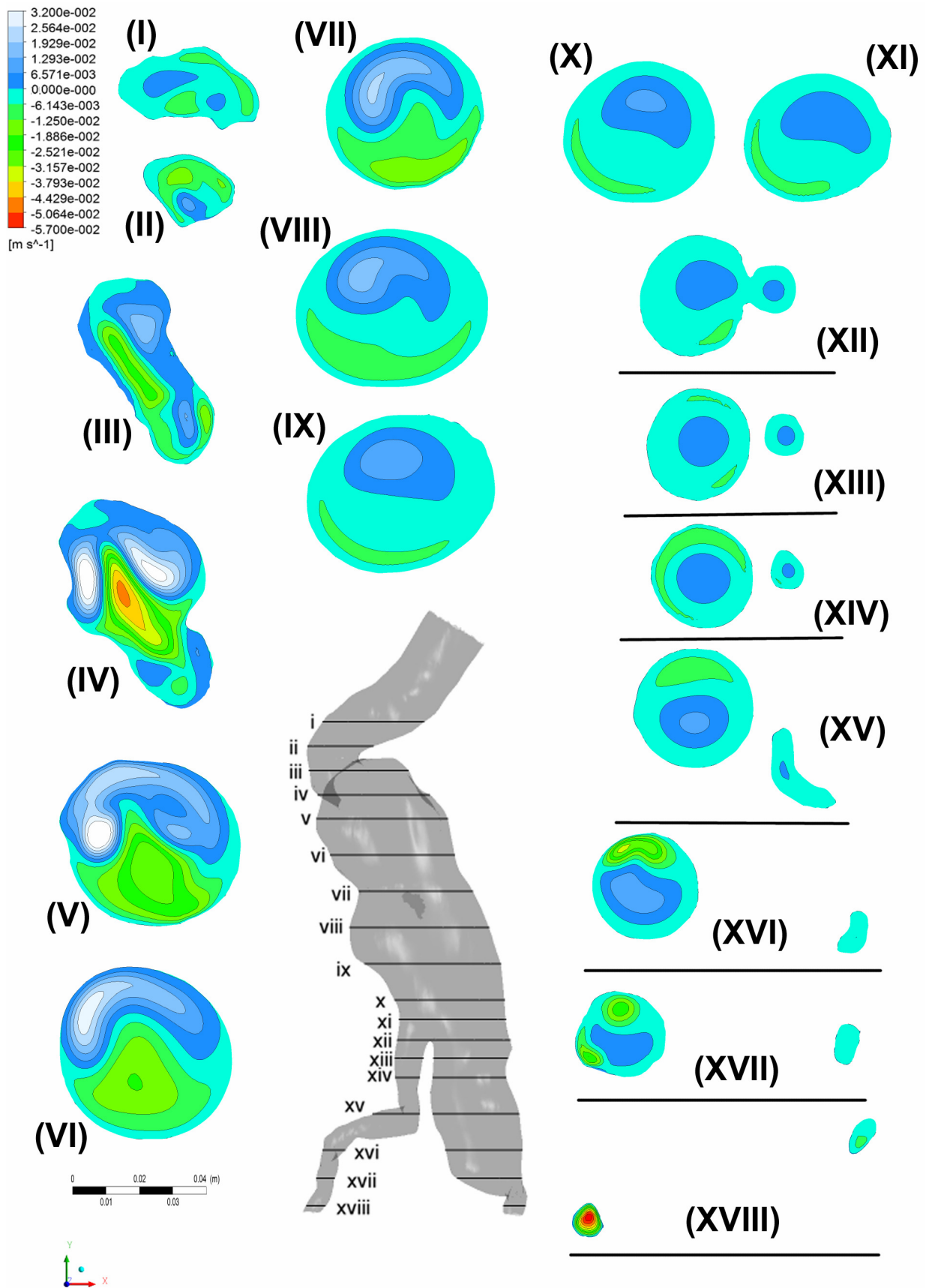
Εικόνα 84 Εξέλιξη των φαινομένων δινών μεταξύ των τομών (III)-(VI)



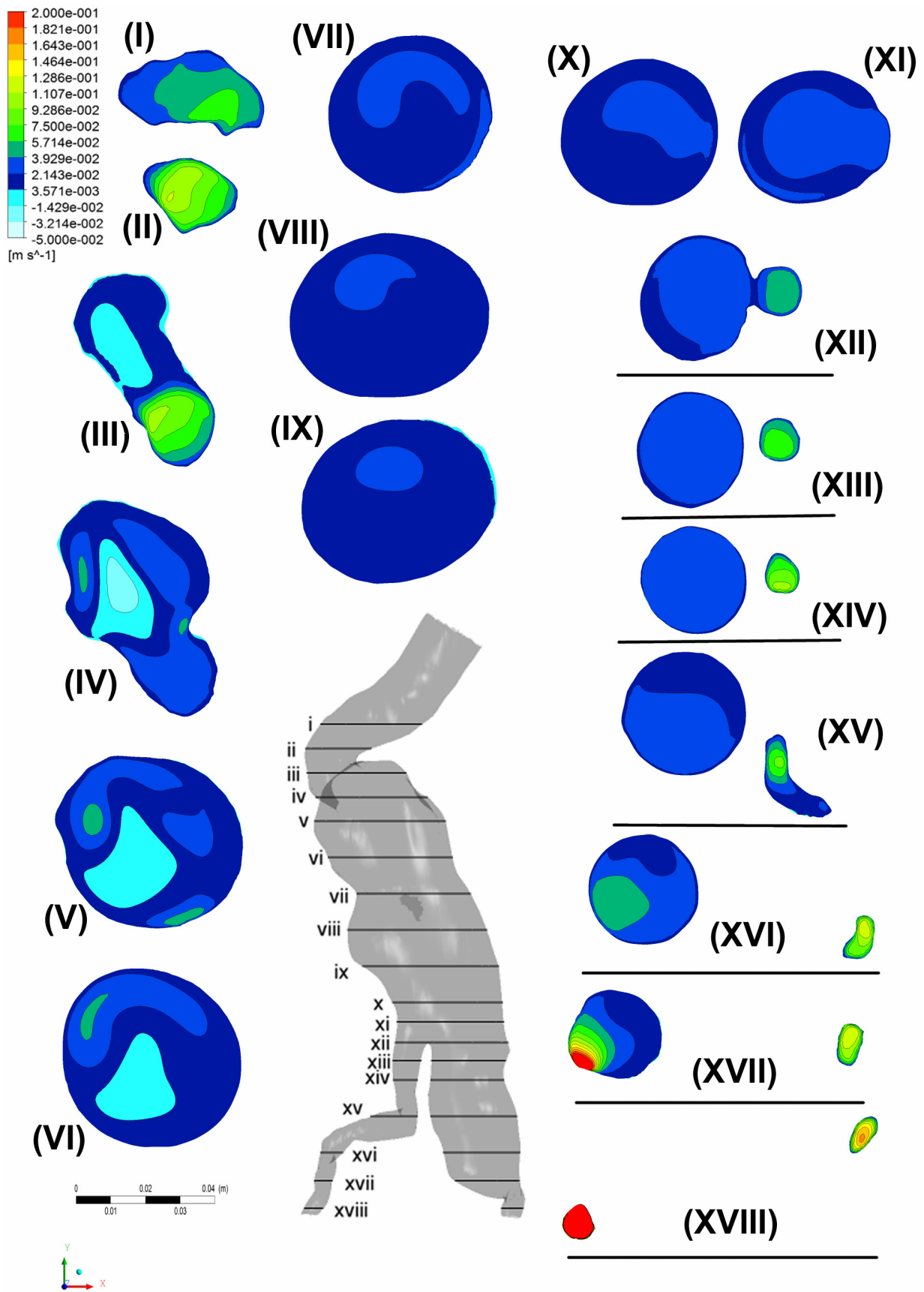
Εικόνα 85 Διάνυσμα περιδύνησης κατά τον άξονα z μεταξύ των τομών (III)-(VI)



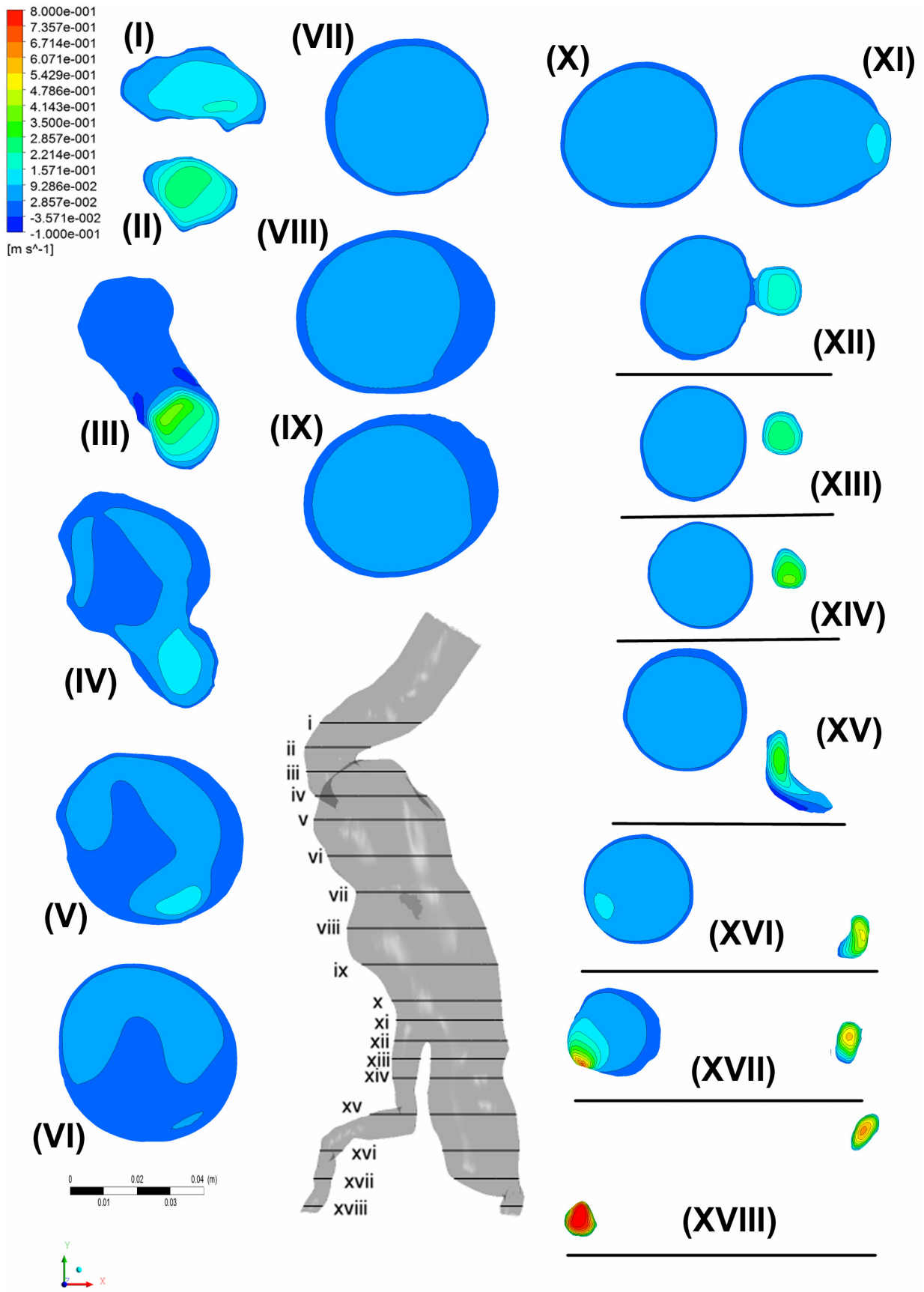
Εικόνα 86 Επίπεδα τομών επιφανειών $x-y$



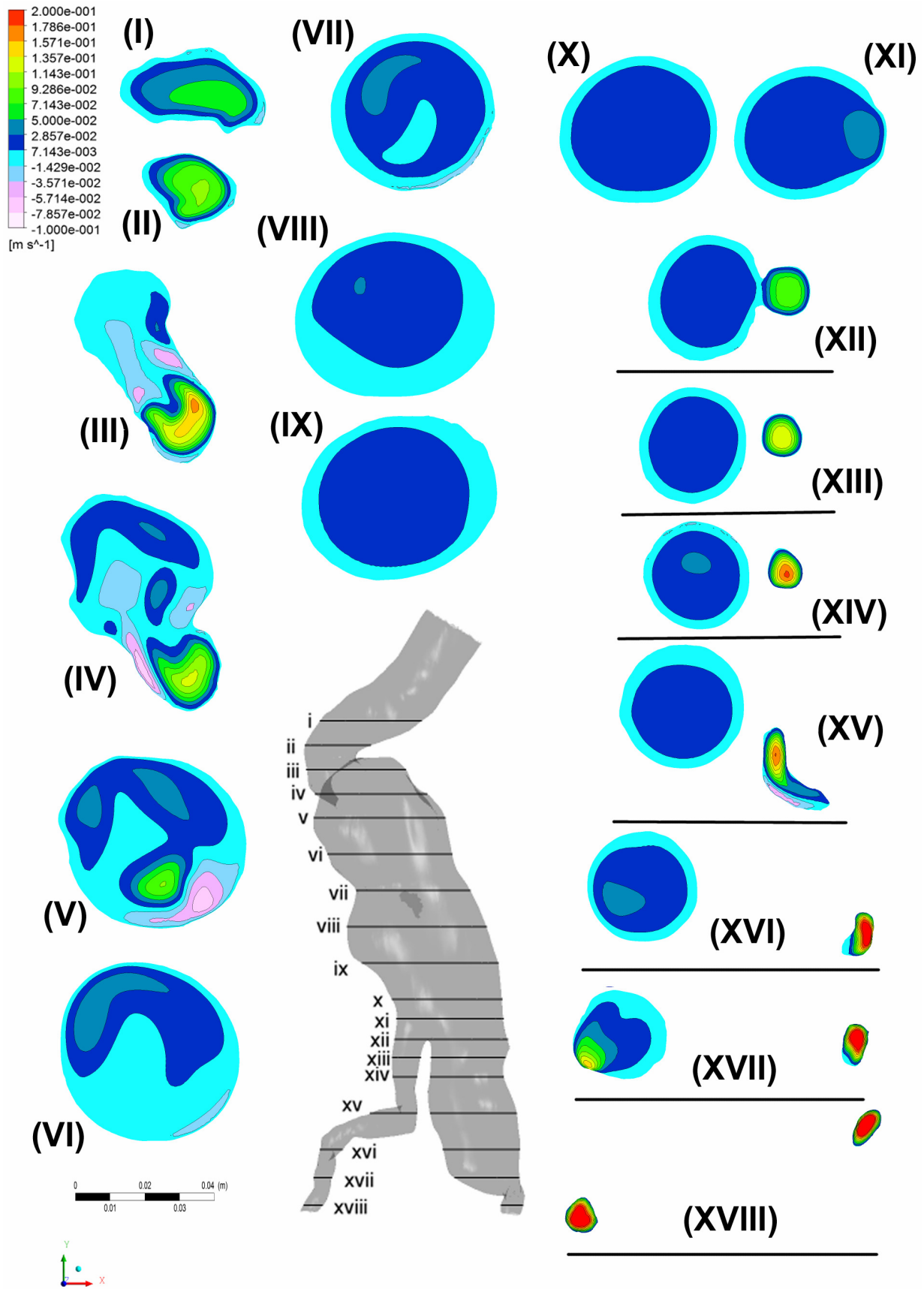
Εικόνα 87 Ισοϋψείς καμπύλες της παράλληλης ταχύτητας στο άξονα z, w , για τη στιγμή $t_1 = 0.00s$, στο θεωρητικό ανεύρσμα



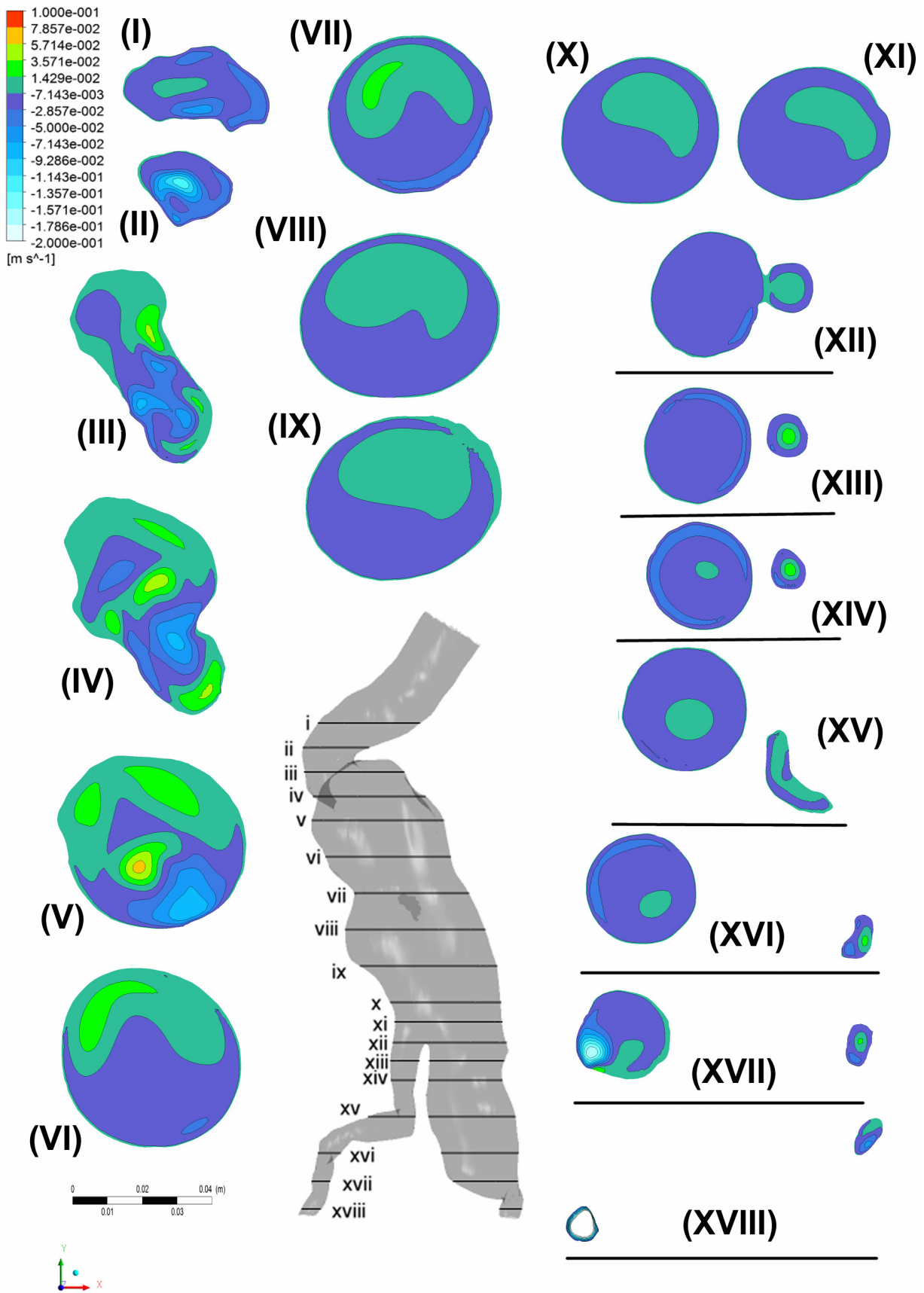
Εικόνα 88 Ισοϋνείς καμπύλες της παράλληλης ταχύτητας στο άξονα z, w , για τη στιγμή $t_2 = 0.24s$, στο θεωρητικό ανεύρυσμα



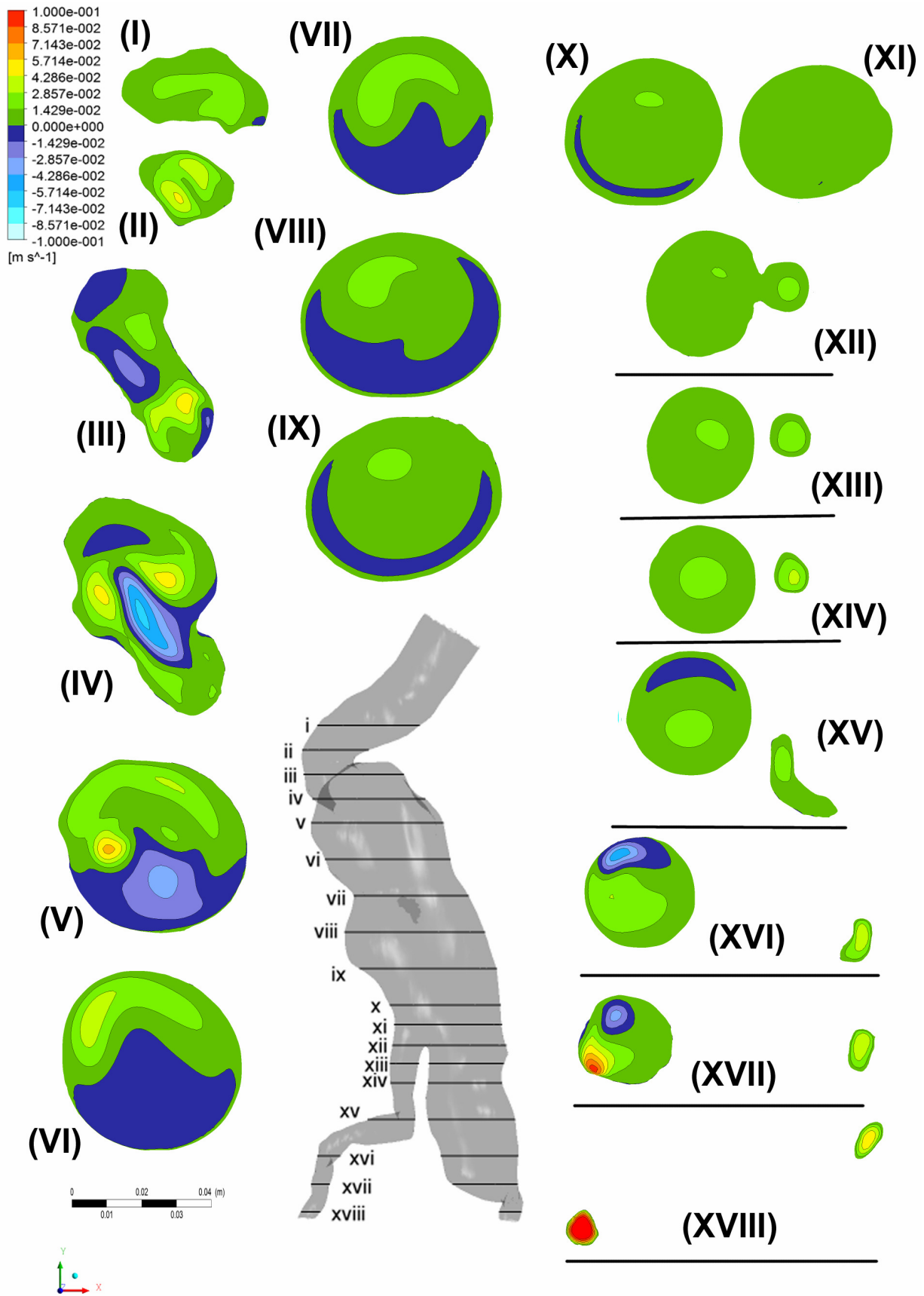
Εικόνα 89 Ισοϋνείες καμπύλες της παράλληλης ταχύτητας στο άξονα z, w , για τη στιγμή $t_3 = 0.32s$, στο θεωρητικό ανεύρυσμα



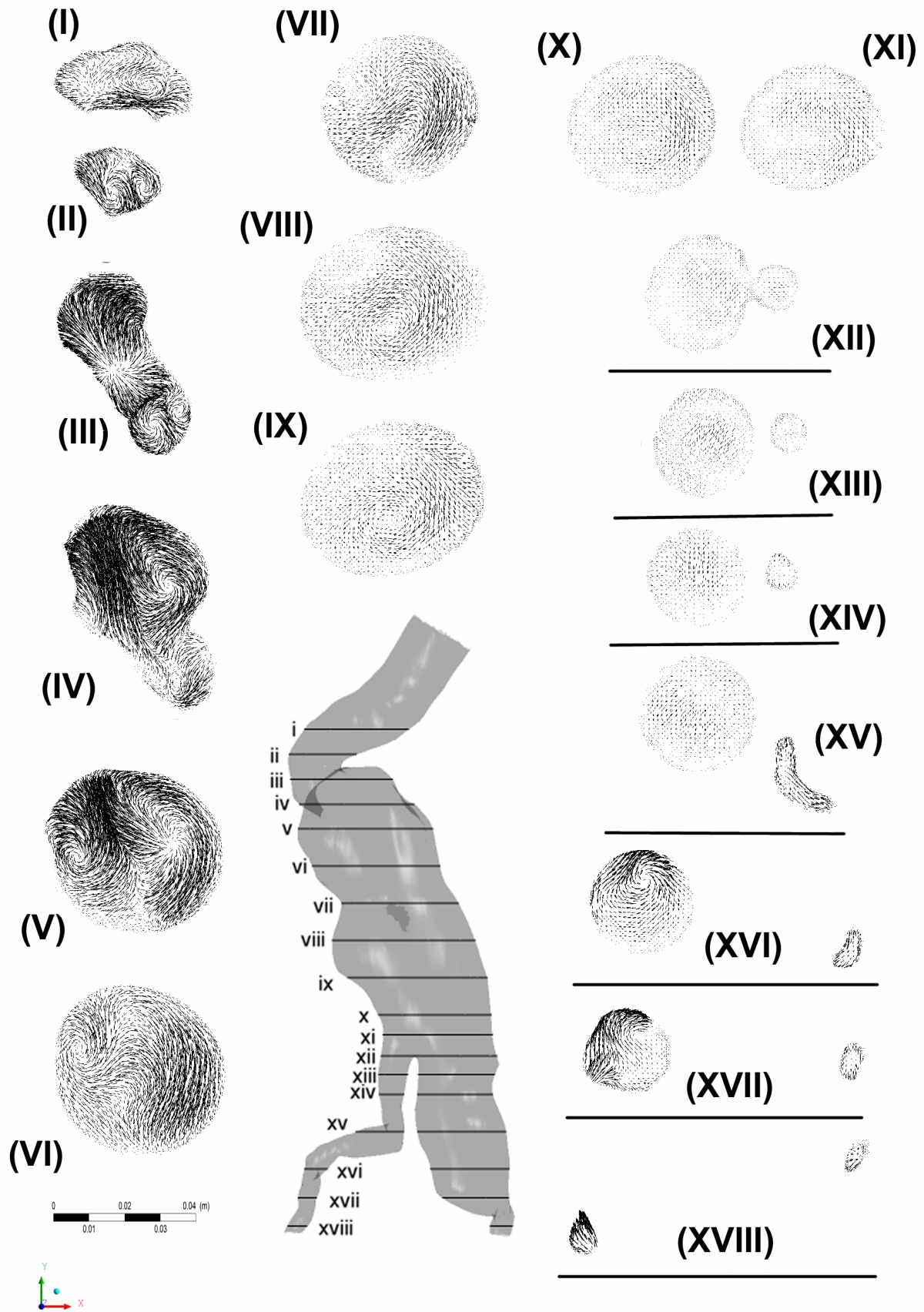
Εικόνα 90 Ισοϋνείς καμπύλες της παράλληλης ταχύτητας στο άξονα z, w , για τη στιγμή $t_4 = 0.44s$, στο θεωρητικό ανεύρυσμα



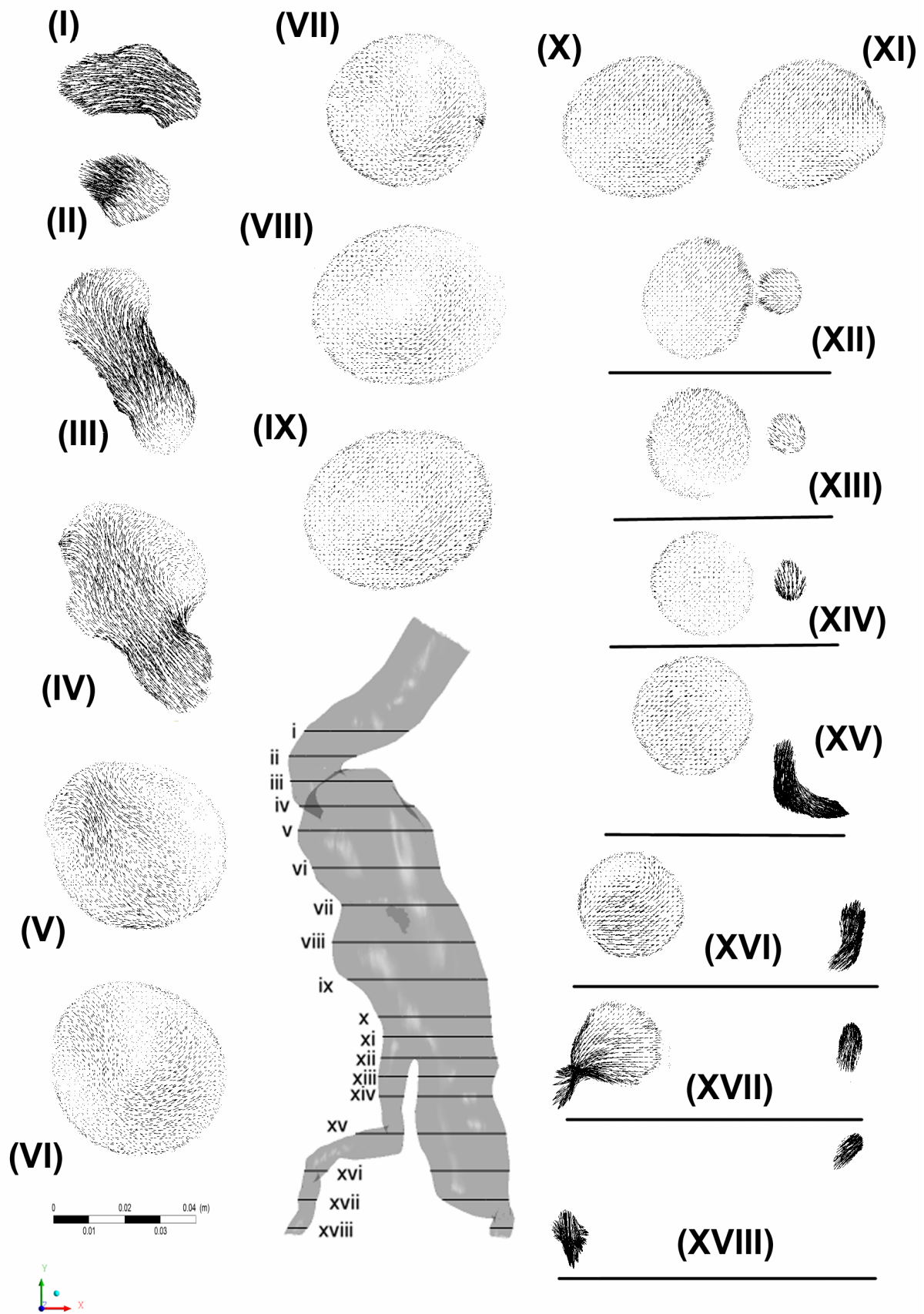
Εικόνα 91 Ισοϋνείς καμπύλες της παράλληλης ταχύτητας στο άξονα z , w , για τη στιγμή $t_s = 0.54s$, στο θεωρητικό ανεύρσμα



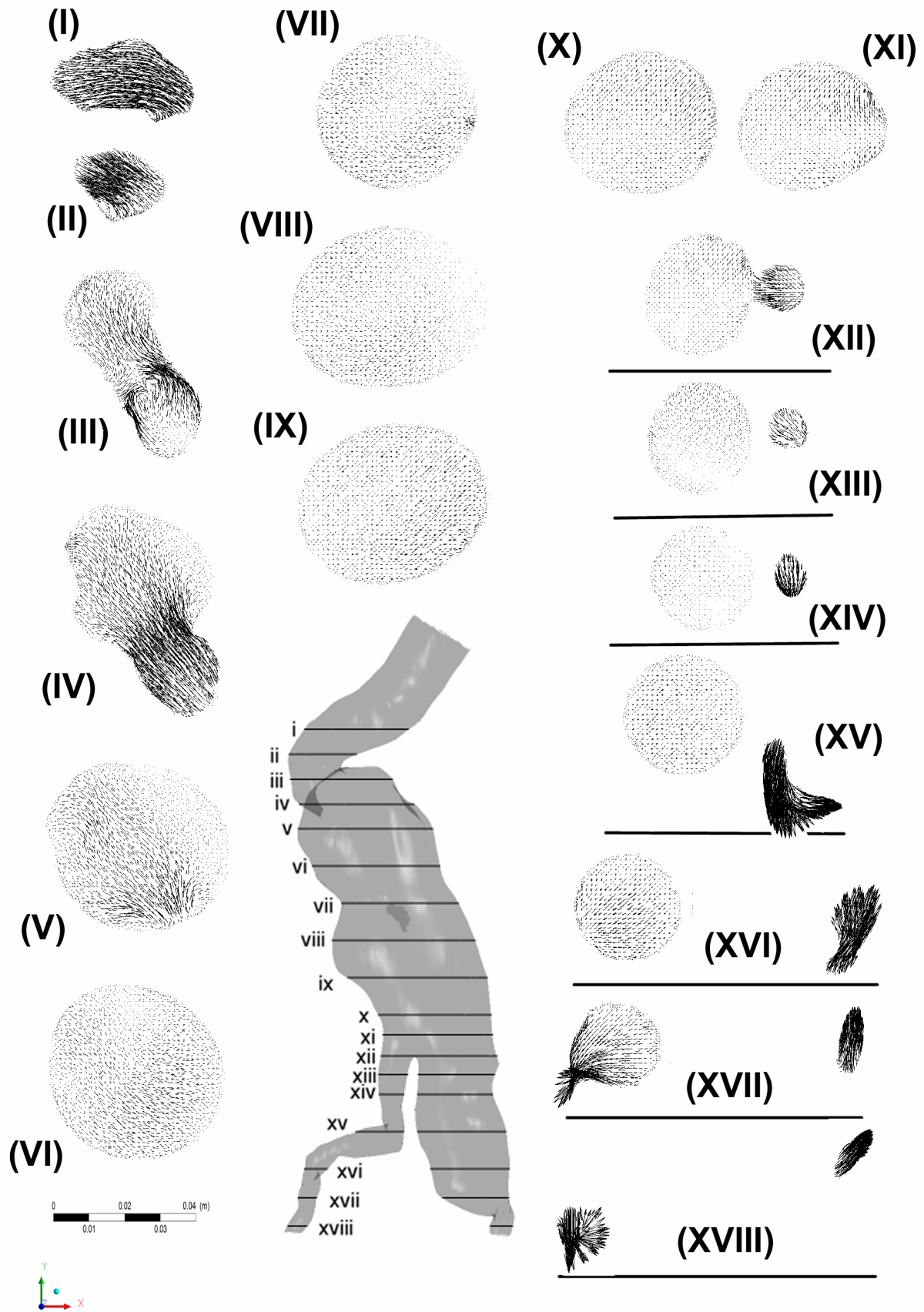
Εικόνα 92 Ισοϋνείς καμπύλες της παράλληλης ταχύτητας στο άξονα z, w , για τη στιγμή $t_6 = 0.78s$, στο θεωρητικό ανεύρυσμα



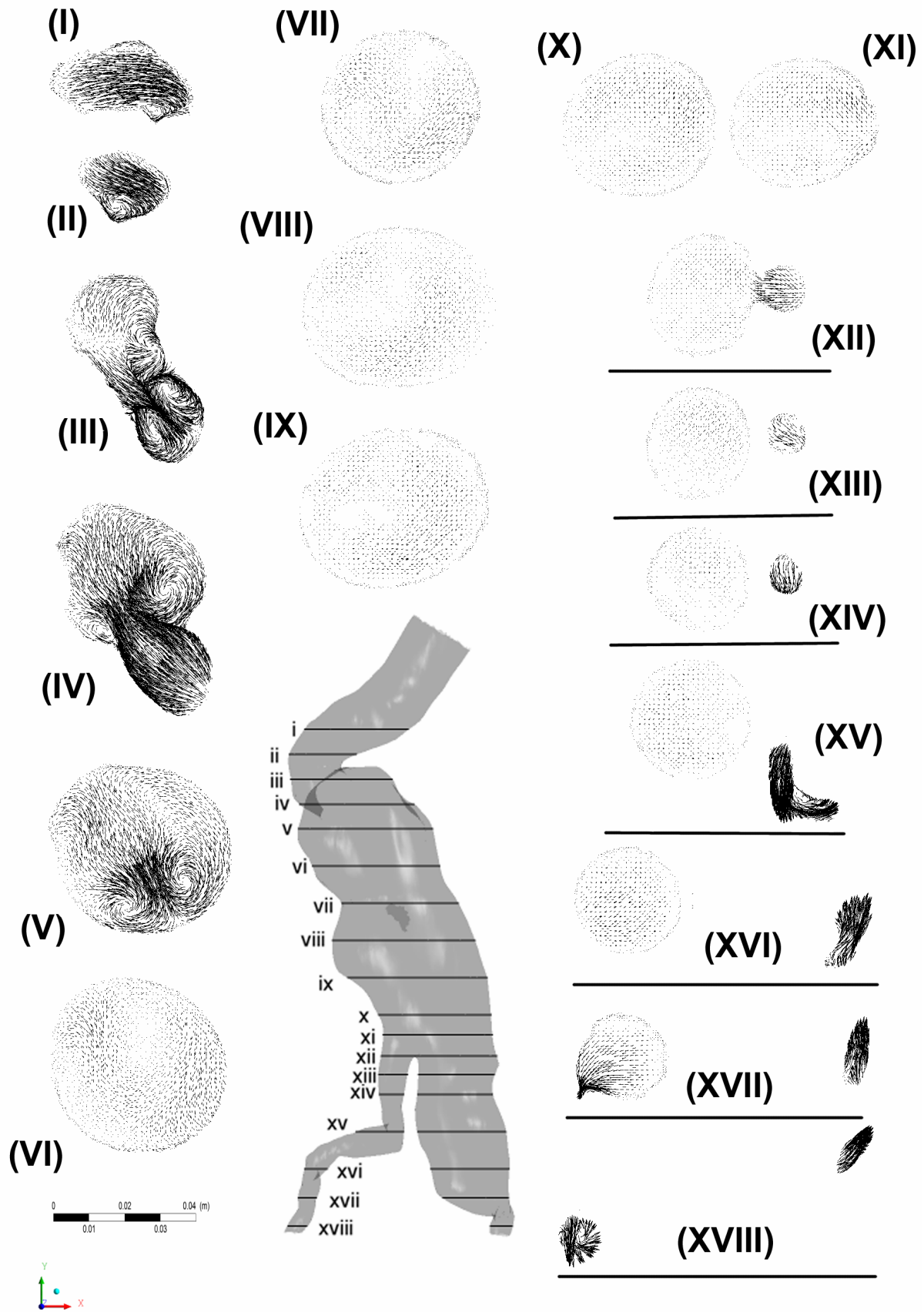
Εικόνα 93 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x - y$ κατά τη χρονική στιγμή $t_1 = 0.00s$, στο θεωρητικό ανεύρσμα



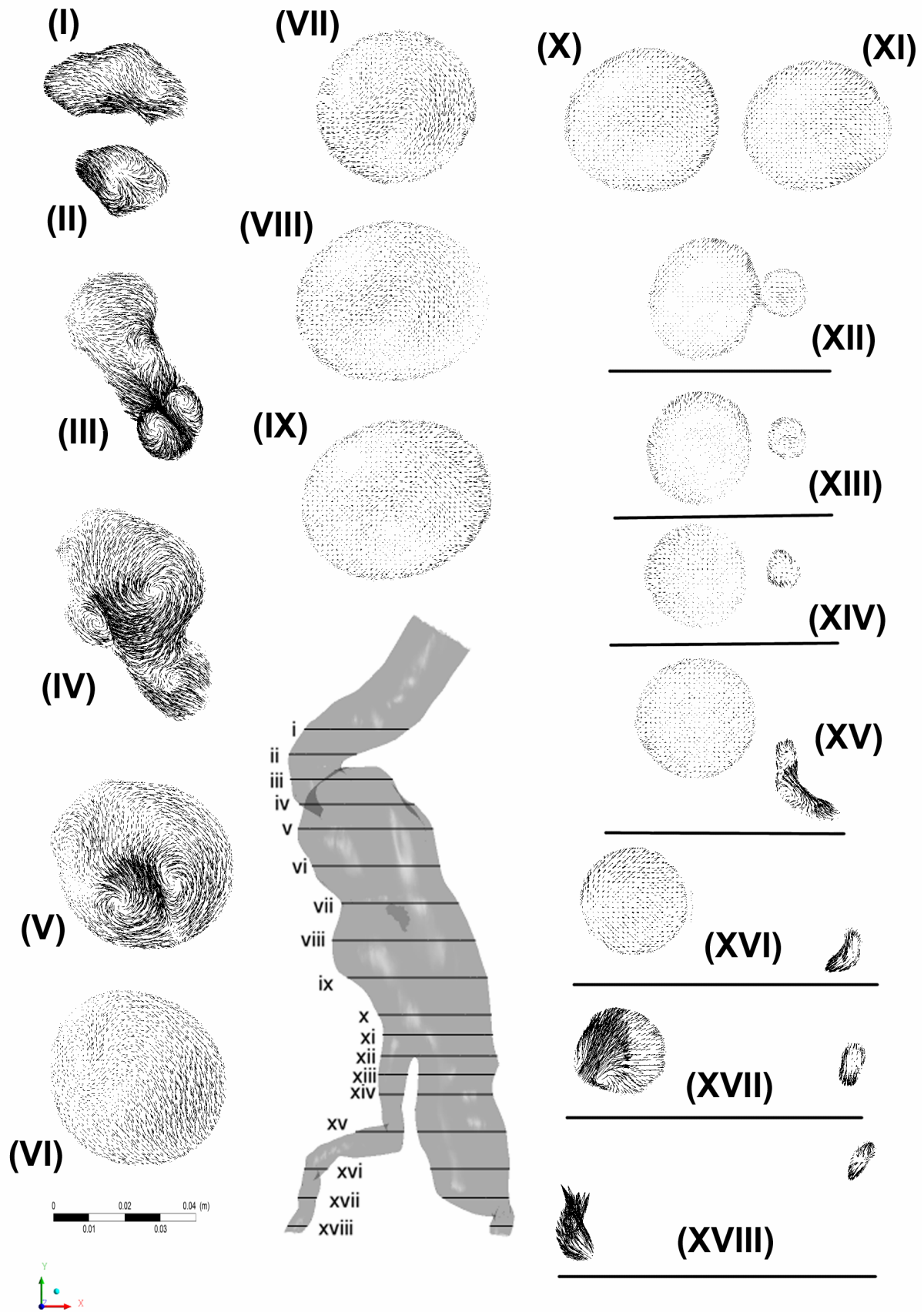
Εικόνα 94 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x - y$ κατά τη χρονική στιγμή $t_2 = 0.24s$, στο θεωρητικό ανεύρσμα



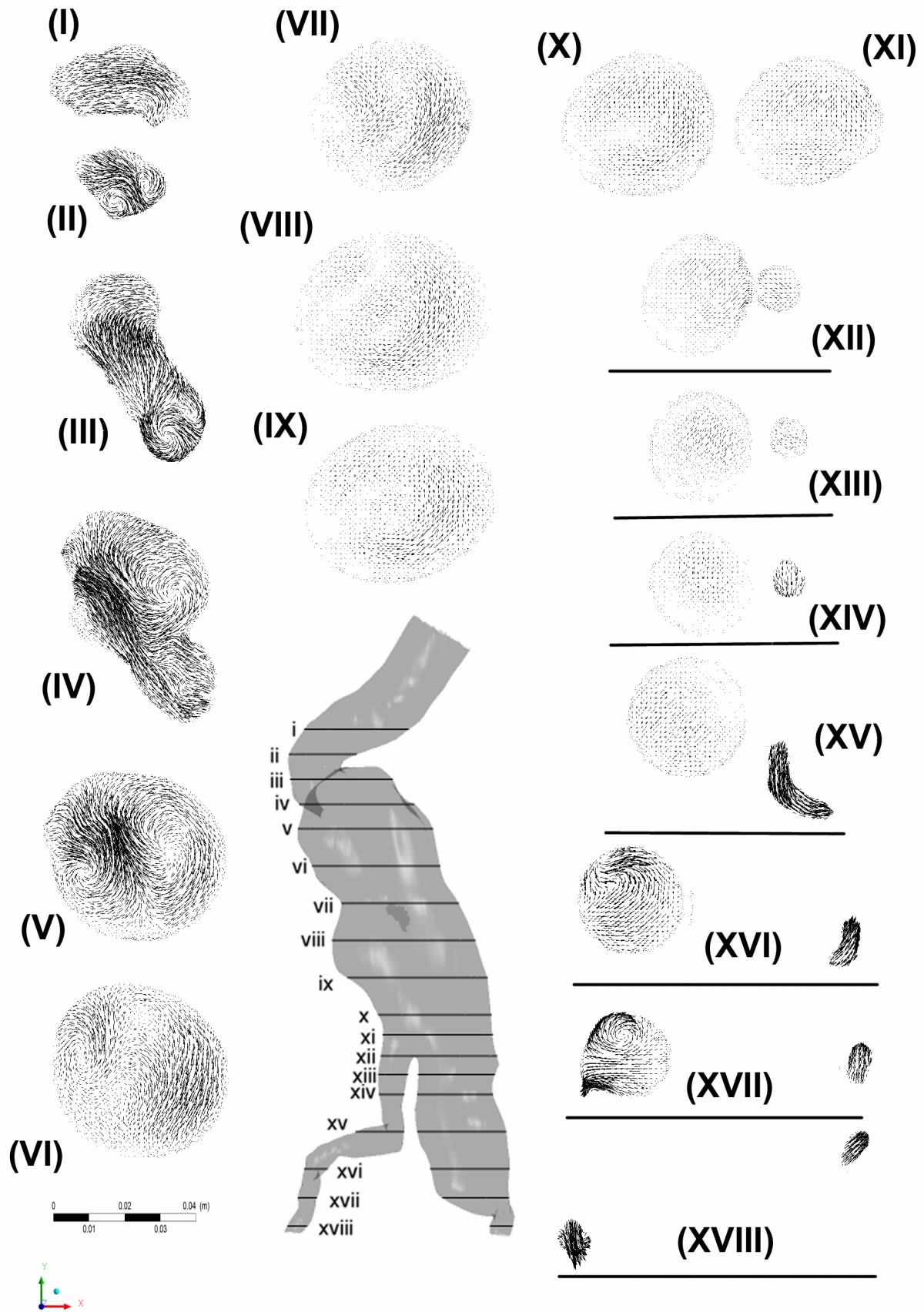
Εικόνα 95 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x - y$ κατά τη χρονική στιγμή $t_3 = 0.32s$, στο θεωρητικό ανεύρσμα



Εικόνα 96 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x - y$ κατά τη χρονική στιγμή $t_4 = 0.44s$, στο θεωρητικό ανεύρυσμα



Εικόνα 97 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x - y$ κατά τη χρονική στιγμή $t_5 = 0.54s$, στο θεωρητικό ανεύρσμα



Εικόνα 98 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x - y$ κατά τη χρονική στιγμή $t_6 = 0.78s$, στο θεωρητικό ανεύρυσμα

ΠΕΔΙΑ ΡΟΗΣ ΣΤΑ ΕΠΙΠΕΔΟ $x-z$ ΚΑΙ $y-z$ ΜΕ ΤΟΜΕΣ ΚΑΤΑ ΤΟΝ ΆΞΟΝΑ y ΚΑΙ x ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΑ

Οι τομές αυτές έγιναν κατά μήκος των αξόνων y και x παράγοντας 7 και 8 επίπεδα $x-z$ και $y-z$, αντίστοιχα, τα οποία βρίσκονταν στις θέσεις:

$$y_i = 0.117mm, y_{ii} = 0.125mm, y_{iii} = 0.132mm, y_{iv} = 0.139mm, y_v = 0.146mm, \\ y_{vi} = 0.153mm, y_{vii} = 0.161mm$$

$$\text{και } x_i = 0.182mm, x_{ii} = 0.175mm, x_{iii} = 0.168mm, x_{iv} = 0.161mm, \\ x_v = 0.154mm, x_{vi} = 0.147mm, x_{vii} = 0.140mm, x_{viii} = 0.133mm$$

Οι τομές αυτές παρουσιάζονται και στις εικόνες 99, 115 για το καθαρό ανεύρυσμα και 108, 124 για το θεωρητικό ανεύρυσμα.

Σε αυτές τις τομές θα εξετασθούν τα πεδία ροής μέσω της προβολής των ανυσμάτων της ταχύτητας επί των επιπέδων $x-z$ και $y-z$. Μέσω αυτών των ανυσμάτων θα γίνει δυνατή η ευκολότερη αναγνώριση των περιοχών αποκόλλησης της ροής καθώς επίσης και πιθανών δινών οι ανακυκλοφοριών. Αρχικά μελετούμε τις τομές των επιπέδων $x-z$.

Για τη χρονική στιγμή $t_1 = 0s$ παρατηρούμε όπως και στο επίπεδο $x-y$ που μελετήθηκε νωρίτερα, έντονη παρουσία ανακυκλοφοριών, οι οποίες είναι πιο έντονες στο ανώτερο τμήμα ανευρύσματος. Αυτό συμβαίνει γιατί τη χρονική αυτή στιγμή, η ροή είναι αντίστροφη στην αορτή, πλην όμως έχει πολύ χαμηλές ταχύτητες. Το ρευστό κινούμενο από το ανεύρυσμα στο στενότερο αυλό εισόδου, οδηγείται σε ανακυκλοφορίες. Οι ανακυκλοφορίες αυτές φαίνονται με μορφή ζεύγους συμμετρικών δινών που βρίσκεται στο ανώτερο μέρος του ανευρύσματος, ακριβώς στο ύψος που βρίσκεται ο αυλός εισόδου. Οι δίνες αυτές φαίνονται στις τομές y_i έως y_{iv} , ενώ στις τομές y_v και y_{vi} , οι δίνες αυτές εξαλείφονται όπως επίσης και το πεδίο ταχυτήτων μειώνεται. Φαίνεται επίσης χαρακτηριστικά στην τομή y_{iv} δύο γραμμές πολύ χαμηλών ταχυτήτων που ξεκινούν από το ύψος του διχασμού των λαγονίων αρτηριών και φτάνουν μέχρι τη κορυφή του ανευρύσματος όπου ταυτίζονται με τον πυρήνα αντίστροφης ροής που παρατηρήθηκε στις τομές $x-y$.

Στη φάση της επιτάχυνσης της ροής δεν παρατηρείται κάποιο σημαντικό φαινόμενο που να αφορά τις διαταραχές της ροής. Αξίζει να παρατηρηθεί η συμπεριφορά του ρευστού στις τομές y_{iii} και y_{iv} κοντά στο διαχωρισμό της αρτηρίας. Εκεί φαίνεται ότι τα ανύσματα των

ταχυτήτων είναι ομοιόμορφα τόσο για τη δεξιά όσο και την αριστερή λαγόνιο αρτηρία, πλην όμως, η αριστερή λαγόνιος αρτηρία έχει πολύ μεγαλύτερη διάμετρο, πράγμα που εξηγεί και τον λόγο που υπάρχει τελικά η διαφοροποίηση στις παροχές των εξόδων των δύο αρτηριών.

Για τα επόμενα στάδια του καρδιακού κύκλου παρατηρείται η σταδιακή ανάπτυξη των δινών που εντοπίστηκαν και τη χρονική στιγμή $t_1 = 0s$. Συγκεκριμένα, τη χρονική στιγμή $t_4 = 0.44s$, η οποία βρίσκεται στη φάση της επιβράδυνσης της ροής, παρατηρείται η ανάπτυξη στο επίπεδο της τομής y_{ii} ενός ζεύγους δινών οι οποίες βρίσκονται εκατέρωθεν της μιας ροής υψηλών ταχυτήτων. Το ζεύγος αυτό ενώνεται στο επίπεδο y_{iii} ενώ προσκολλάται στη δεξιά πλευρά του τοιχώματος του ανευρύσματος και εξαλείφεται στο επίπεδο y_{iv} . Τις χρονικές στιγμές $t_5 = 0.54s$ και $t_6 = 0.78s$, παρατηρείται η ανάπτυξη των δινών αυτών, οι οποίες πλέον καλύπτουν και το επίπεδο y_{iv} , και η μεταφορά τους προς την αριστερή πλευρά του τοιχώματος του ανευρύσματος. Η εξέλιξη αυτού του φαινομένου, όπως προαναφέρθηκε φτάνει μέχρι τη στιγμή $t_1 = 0s$ για να εξαλειφθεί τελικά κατά τη χρονική φάση της επιτάχυνσης της ροής. Λεπτομέρεια των τομών για την παρουσίαση αυτού του φαινομένου φαίνεται στις Εικόνες 106, 107.

Παρόμοια φαινόμενα με αυτά των επιπέδων $x-y$ και $x-z$ παρατηρούνται και στις τομές των επιπέδων $y-z$. Συγκεκριμένα για τη χρονική στιγμή $t_1 = 0s$ παρατηρείται η ανεπτυγμένη ανακυκλοφορία, η οποία παριστάνεται σαν μια εκτεταμένη δίνη η οποία καταλαμβάνει τα επίπεδα x_{ii} έως x_v και η οποία εντοπίζεται στο ανώτερο σημείο του ανευρύσματος και το κέντρο της είναι κοντά στο μπροστινό όριο του αυλού ροής του αγγείου. Επίσης ενδιαφέρον παρουσιάζουν τα επίπεδα x_{vi} και x_{vii} , στα οποία φαίνονται τα όρια της περιοχής ανακυκλοφορίας του ρευστού, από μια γραμμή πολύ μικρών ταχυτήτων που τη περιβάλλει.

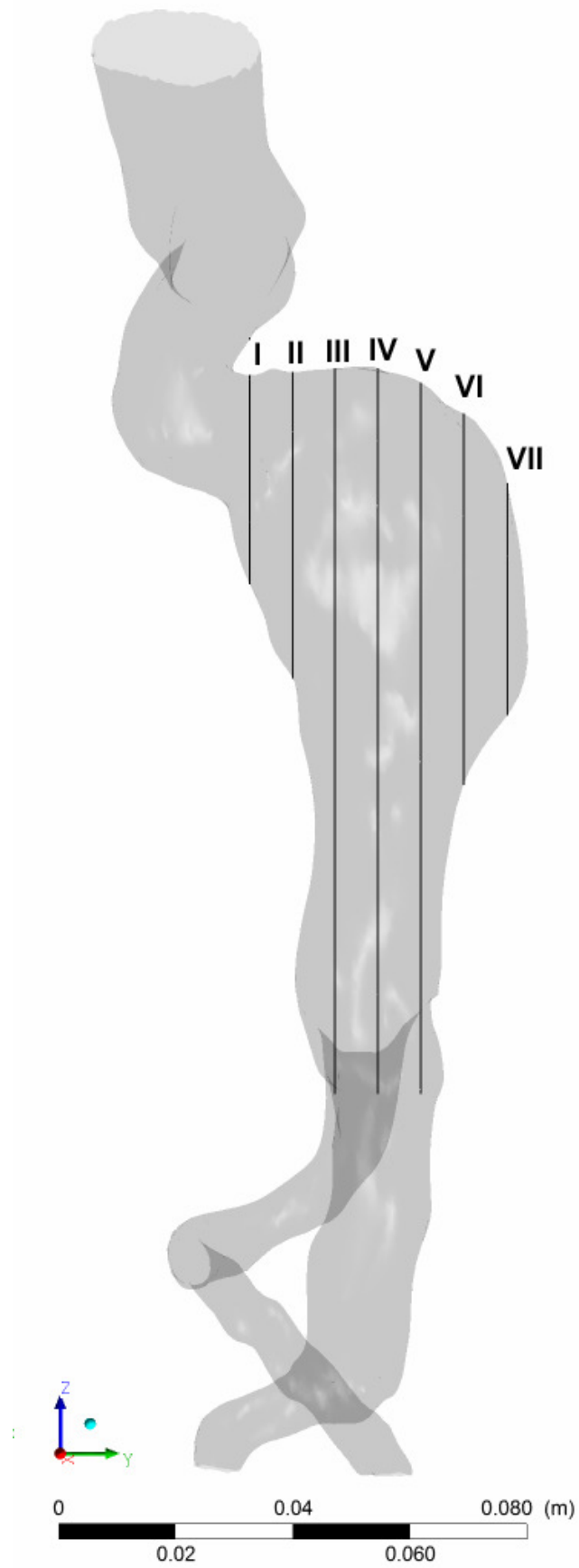
Στη φάση της επιτάχυνσης αντίστοιχα με πριν τα φαινόμενα ανακυκλοφορίας εξαλείφονται και το πεδίο ροής γίνεται ομοιόμορφο.

Κατά την επιβράδυνση της παροχής αρχίζουν να αναπτύσσονται εκ νέου οι περιοχές ανακυκλοφορίας. Η ανάπτυξη αυτή παρουσιάζεται κατά τη χρονική στιγμή $t_4 = 0.44s$ ως μια διαταραχή στο επίπεδο της τομής x_i , η οποία εξελίσσεται σε μια δίνη μέχρι το επίπεδο x_v , η οποία είναι προσκολλημένη στη πίσω πλευρά του αγγείου. Τη χρονική στιγμή $t_5 = 0.54s$, το

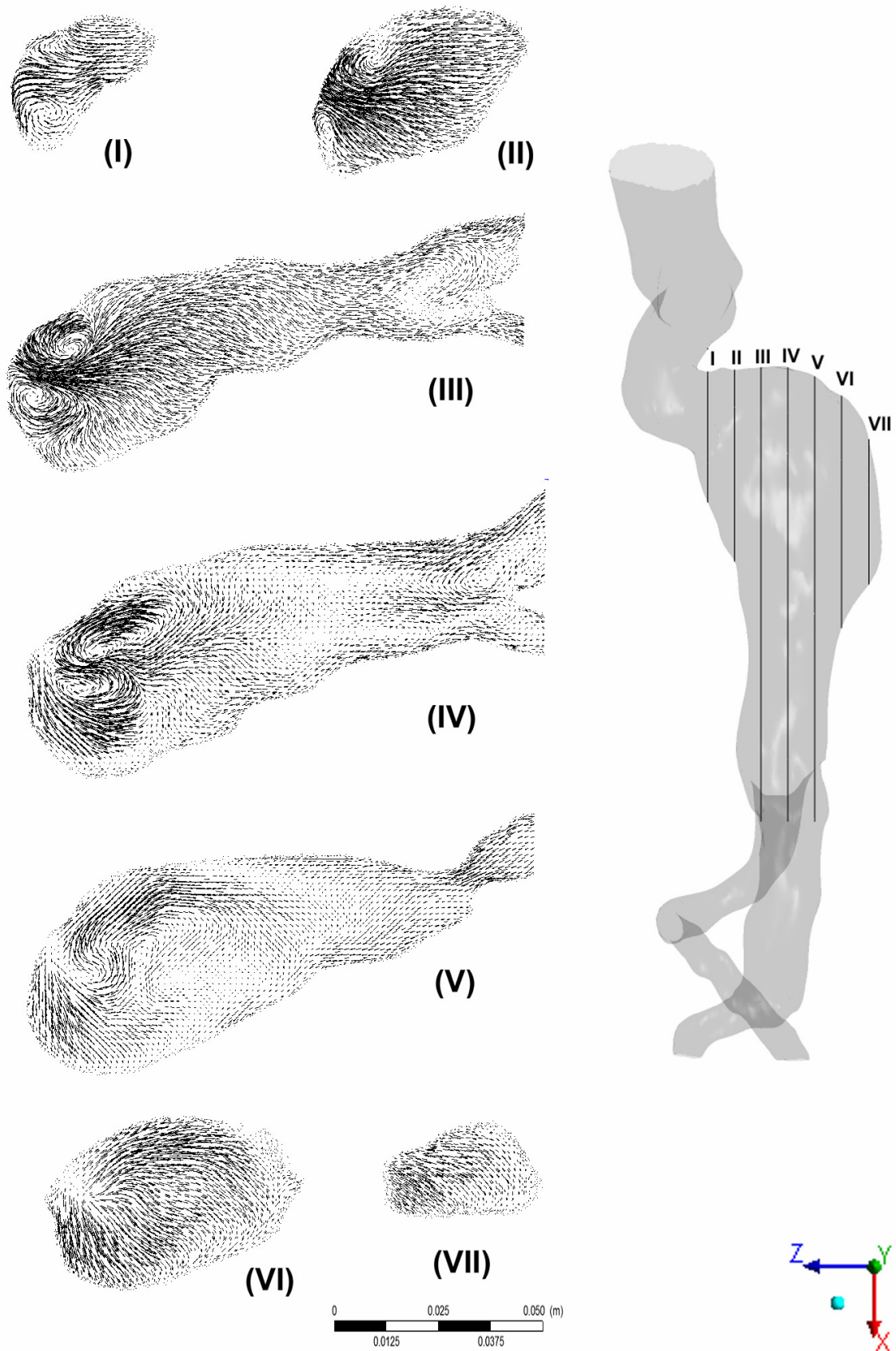
φαινόμενο γίνεται λίγο εντονότερο χωρίς όμως να καταλαμβάνει κάποιο παραπάνω επίπεδο. Κατά τη χρονική στιγμή $t_6 = 0.78s$ το φαινόμενο βρίσκεται σε πλήρη εξέλιξη. Παρουσιάζονται δίνες που καταλαμβάνουν τα επίπεδα x_{ii} έως x_v , οι οποίες βρίσκονται στο κέντρο του ανευρύσματος. Επίσης από το επίπεδο x_v έως το επίπεδο x_{vii} , παρατηρείται αποκόλληση της ροής στη πίσω πλευρά του τοιχώματος του αγγείου, η οποία παρουσιάζεται με πολύ χαμηλές ταχύτητες.

Όπως και στο επίπεδο $x-y$, παρατηρήθηκε η ανάπτυξη και η μεταφορά της δίνης από το πίσω μέρος του ανευρύσματος προς τα μπροστά εκκινώντας από τη φάση της επιβράδυνσης της παροχής όπου αρχίζει να αναπτύσσεται το φαινόμενο μέχρι τη φάση της επιτάχυνσης της παροχής όπου το φαινόμενο εξαλείφεται. Συγκεκριμένα παρατηρήθηκε ότι τη χρονική στιγμή $t_4 = 0.44s$ το φαινόμενο αρχίζει σιγά σιγά να αναπτύσσεται στη περιοχή του πίσω τοιχώματος του αγγείου, όπου μέχρι τη στιγμή $t_5 = 0.54s$ διογκώνεται. Τη στιγμή $t_6 = 0.78s$ που η παροχή επιταχύνεται μερικώς, αναπτύσσονται οι δίνες ακόμα περισσότερο ενώ κινούνται προς το κέντρο του ανευρύσματος, για να καταλήξουν τελικά στην αντίθετη πλευρά, δηλαδή στη μπροστά πλευρά του τοιχώματος όπου παραμένουν μέχρι τη συστολική φάση του καρδιακού κύκλου, όπου εξαλείφονται. Η παρουσίαση των φαινομένων δινών γίνεται και σε λεπτομέρεια στις Εικόνες 122-123.

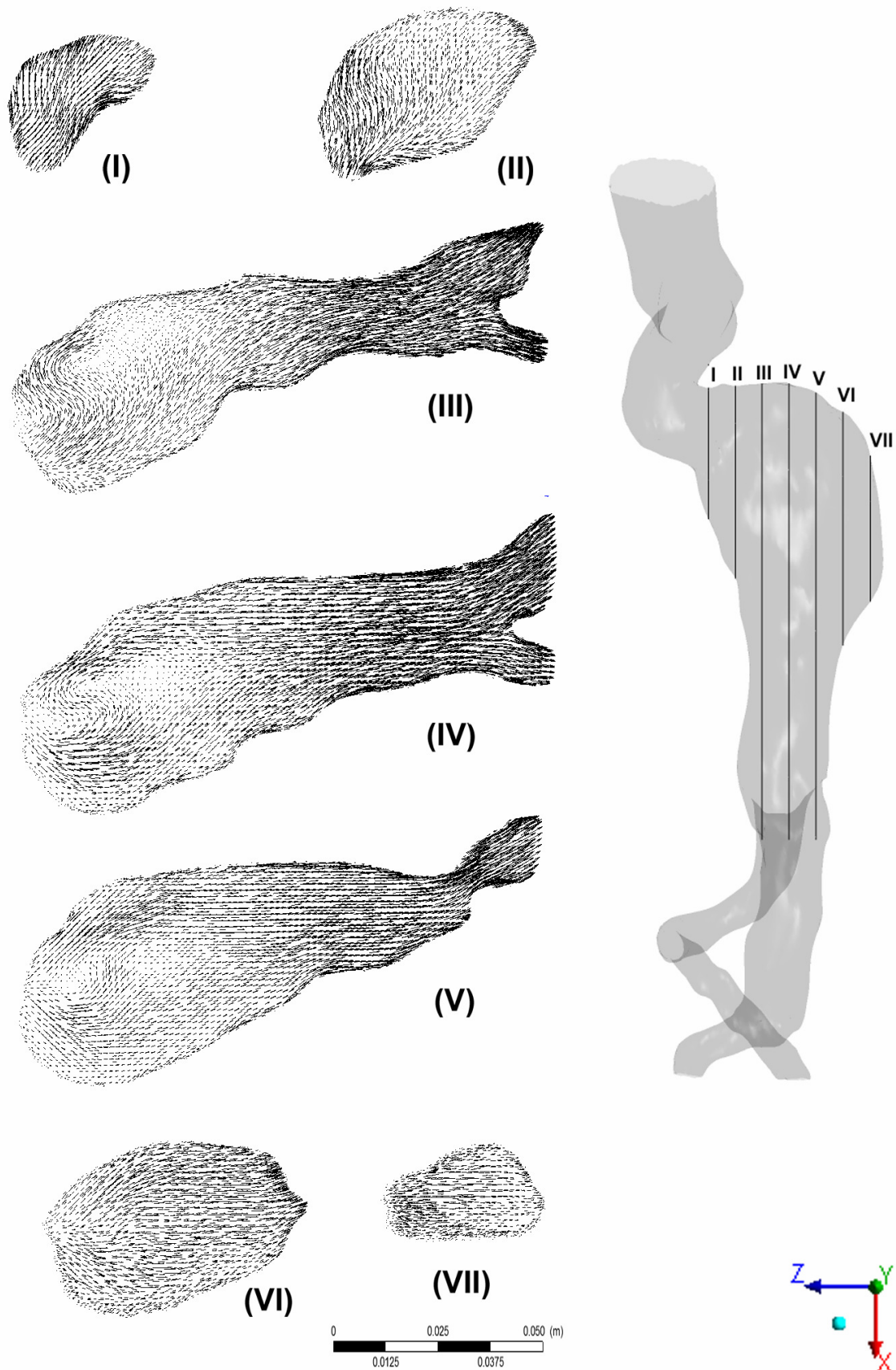
Αξίζει εδώ να σημειωθεί ότι στο θεωρητικό ανεύρυσμα παρατηρήθηκαν μεγαλύτερες περιοχές αποκόλλησης, λόγω του μεγαλύτερου όγκου του ανευρύσματος.



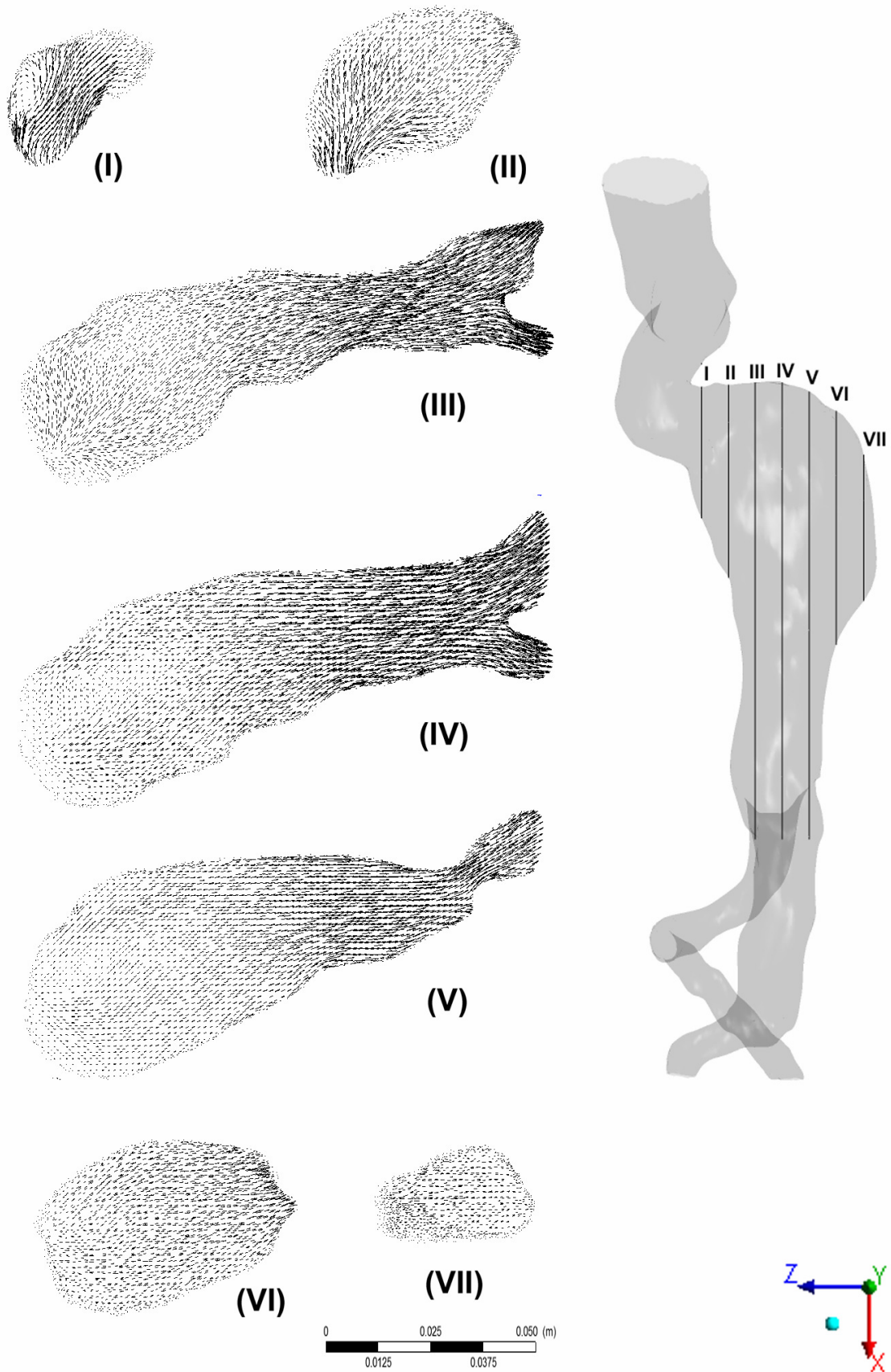
Εικόνα 99 Επίπεδα τομών επιφανειών $x-z$



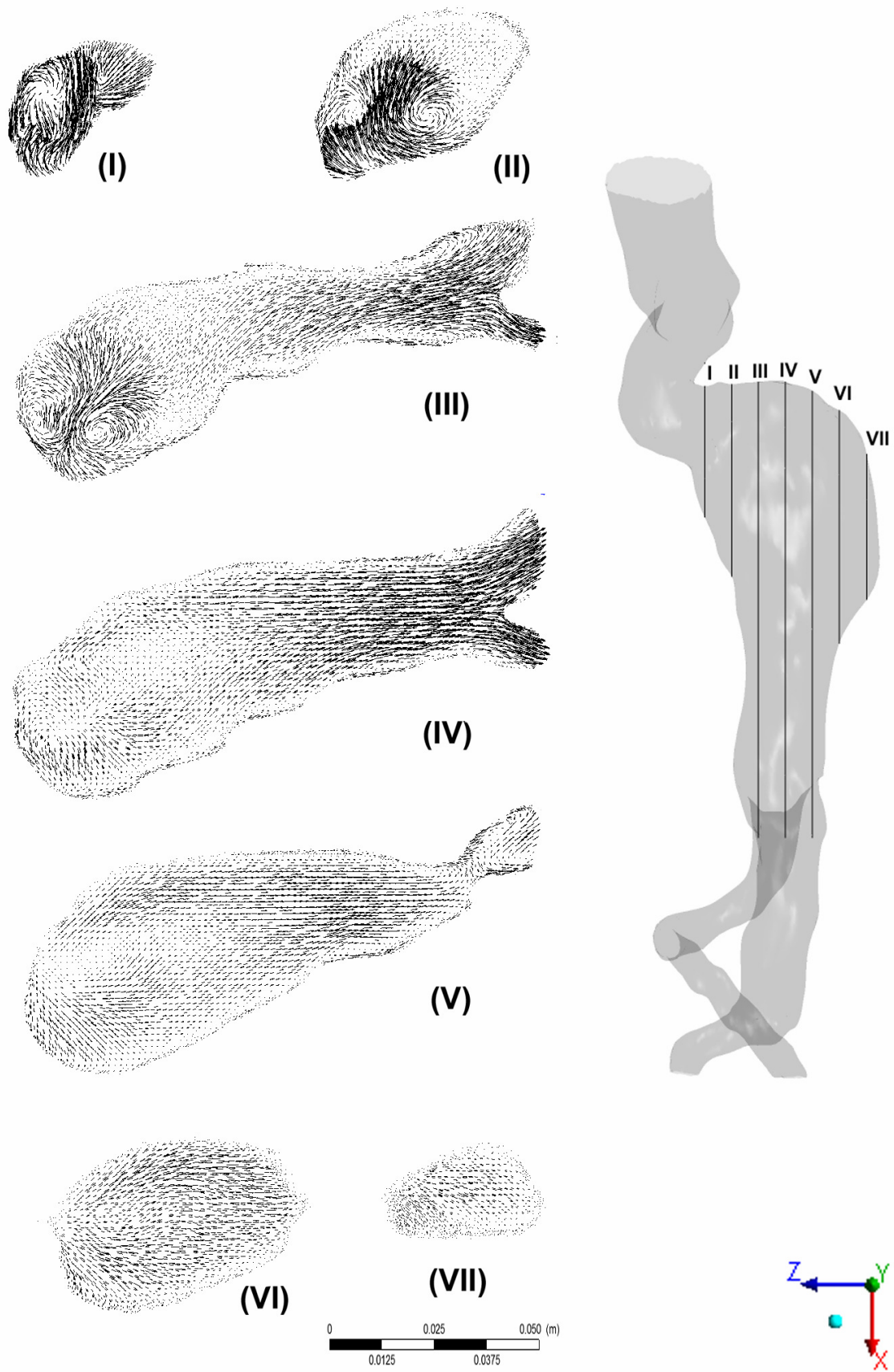
Εικόνα 100 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x - z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_1 = 0.00s$



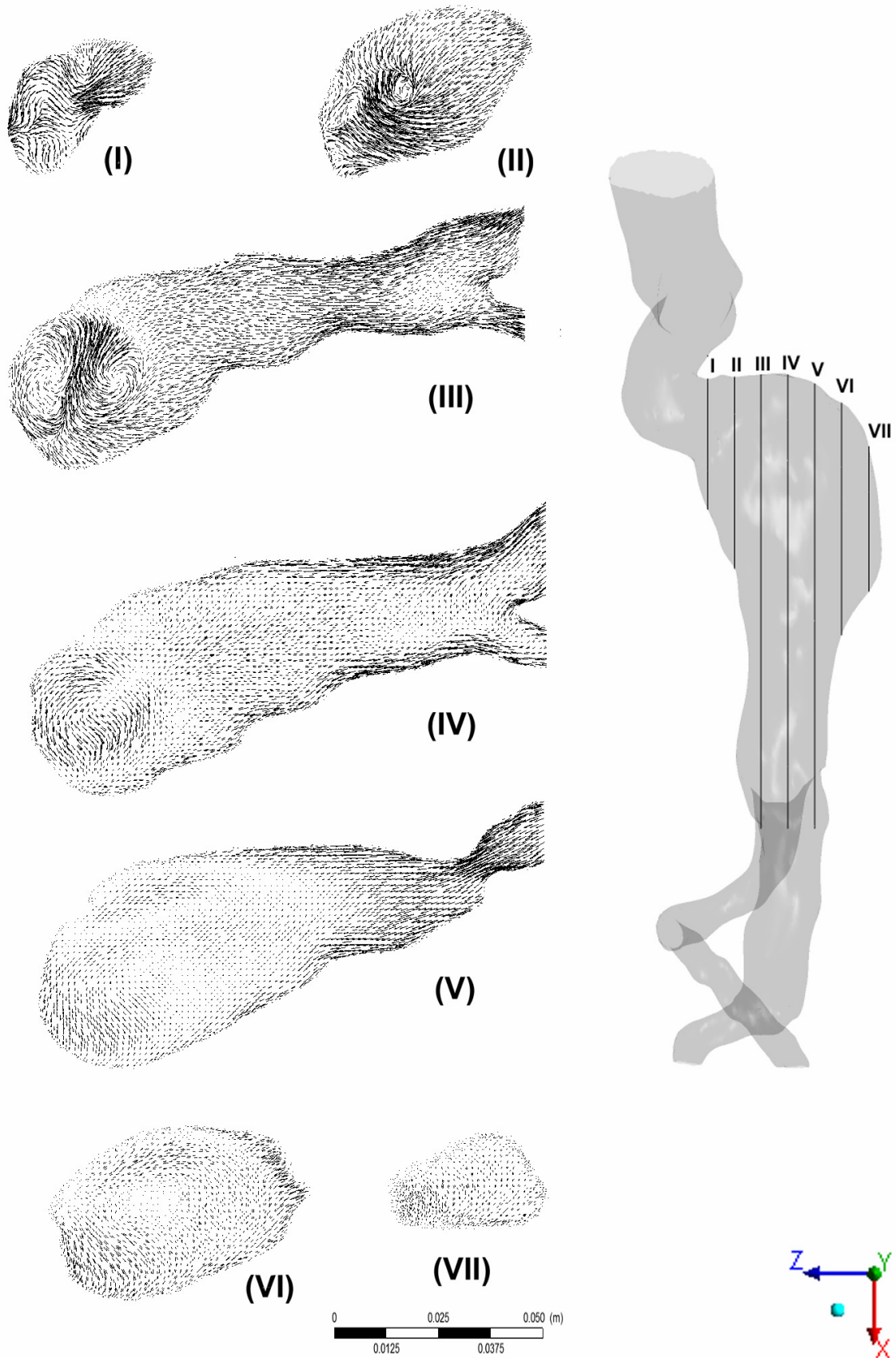
Εικόνα 101 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x - z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_2 = 0.24s$



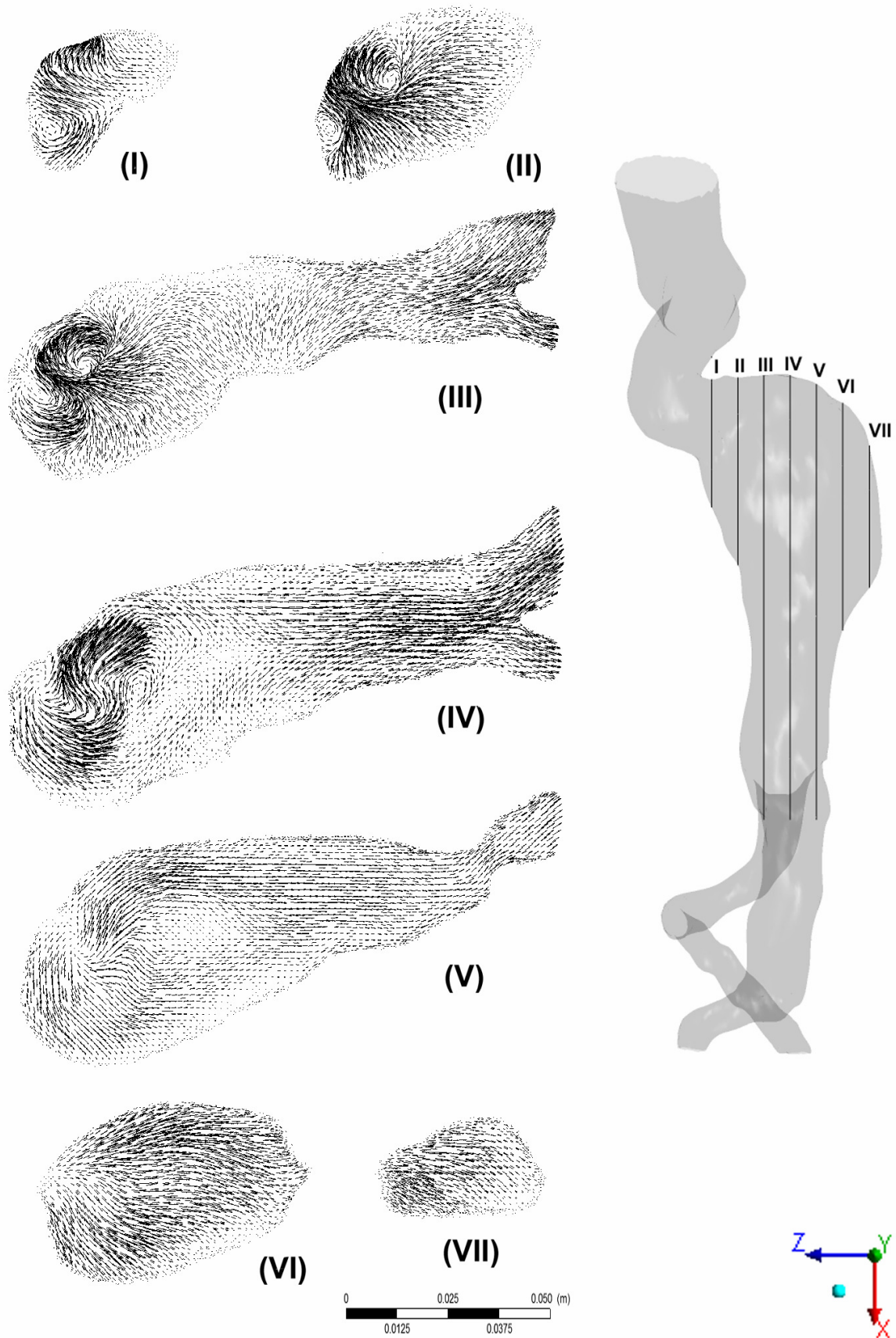
Εικόνα 102 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x - z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_3 = 0.32s$



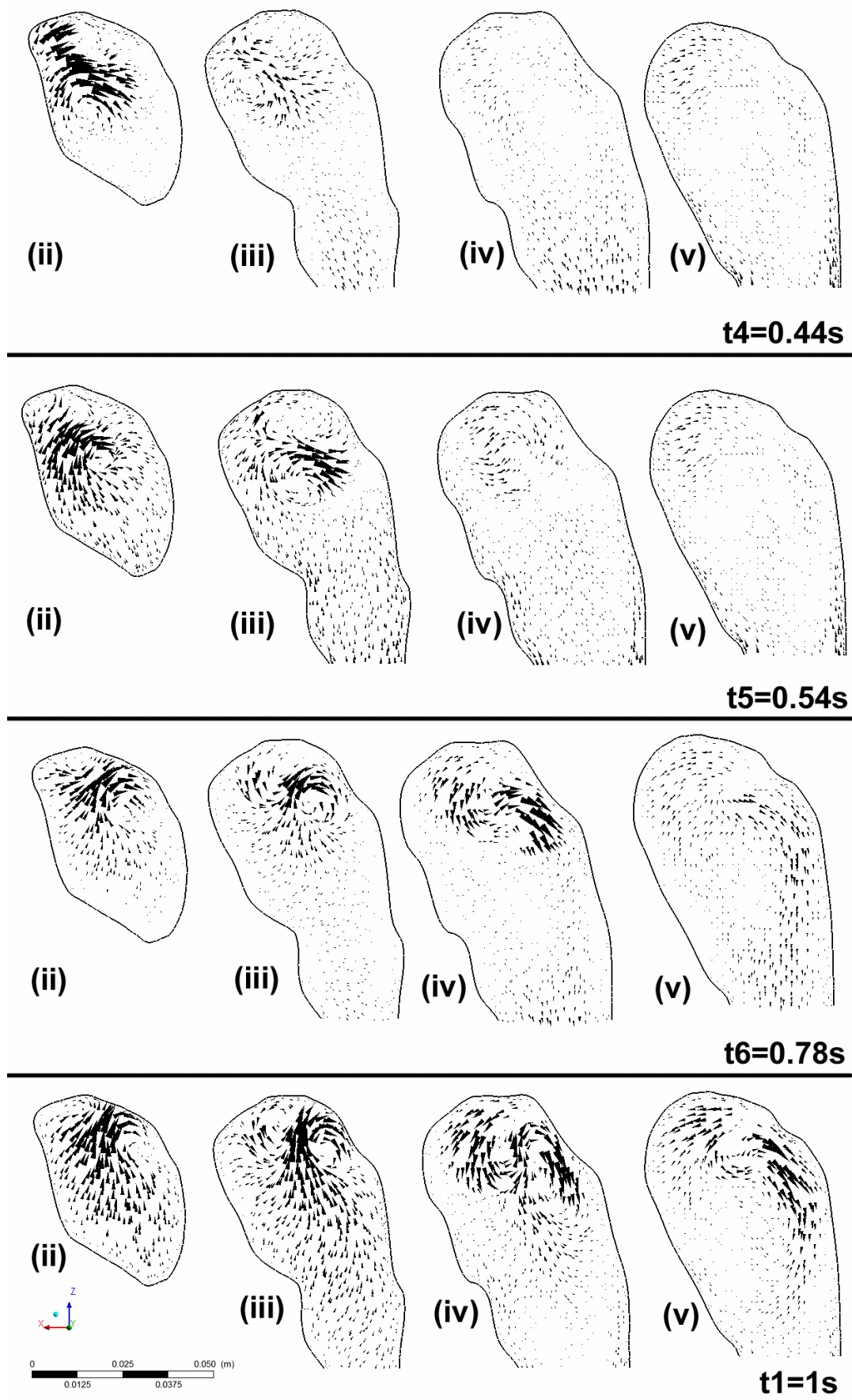
Εικόνα 103 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x - z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_4 = 0.44s$



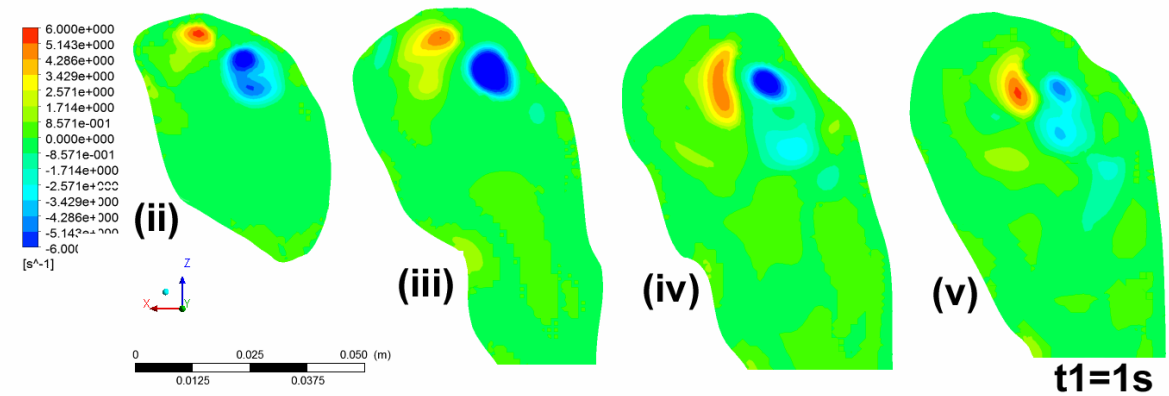
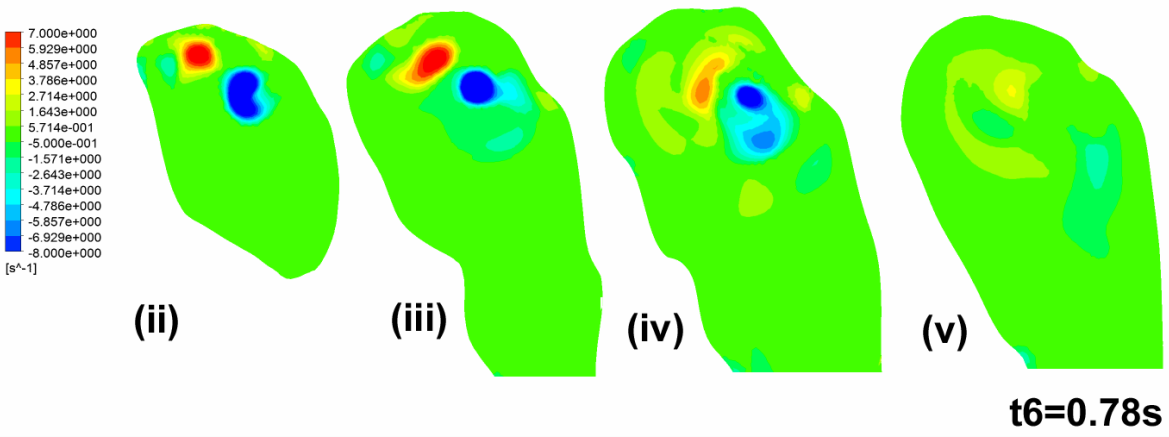
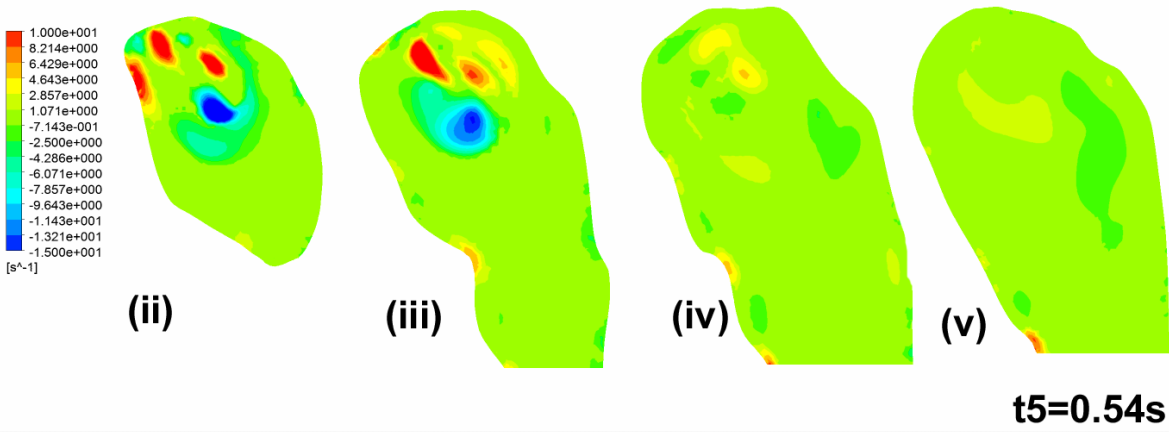
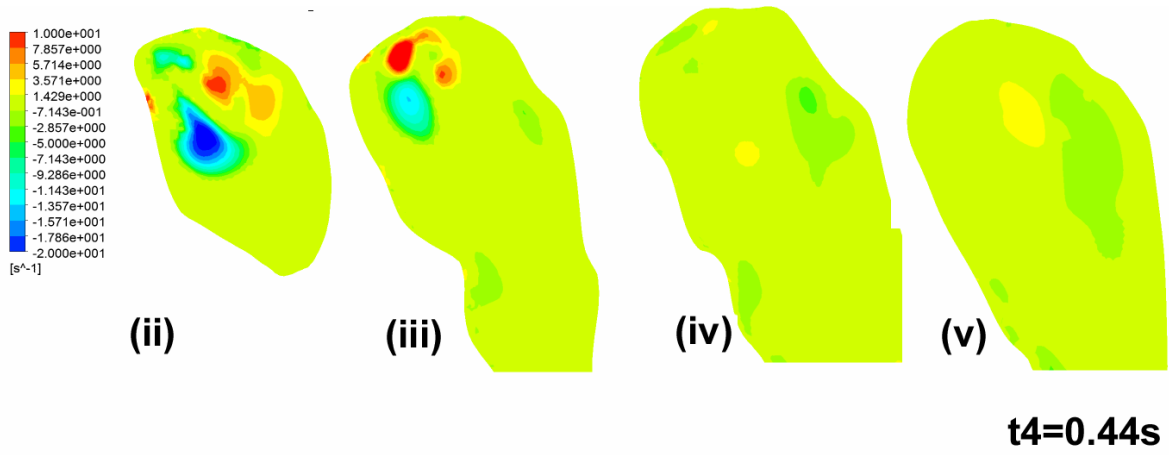
Εικόνα 104 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x - z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_5 = 0.54s$



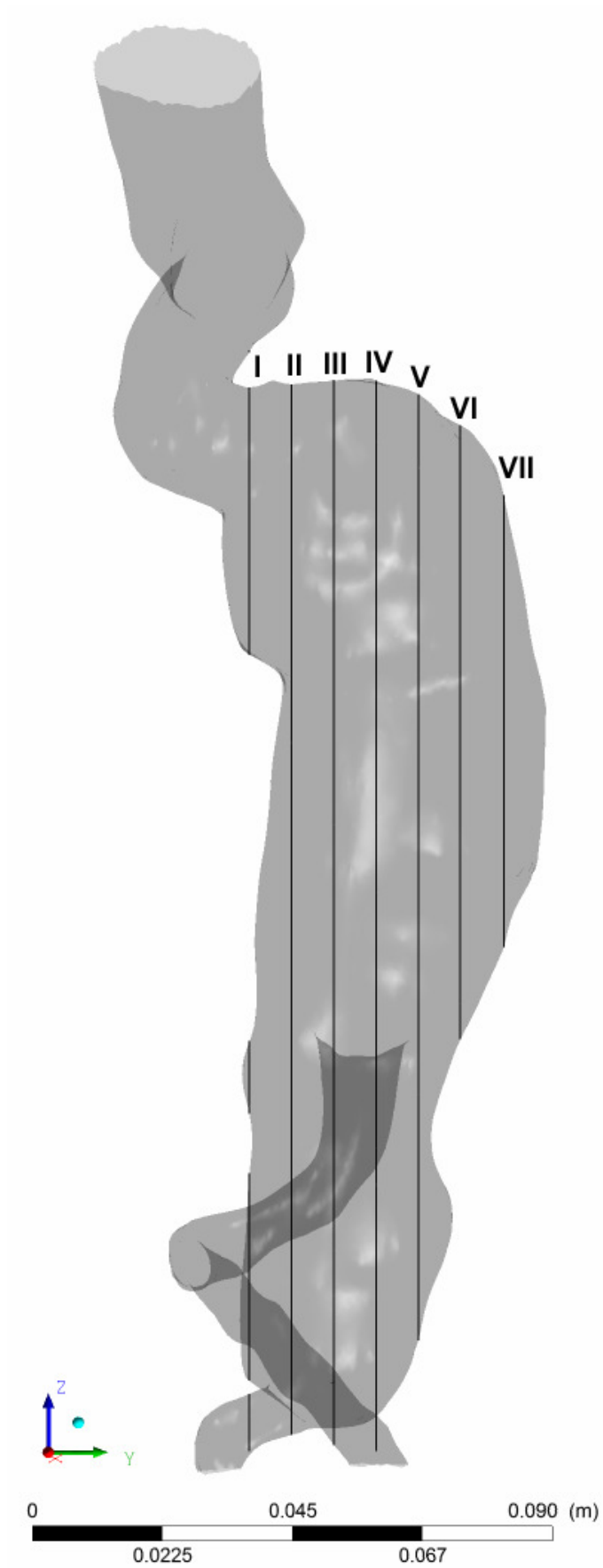
Εικόνα 105 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x - z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_6 = 0.78s$



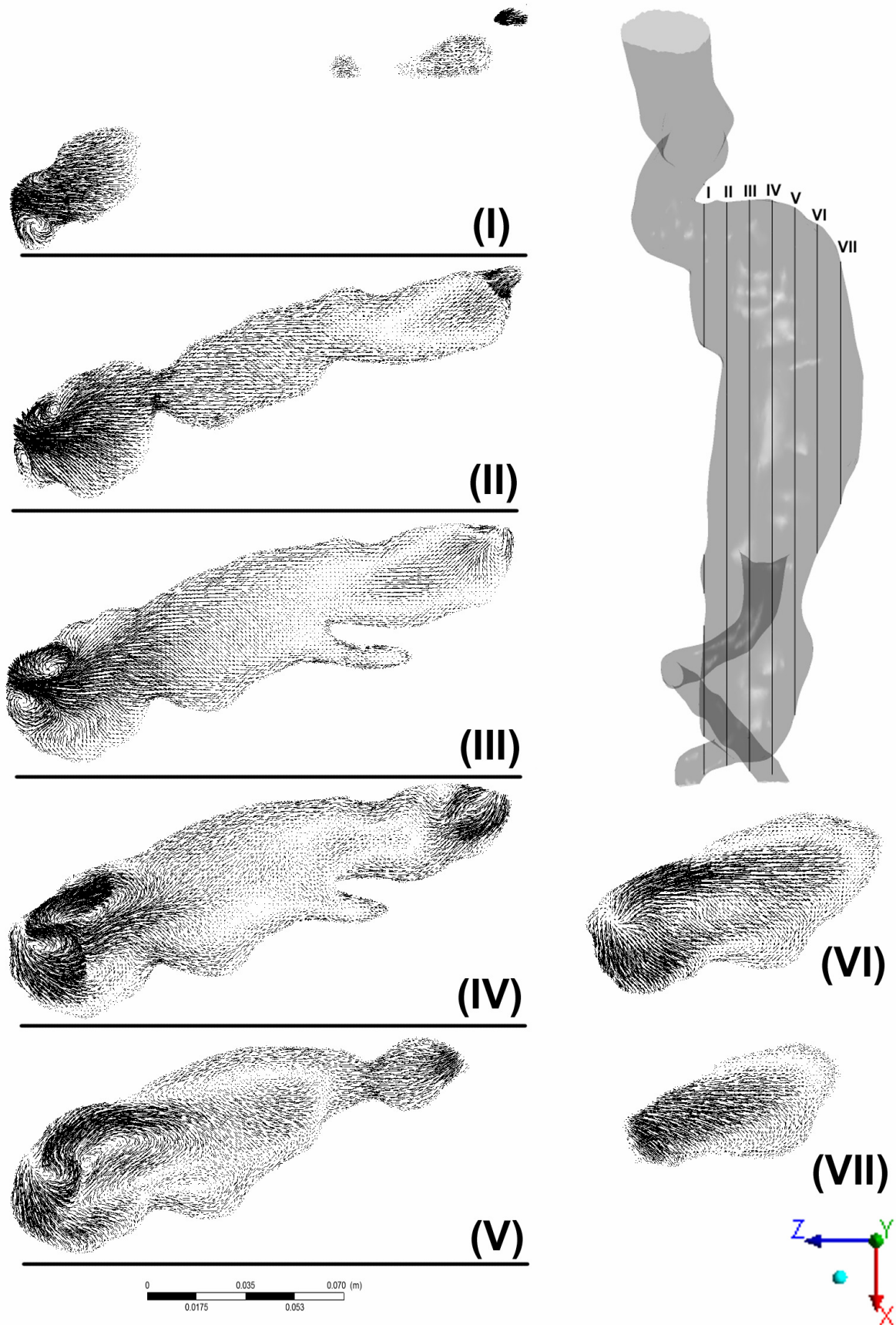
Εικόνα 106 Εξέλιξη των φαινομένων δινών μεταξύ των τομών (II)-(V)



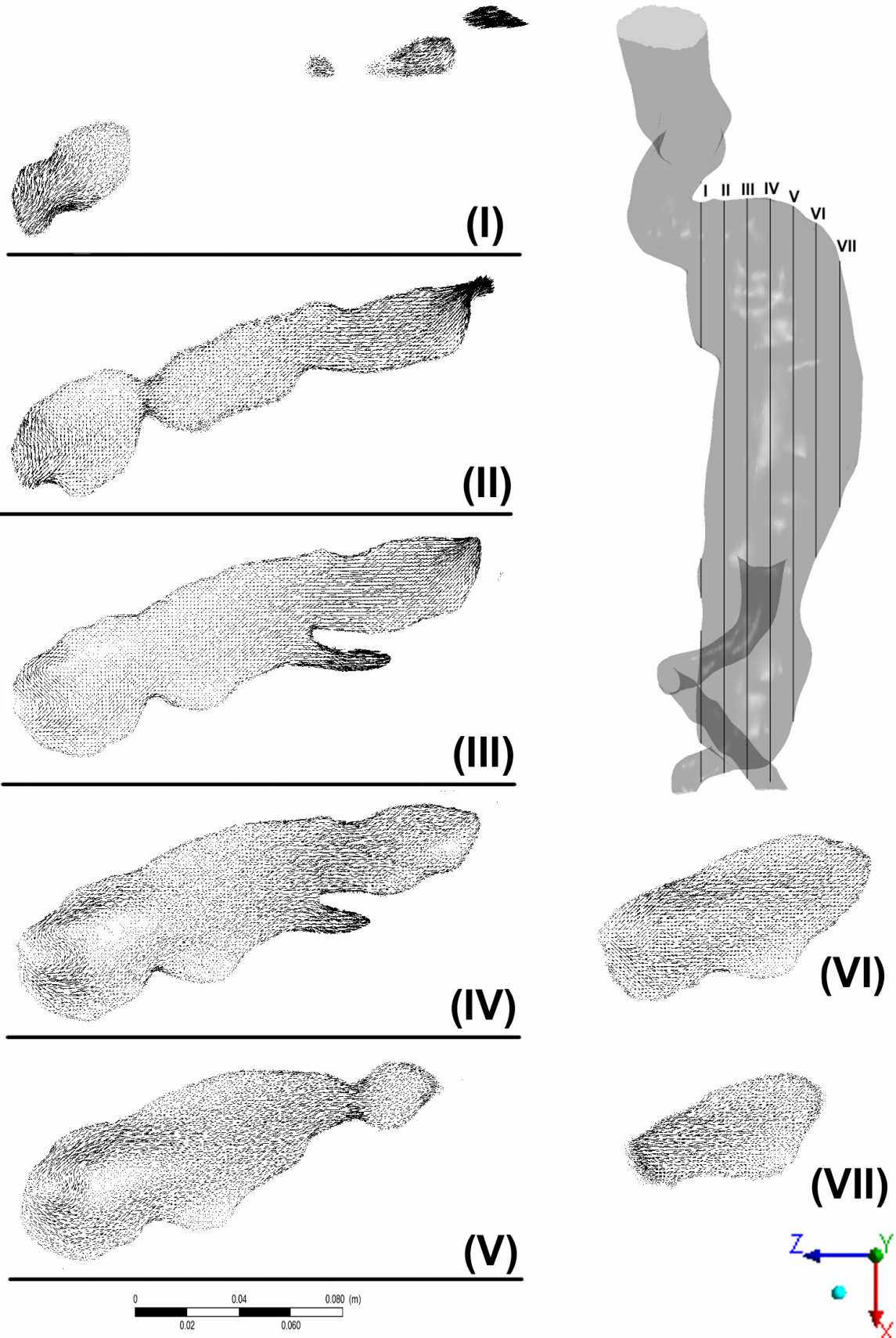
Εικόνα 107 Διάγραμμα περιδύνησης κατά τον άξονα y μεταξύ των τομών (II)-(V)



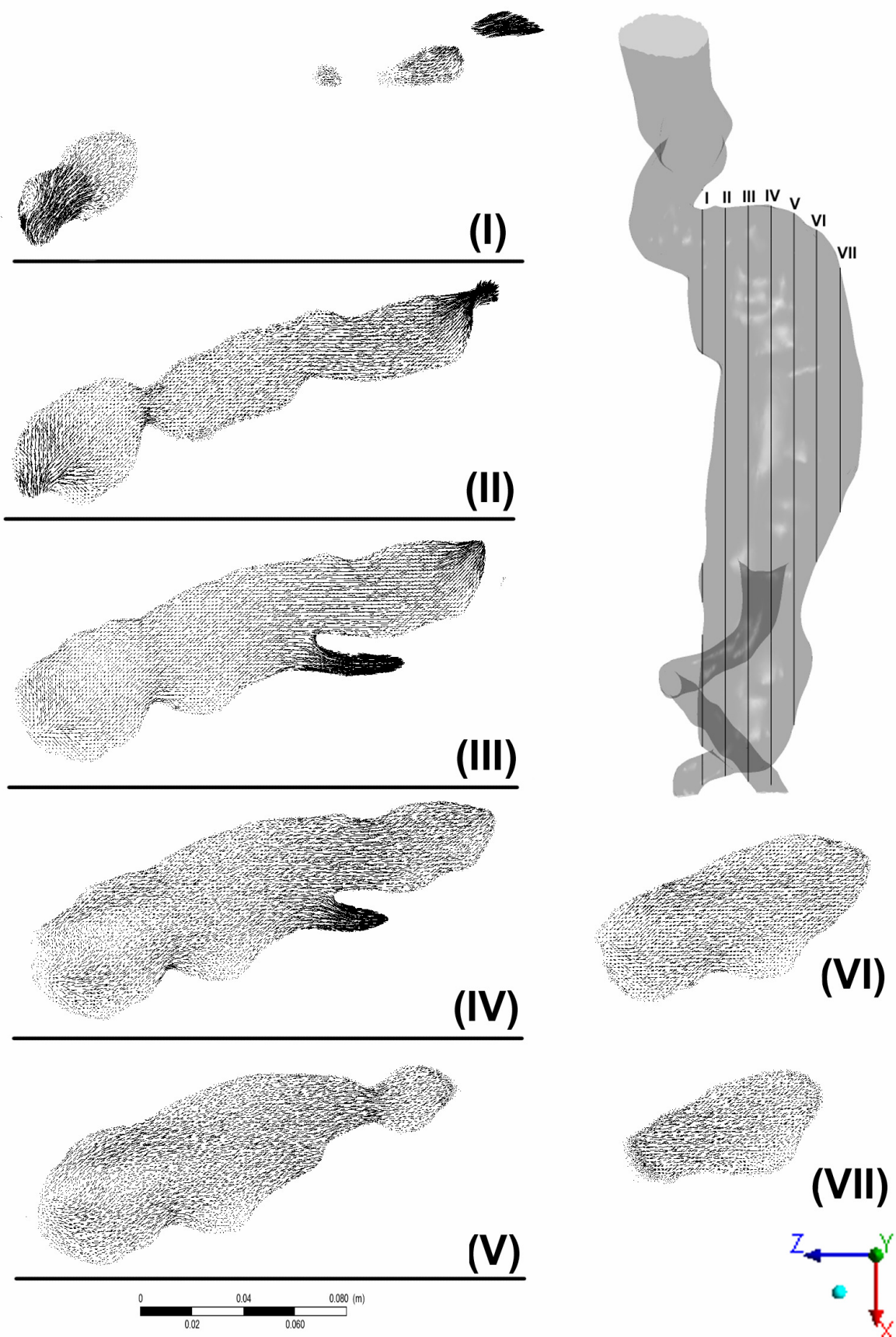
Εικόνα 108 Επίπεδα τομών επιφανειών $x-z$, στο θεωρητικό ανεύρυσμα



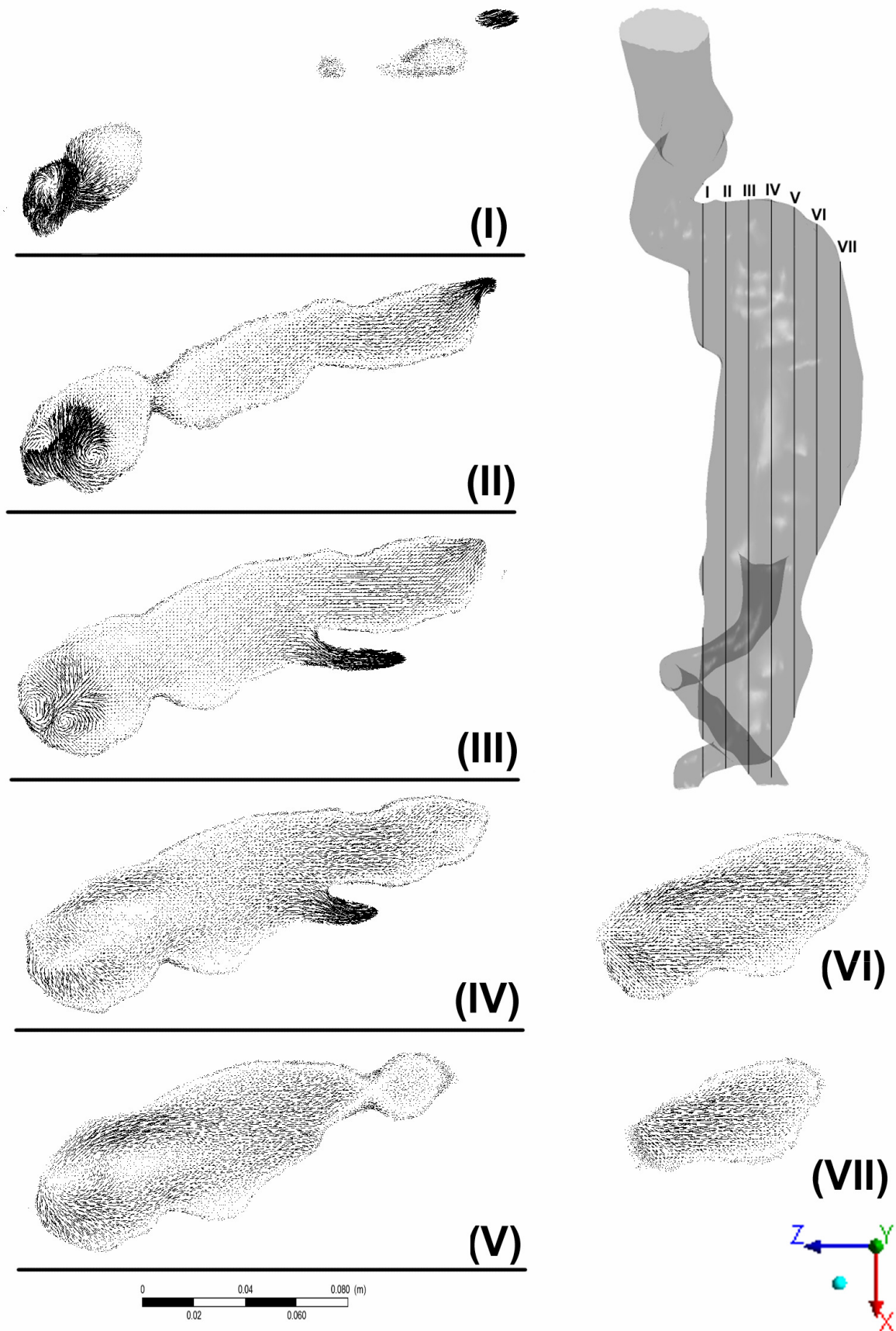
Εικόνα 109 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x-z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_1 = 0.00s$, στο θεωρητικό ανεύρυσμα



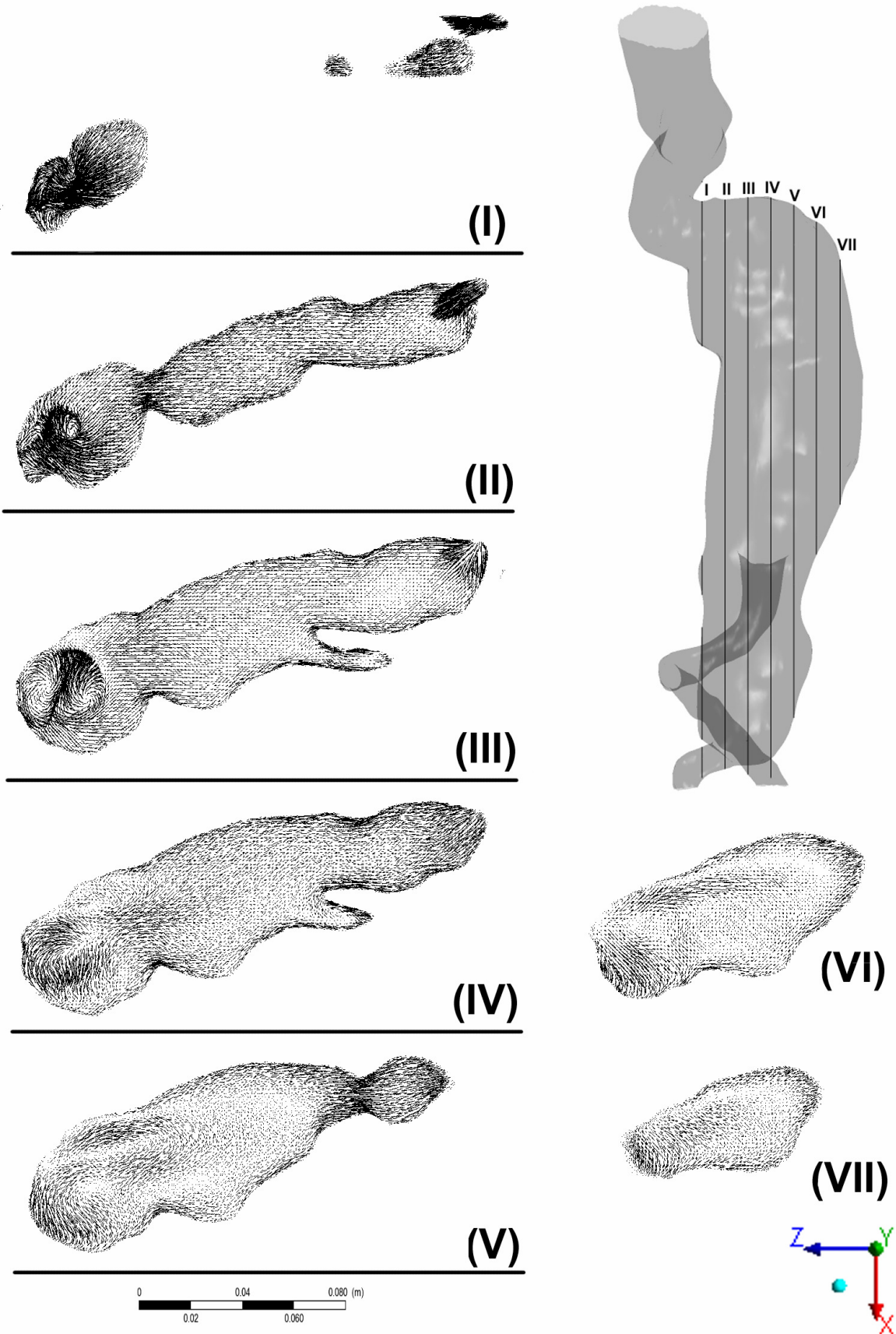
Εικόνα 110 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x - z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_2 = 0.24s$, στο θεωρητικό ανεύρυσμα



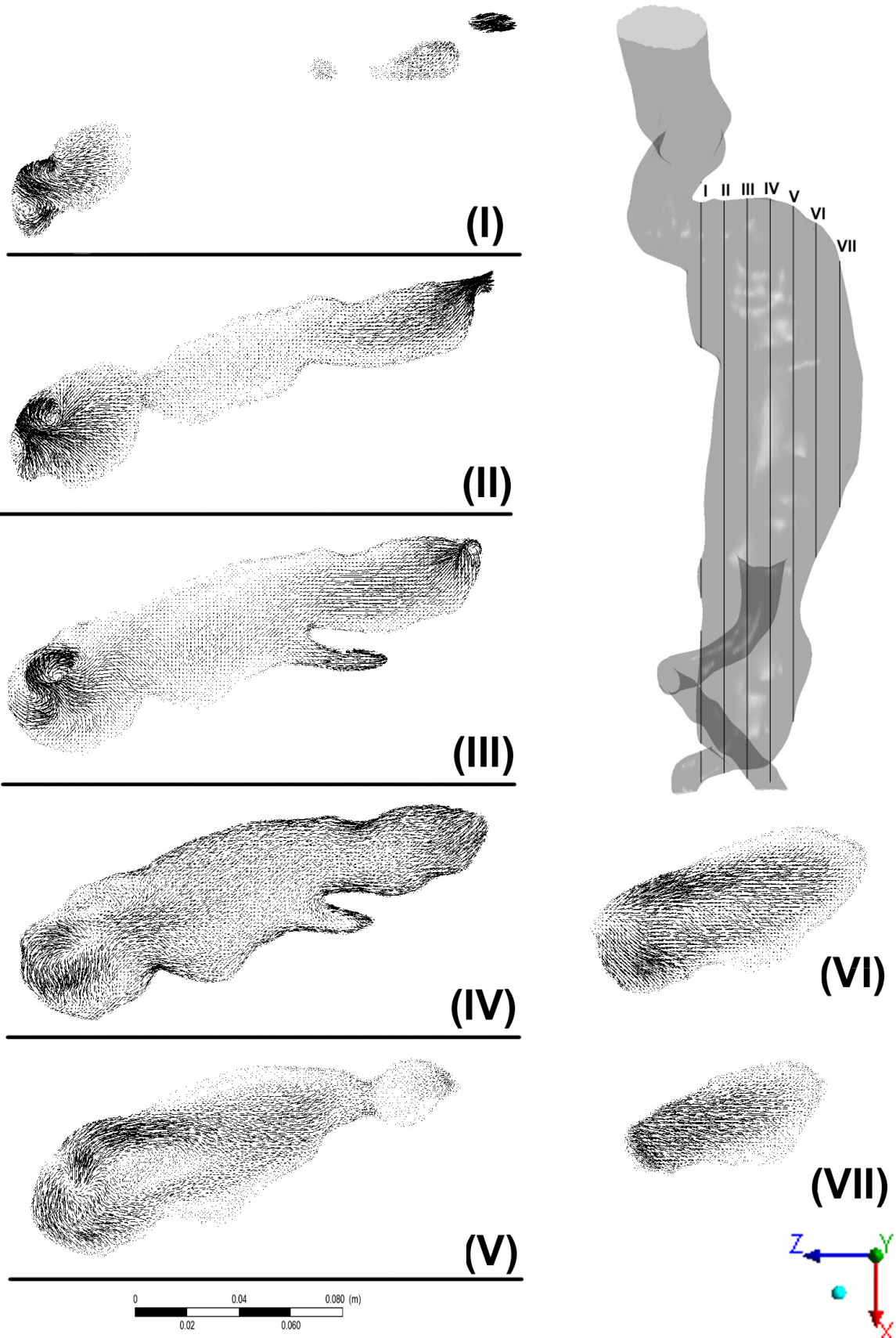
Εικόνα 111 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x-z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_3 = 0.32s$, στο θεωρητικό ανεύρυσμα



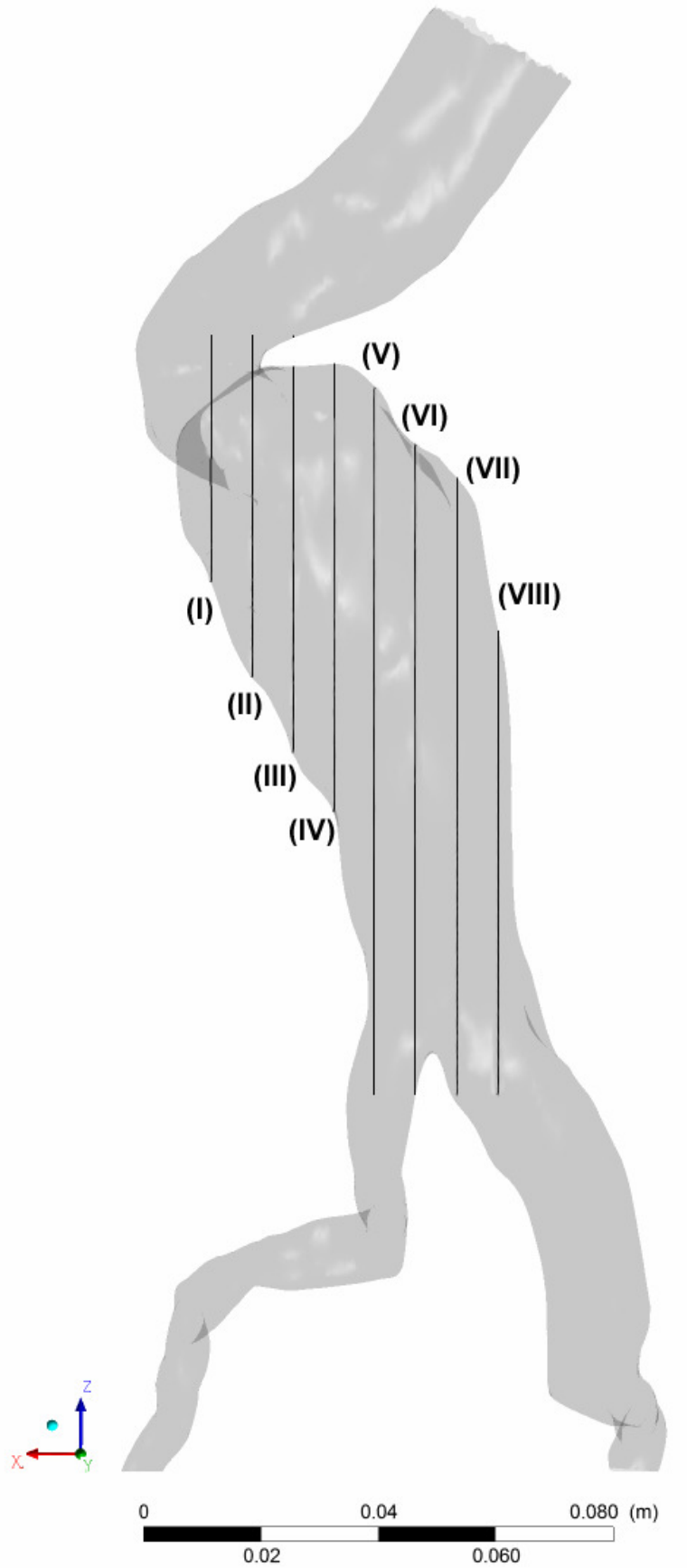
Εικόνα 112 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x-z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_4 = 0.44s$, στο θεωρητικό ανεύρυσμα



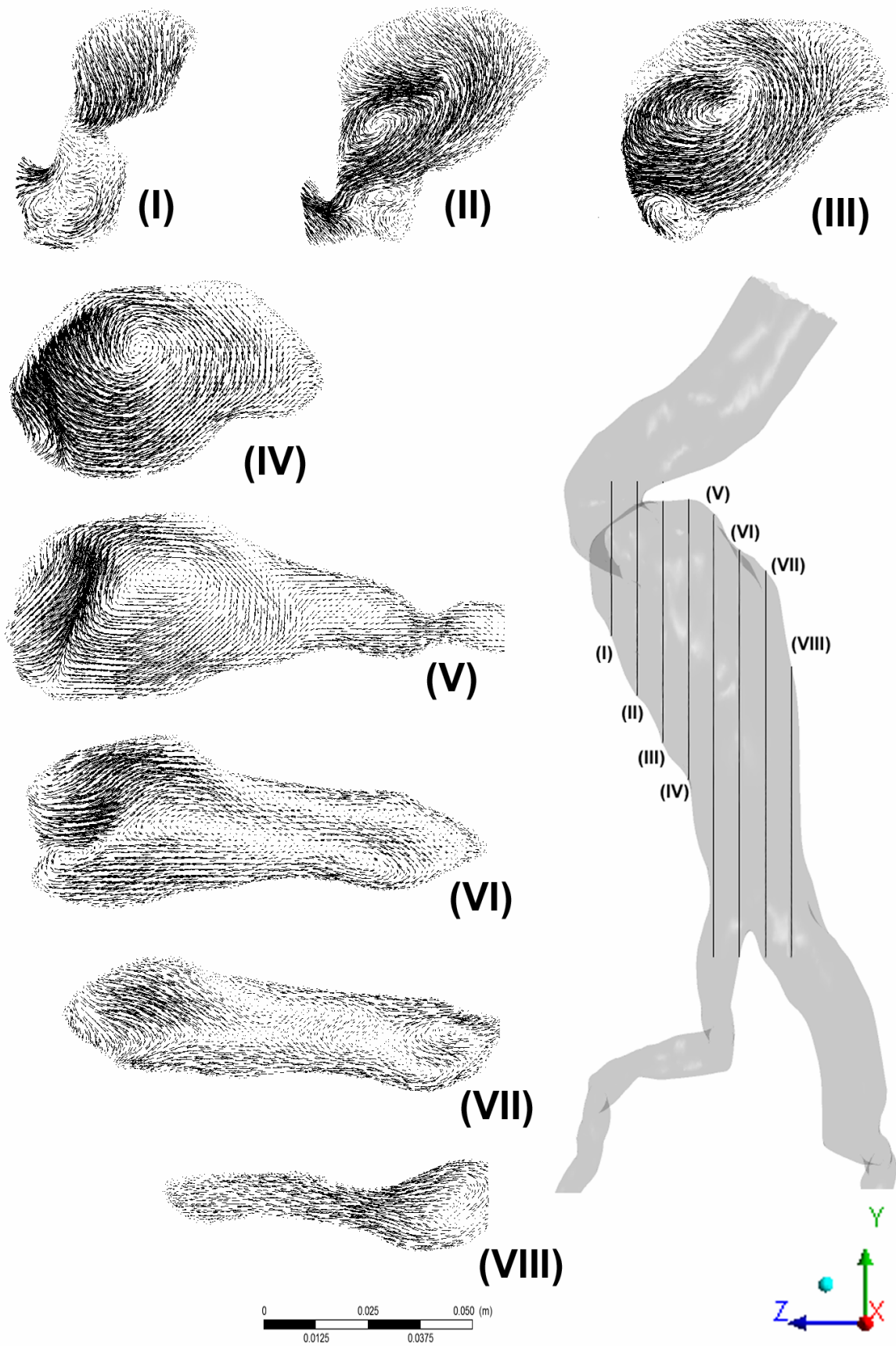
Εικόνα 113 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x-z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_3 = 0.54s$, στο θεωρητικό ανεύρυσμα



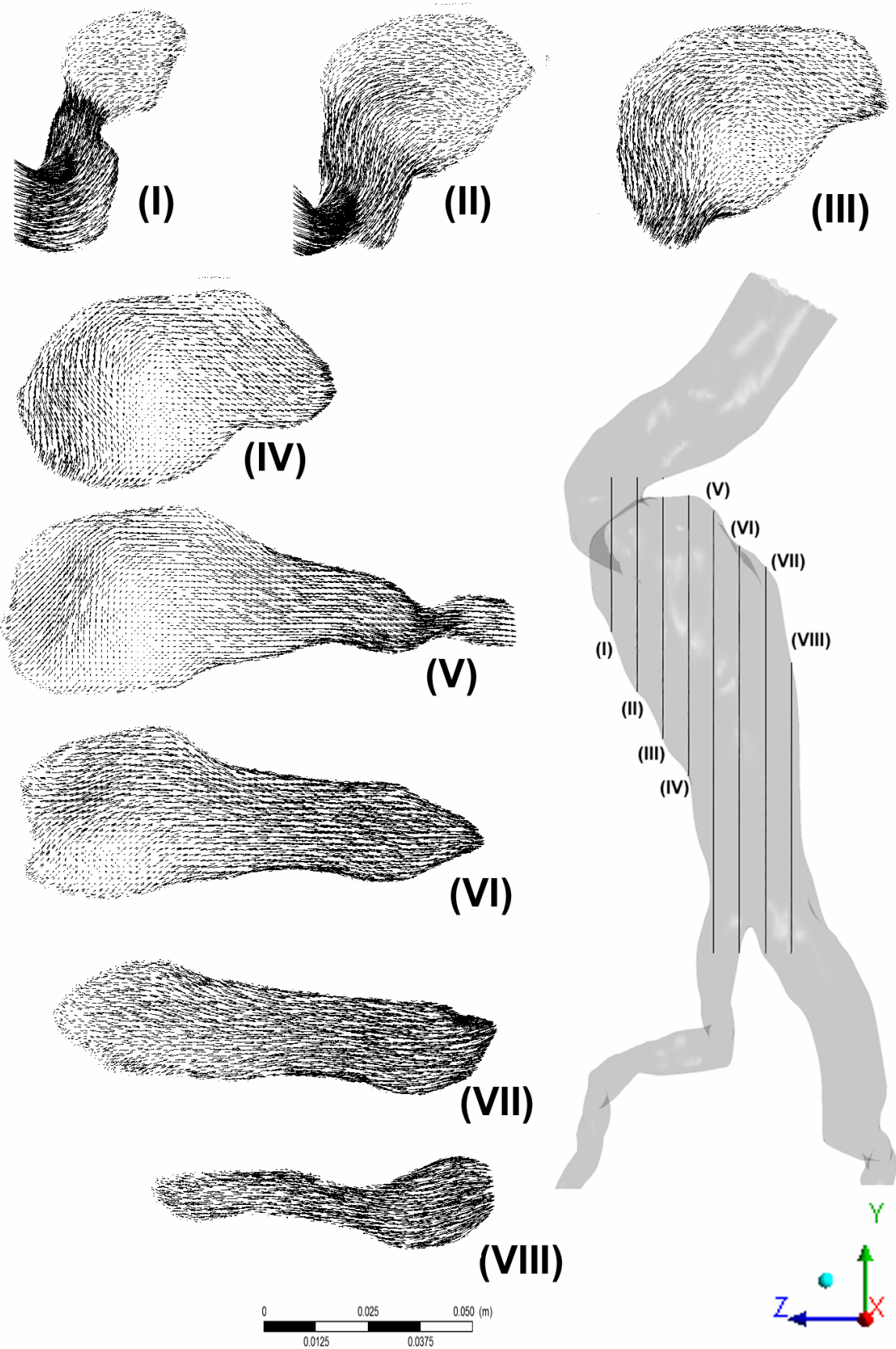
Εικόνα 114 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $x-z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_6 = 0.78s$, στο θεωρητικό ανεύρυσμα



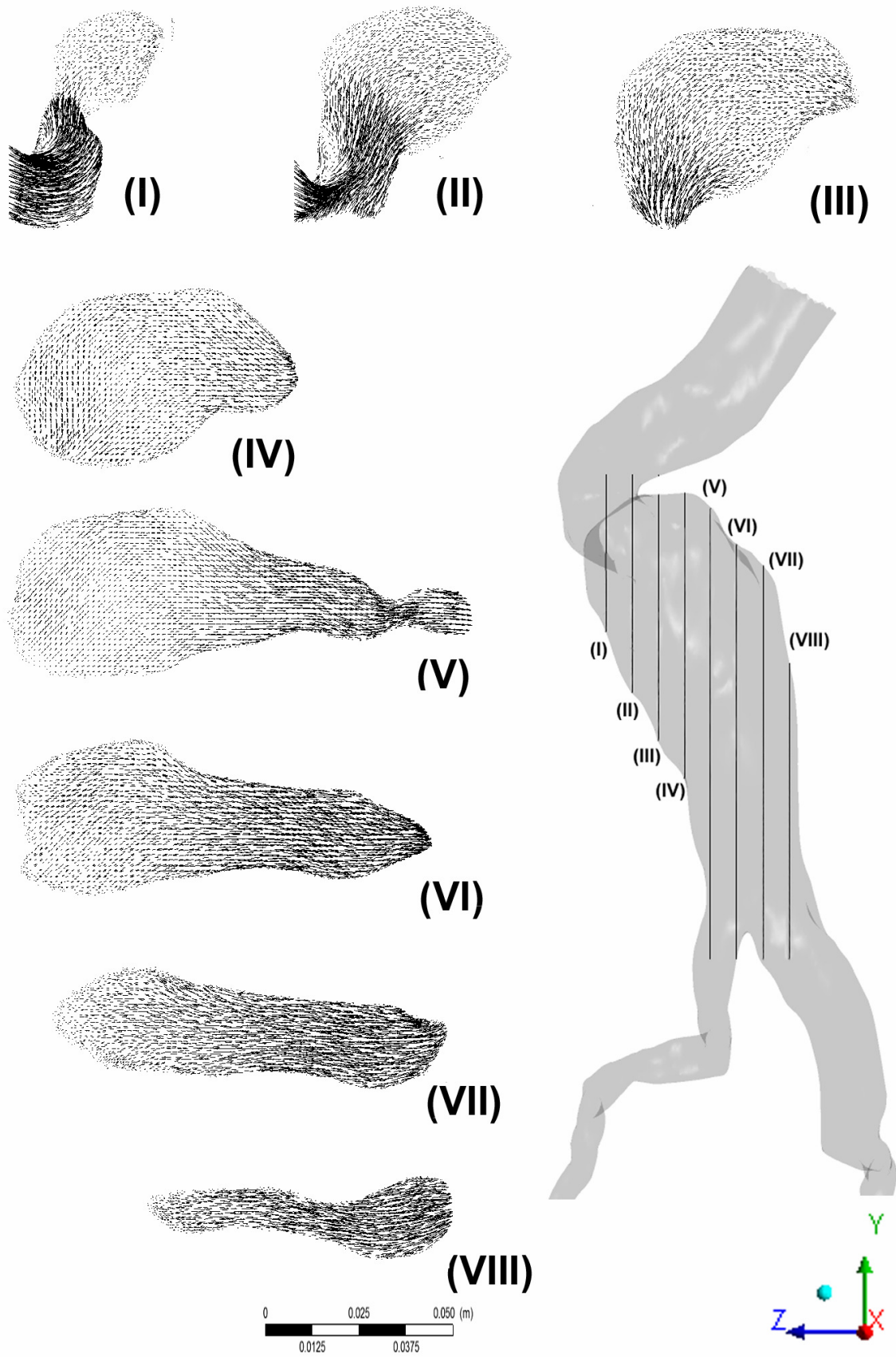
Εικόνα 115 Επίπεδα τομών επιφανειών $y - z$



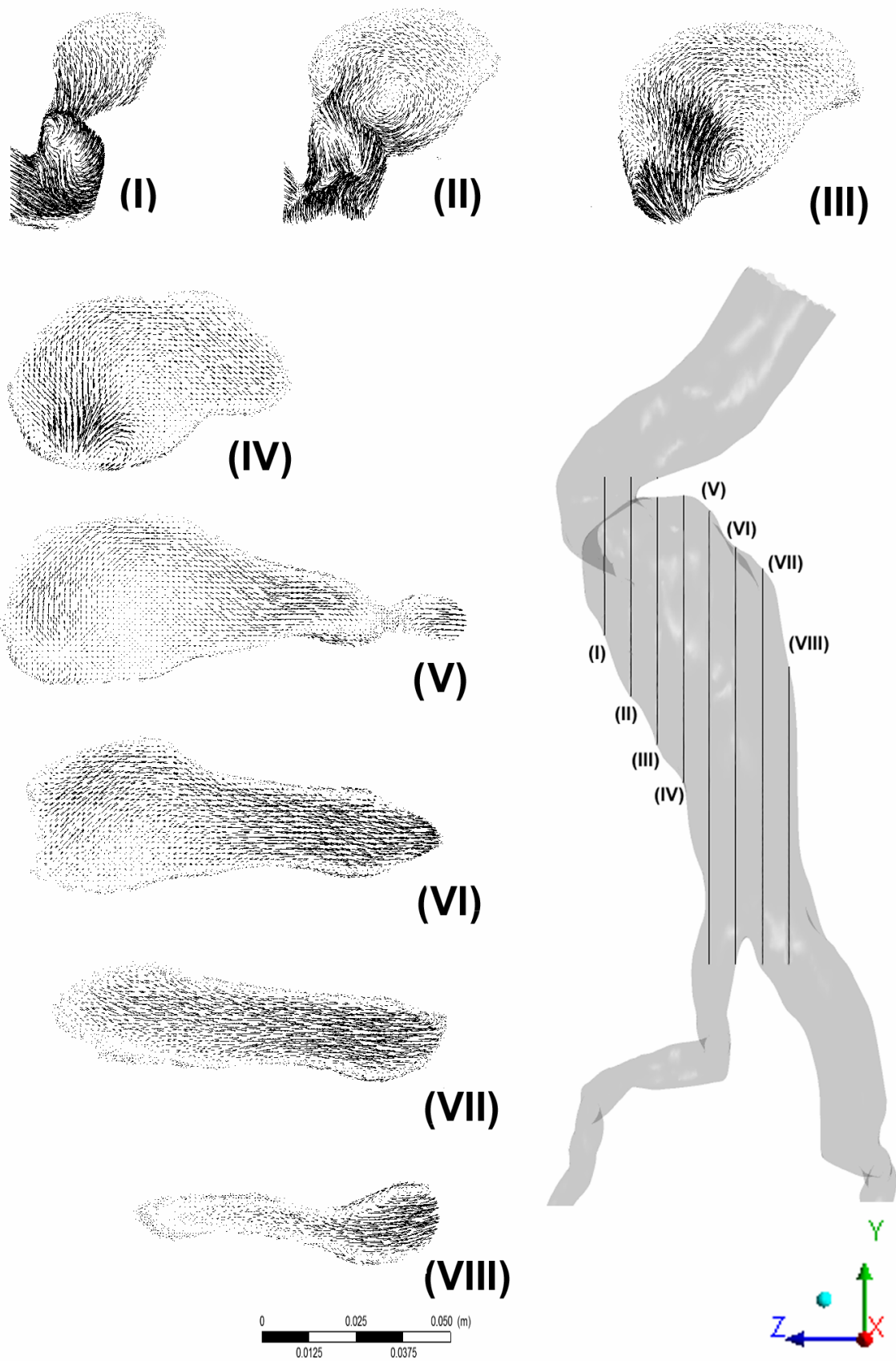
Εικόνα 116 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $y - z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_1 = 0.00s$



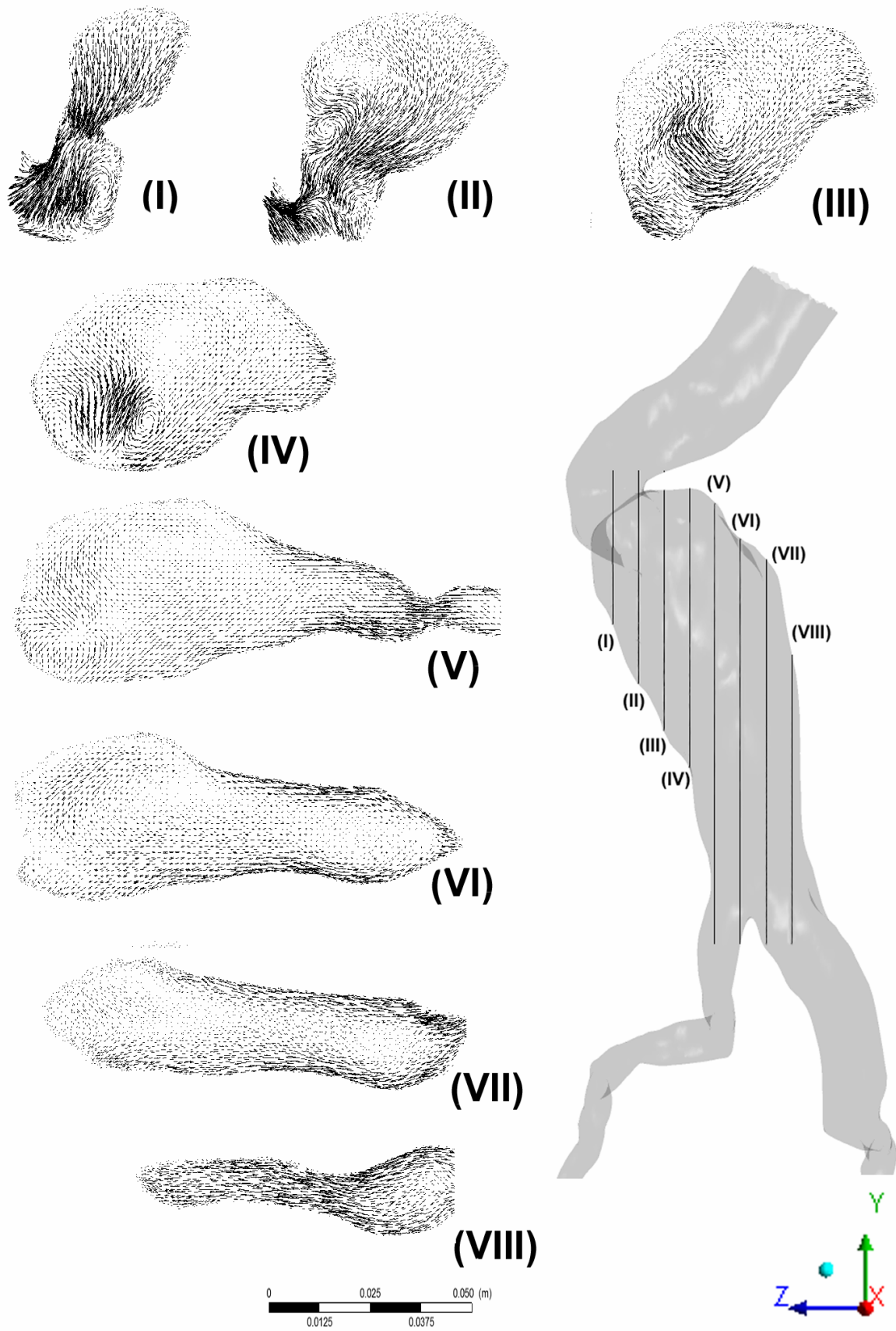
Εικόνα 117 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $y - z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_2 = 0.24s$



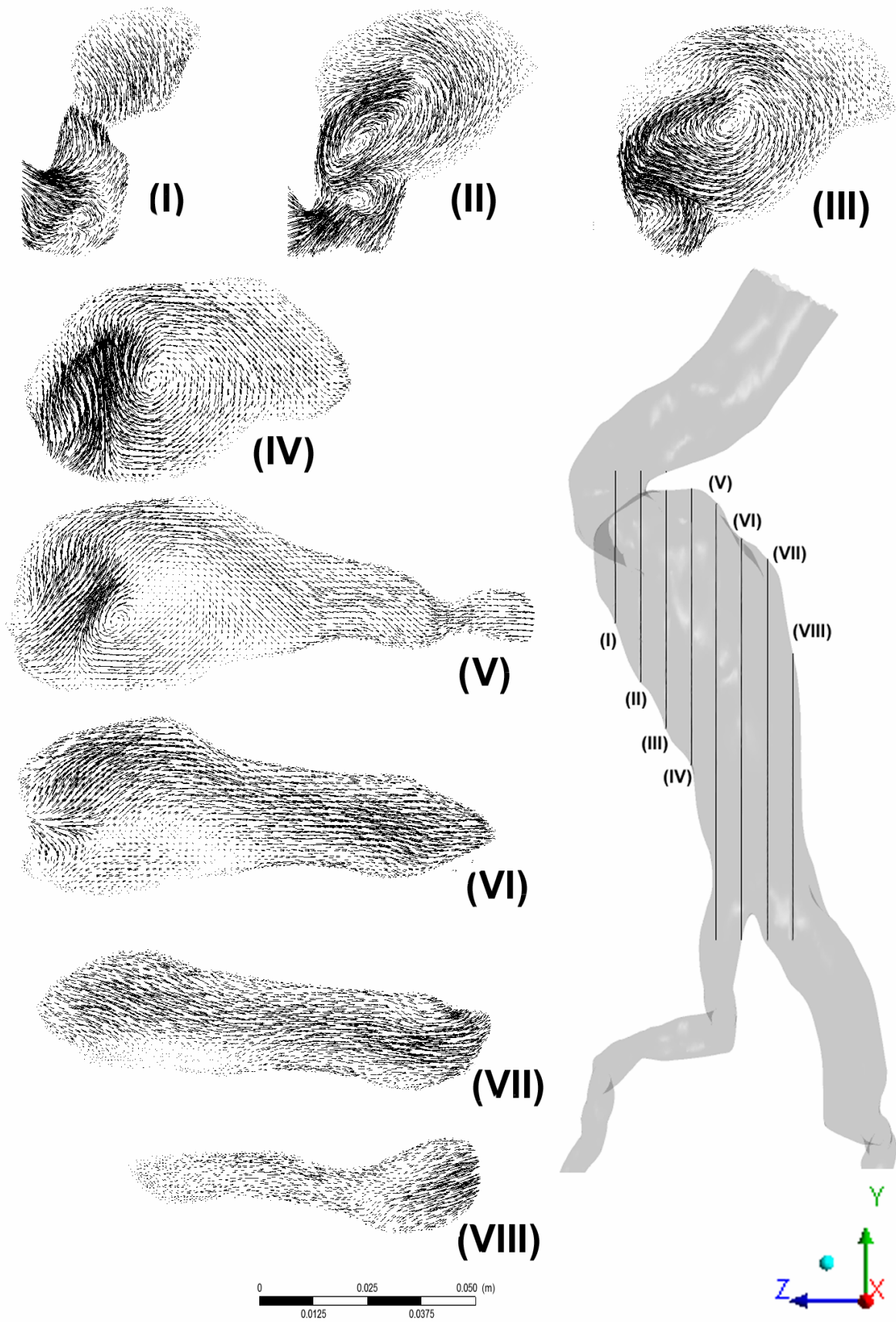
Εικόνα 118 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $y - z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_3 = 0.32s$



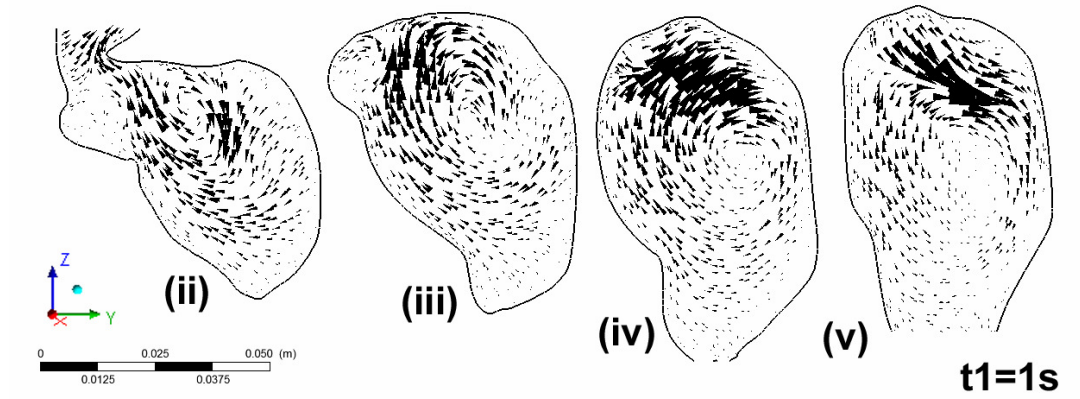
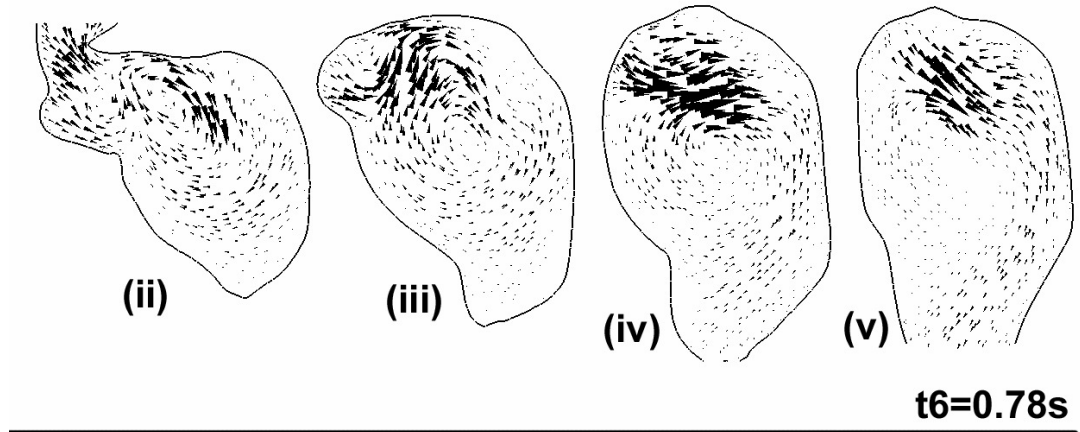
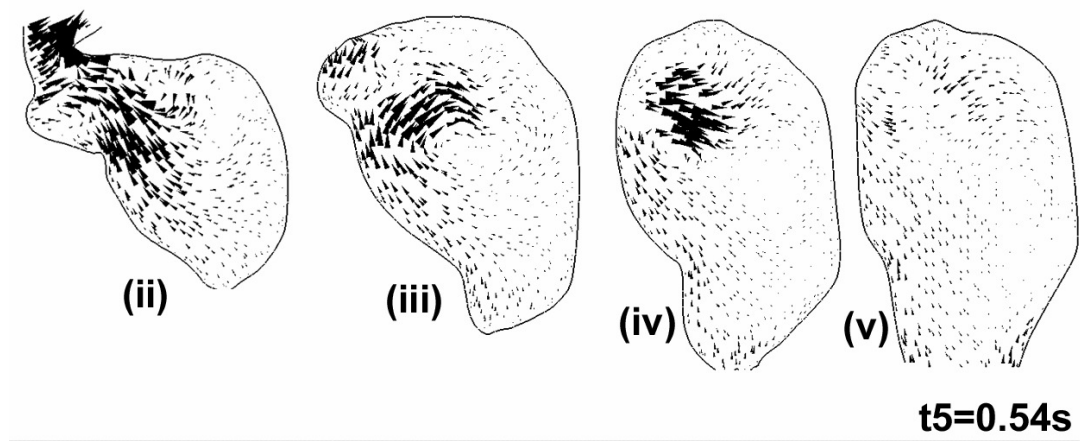
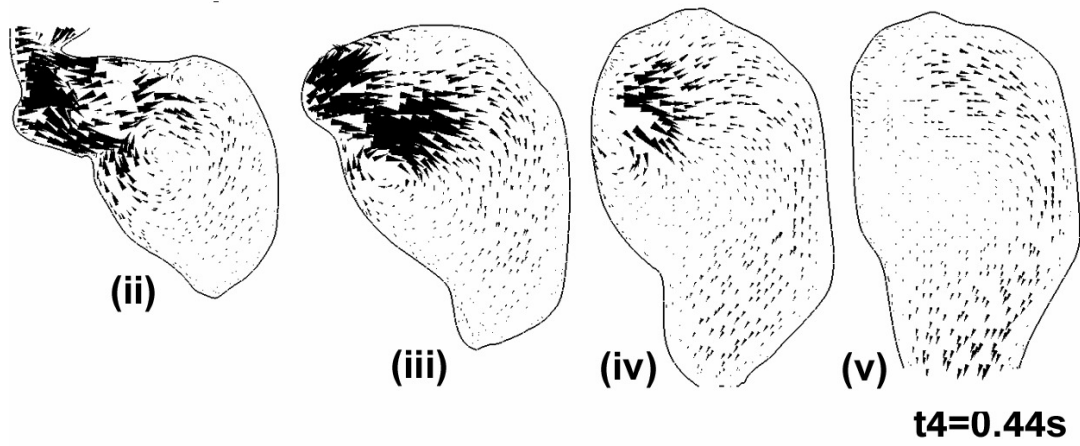
Εικόνα 119 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $y - z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_4 = 0.44s$



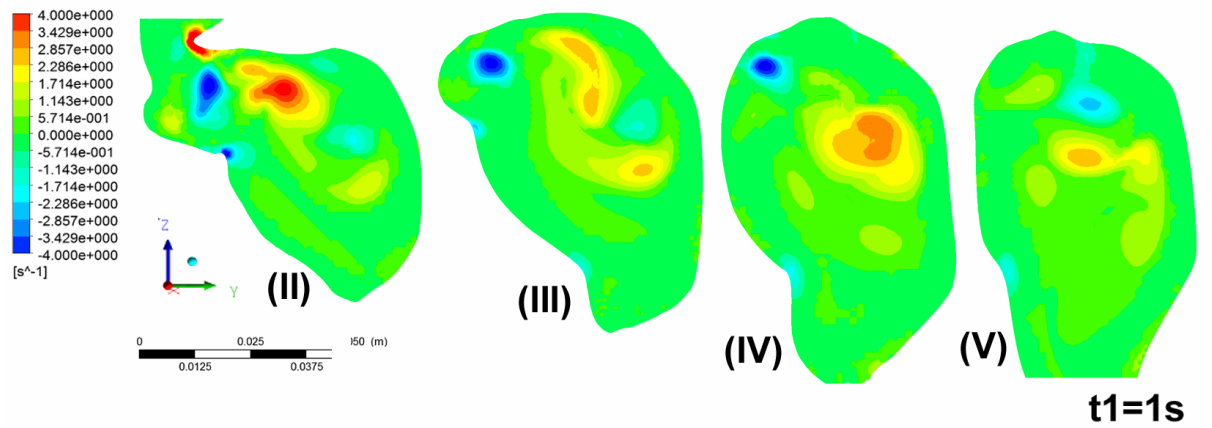
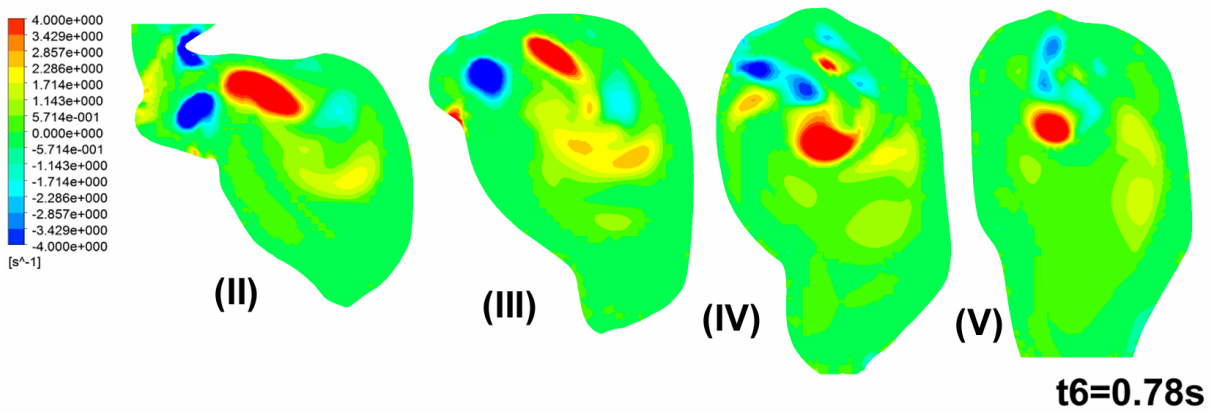
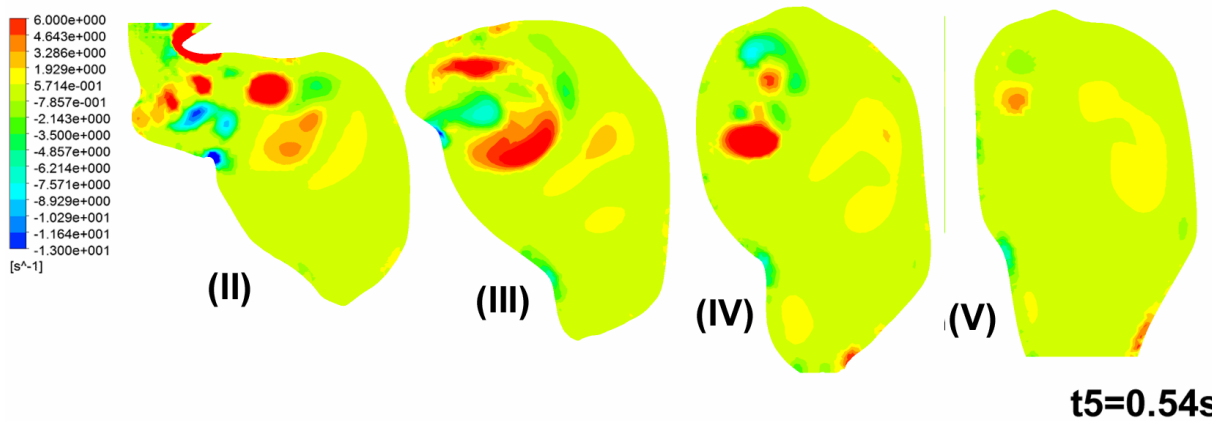
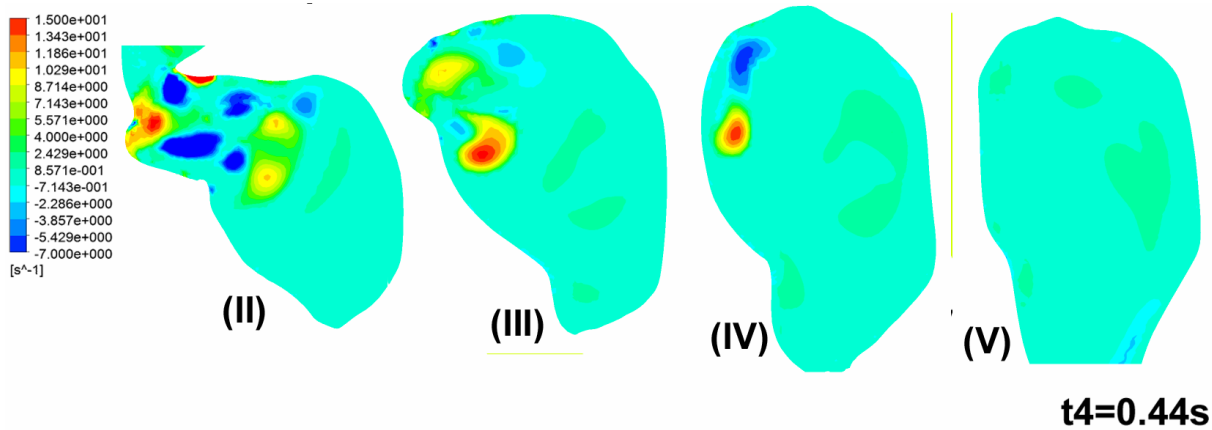
Εικόνα 120 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $y - z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_5 = 0.54s$



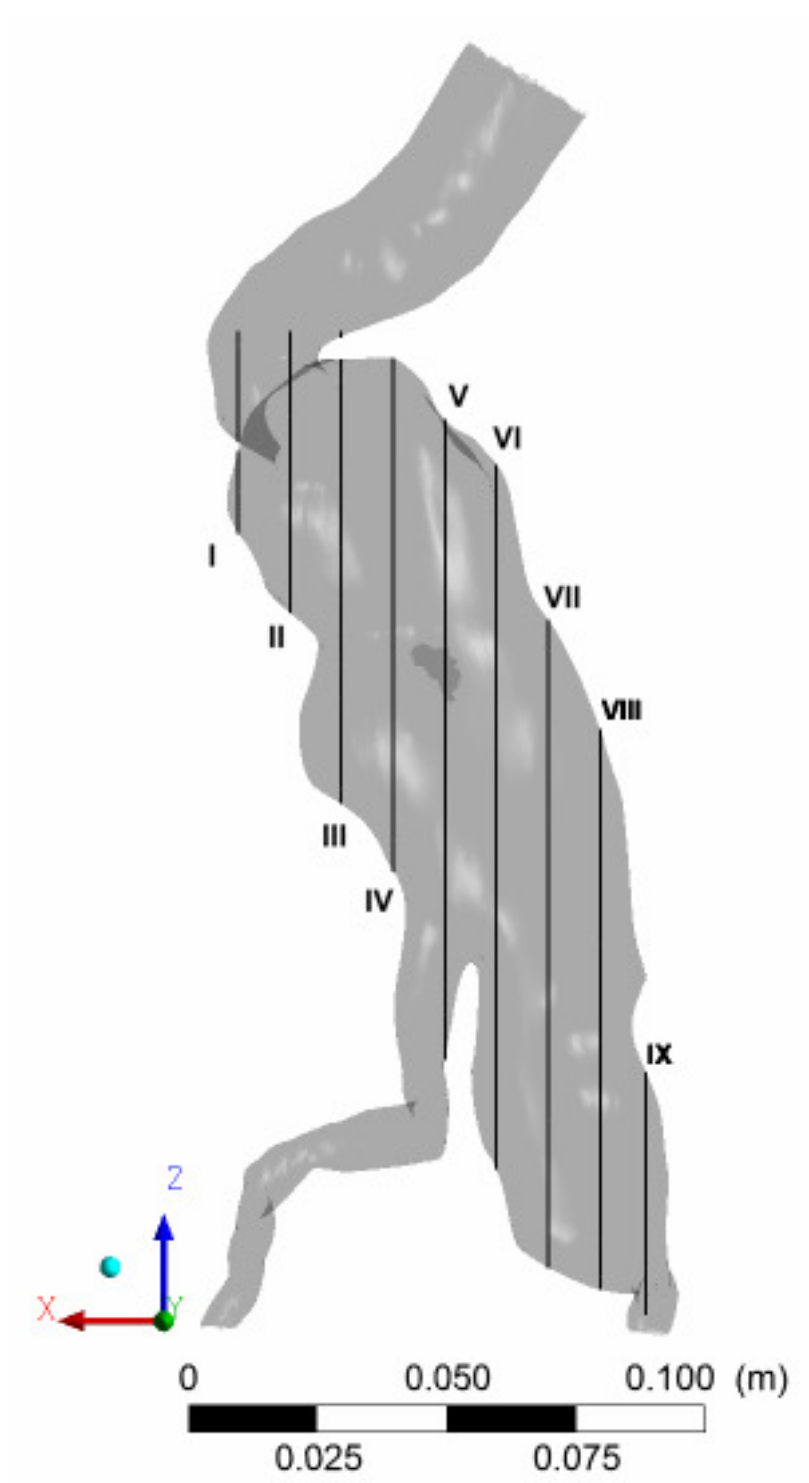
Εικόνα 121 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $y - z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_6 = 0.78s$



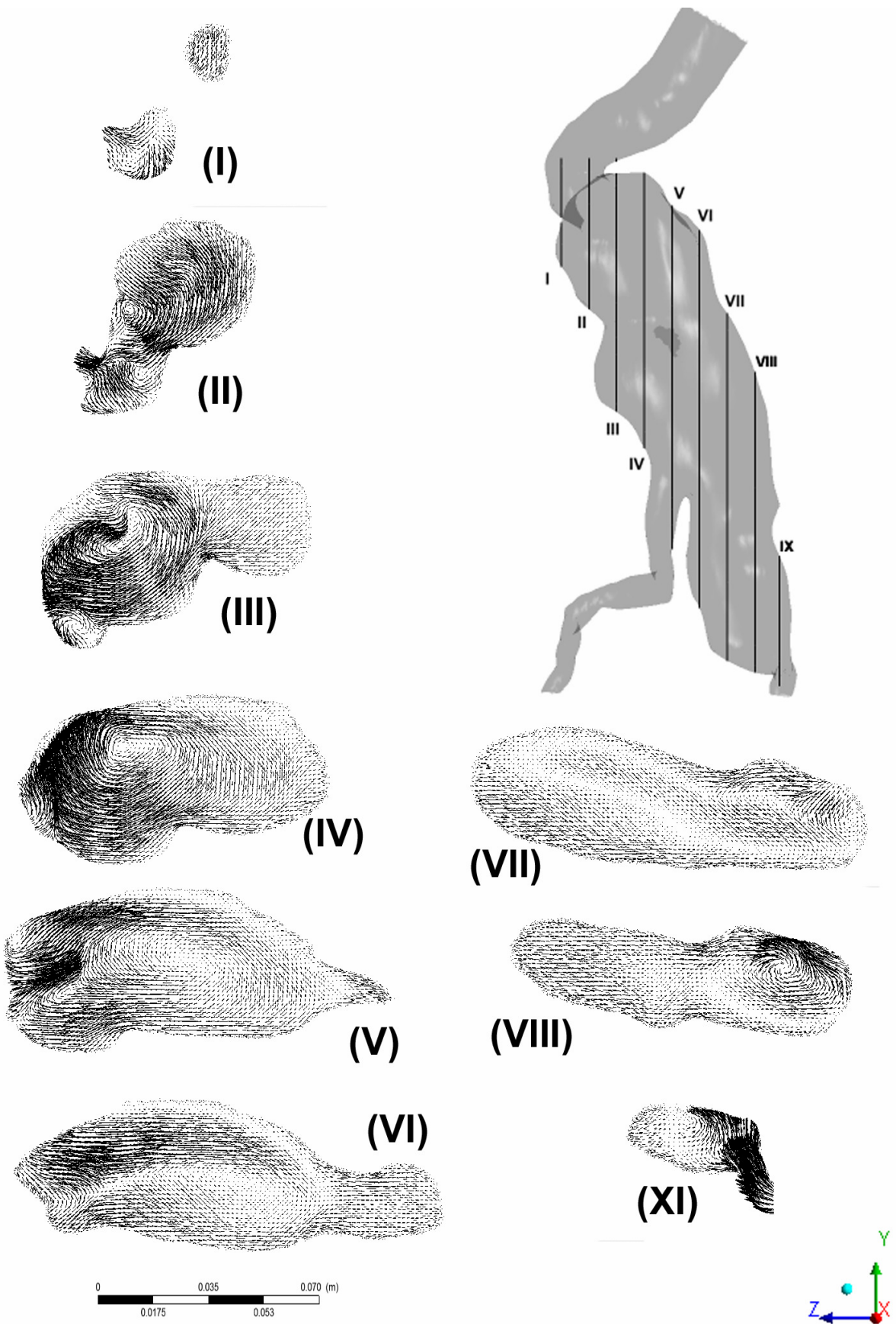
Εικόνα 122 Εξέλιξη φαινομένων Δινών στις τομές (II)-(V)



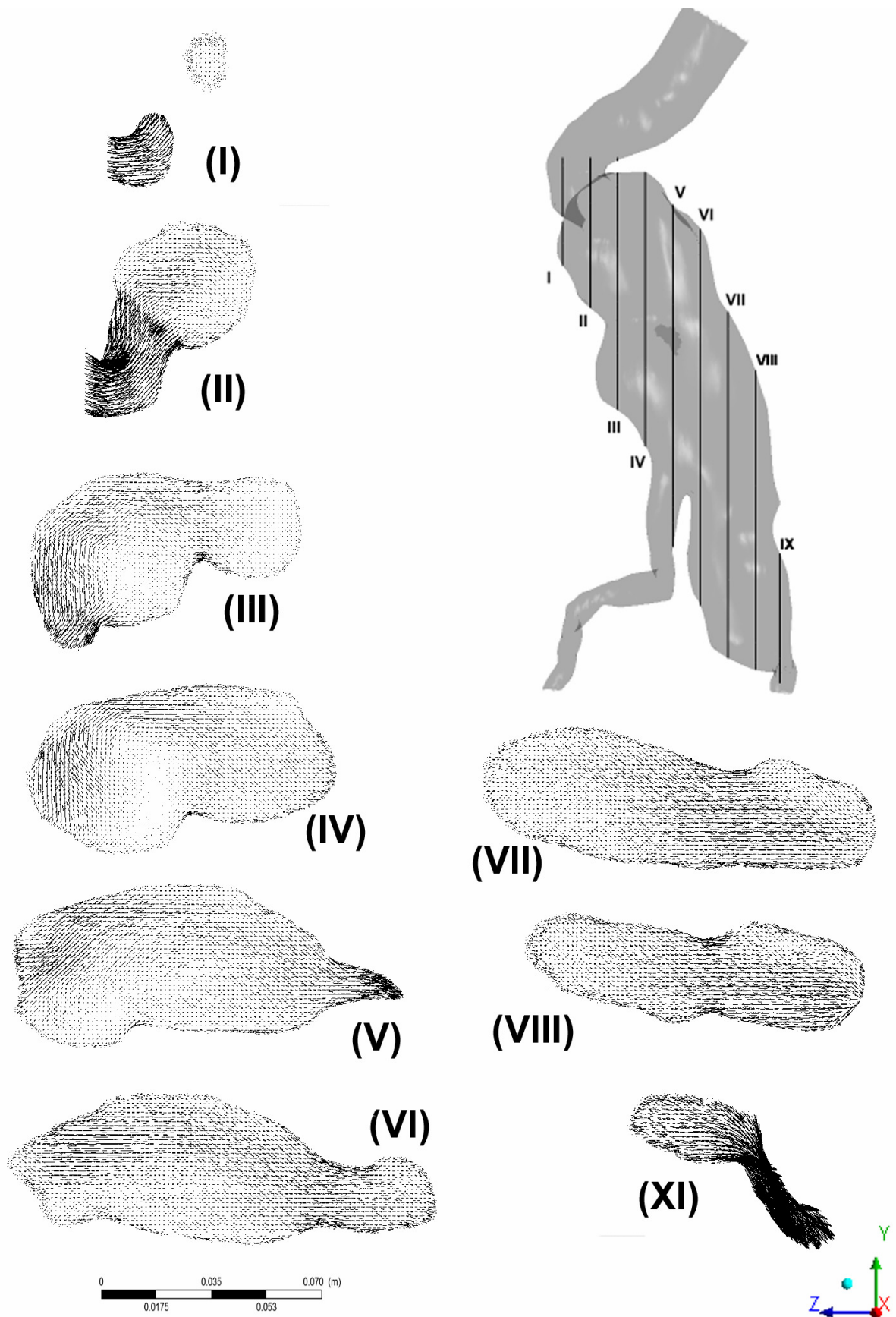
Εικόνα 123 Διάνυσημα περιδύνησης κατά τον άξονα x μεταξύ των τομών (II)-(V)



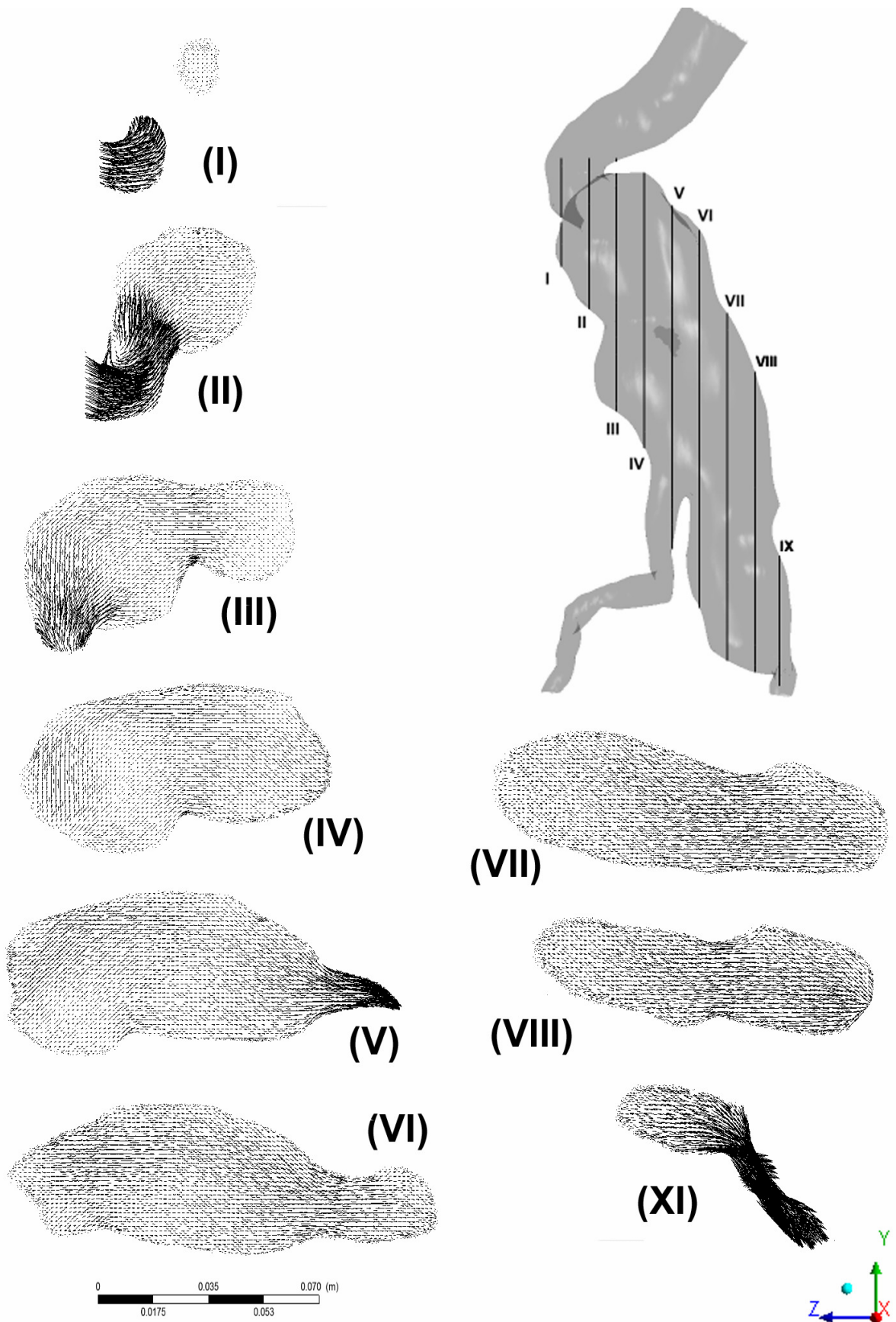
Εικόνα 124 Επίπεδα τομών επιφανειών $y-z$, στο θεωρητικό ανεύρυσμα



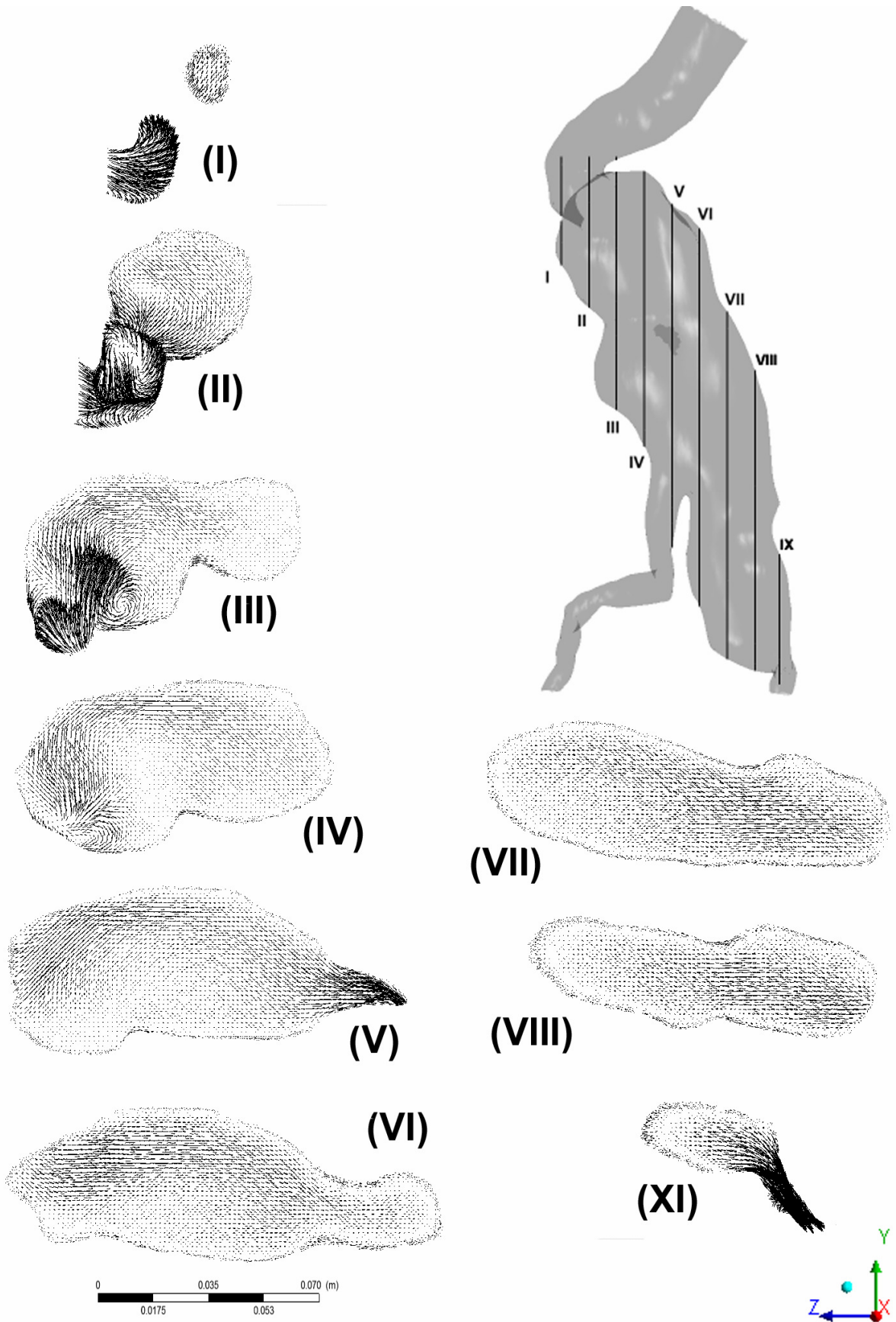
Εικόνα 125 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $y - z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_1 = 0.00s$, στο θεωρητικό ανεύρυσμα



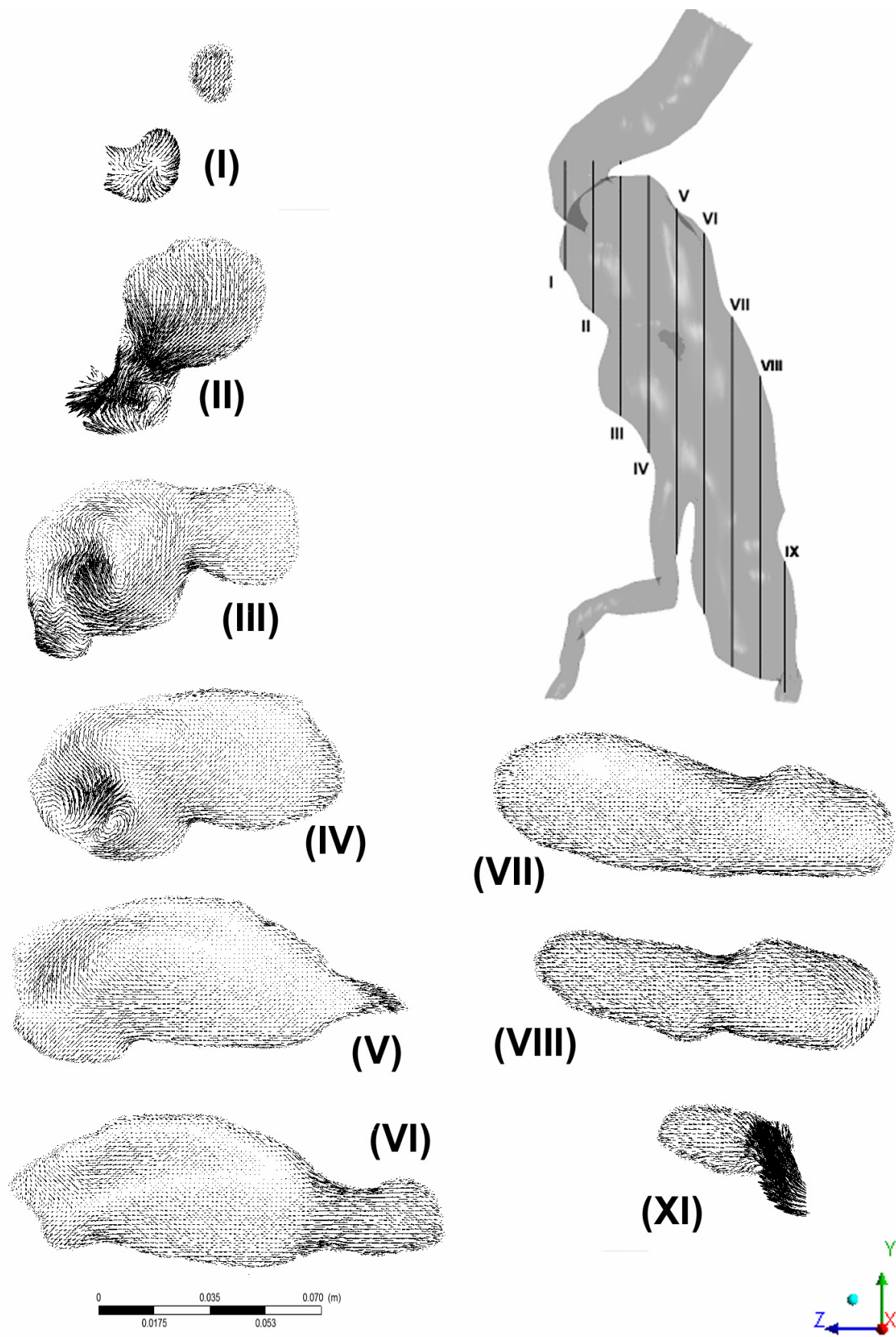
Εικόνα 126 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $y-z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_2 = 0.24s$, στο θεωρητικό ανεύρυσμα



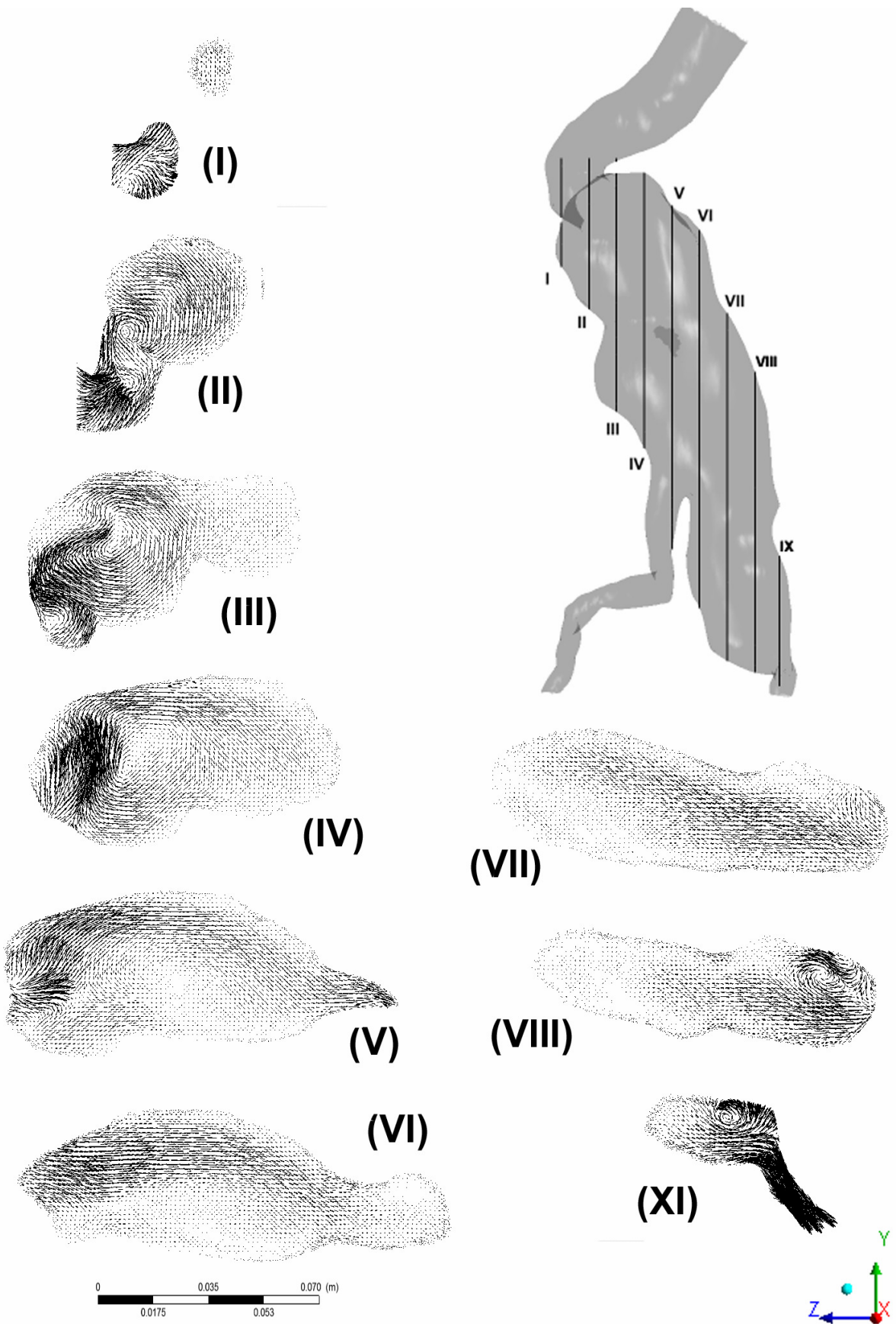
Εικόνα 127 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $y-z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_3 = 0.32s$, στο θεωρητικό ανεύρυσμα



Εικόνα 128 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $y-z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_4 = 0.44s$, στο θεωρητικό ανεύρυσμα



Εικόνα 129 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $y-z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_s = 0.54s$, στο θεωρητικό ανεύρυσμα



Εικόνα 130 Προβολές των ανυσμάτων ταχύτητας στο επίπεδο $y-z$ κατά τη χρονική στιγμή $t_6 = 0.78s$, στο θεωρητικό ανεύρυσμα

4.2.4 ΚΑΤΑΝΟΜΗ ΠΙΕΣΕΩΝ ΚΑΙ ΔΙΑΤΜΗΤΙΚΩΝ ΤΑΣΕΩΝ ΣΤΟ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ

Παρακάτω παρουσιάζονται οι πιέσεις και οι διατμητικές τάσεις όπως αυτές διαμορφώνονται στα όρια του πεδίου ροής των γεωμετρικών μοντέλων που εξετάστηκαν στη παρούσα εργασία. Η παρουσίαση γίνεται με τη χρήση ισοϋψών καμπυλών, οι οποίες παρουσιάζονται από τις όψεις x , y , $-x$, $-y$ και z . Από τις κατανομές αυτές δίδεται μια καλή εικόνα για την συμπεριφορά τόσο της πίεσης όσο και της διατμητικής τάσης στο τοίχωμα του ανευρύσματος. Οι κατανομές αυτές μας δίνουν εικόνα για τις περιοχές στις οποίες μπορεί να αναπτυχθεί η μάζα αθηροσκλήρωσης και θρόμβωσης, όπως επίσης και πια είναι τα σημεία που καταπονούνται περισσότερο από την πίεση του αίματος.

ΚΑΤΑΝΟΜΗ ΠΙΕΣΕΩΝ

Όσον αφορά στις πιέσεις παρατηρήθηκε γενικά ότι παρουσιάζουν γραμμική κατανομή κατά τον άξονα z του συστήματος συντεταγμένων. Συγκεκριμένα για τη χρονική στιγμή $t_1 = 0s$, παρατηρήθηκε ότι η μέγιστη πίεση εντοπίζεται στην περιοχή όπου ο αυλός εισόδου ενώνεται με το κυρίως σώμα του ανευρύσματος. Αντίστοιχα η ελάχιστη πίεση βρέθηκε να είναι στο σημείο όπου εκβάλλει το ανεύρυσμα στις δύο λαγόνιες αρτηρίες. Έτσι παρουσιάζεται μια γραμμική πτώση της πίεσης στο τοίχωμα του αγγείου καθώς κινούμαστε από το ανεύρυσμα προς τις λαγόνιες αρτηρίες. Ενδιαφέρον παρουσιάζουν επίσης τα δύο σημεία της γεωμετρίας όπου έχουν σημαδευτεί με βέλος. Σε αυτά τα σημεία παρατηρείται ότι υπάρχει μια ανομοιορφία στη φθίνουσα συμπεριφορά της πίεσης. Τα σημεία δε αυτά βρίσκονται στις περιοχές όπου παρατηρήθηκαν ανακυκλοφορίες στα πεδία ροής.

Για τη φάση της επιτάχυνσης της παροχής, παρατηρείται στην εικόνα 132 ότι γενικά υπάρχει ίδια συμπεριφορά με τη χρονική στιγμή $t_1 = 0s$, με τη διαφορά ότι δεν παρατηρούνται ανωμαλίες στις πιέσεις κατά την κίνηση στον άξονα των z . Στη φάση της μέγιστης παροχής της χρονικής στιγμή $t_3 = 0.32s$ παρατηρείται μια μεταβατική συμπεριφορά. Στο περισσότερο όγκο του ανευρύσματος η πίεση έχει περιοριστεί σε μικρό εύρος τιμών ενώ εμφανίζεται και περιοχή ελάχιστων πιέσεων κοντά στη περιοχή ένωσης του ανευρύσματος με τον αυλό εισαγωγής, όπου εξακολουθεί να υπάρχει και το μέγιστο των πιέσεων (βέλη στην Εικόνα 133).

Στη φάση της επιβράδυνσης της ροής έχουμε πλέον αντιστροφή της συμπεριφοράς των πιέσεων. Πλέον υπάρχει αύξουσα κατανομή καθώς κινούμαστε από το επίπεδο του ανευρύσματος προς τις λαγόνιες αρτηρίες. Το ελάχιστο των πιέσεων εμφανίζεται πλέον στην περιοχή ένωσης του αυλού εισόδου με το ανεύρυσμα, ενώ το μέγιστο βρίσκεται στο σημείο εκβολής των λαγονίων αρτηριών. Η κατανομή δε είναι απολύτως γραμμική.

Τη χρονική στιγμή $t_6 = 0.78s$, παρατηρείται εκ νέου ένα μεταβατικό στάδιο στη μονοτονία της πίεσης. Πλέον οι πιέσεις έχουν εκ νέου φθίνουσα συμπεριφορά κατά την κίνηση προς τις λαγόνιες αρτηρίες, ενώ το εύρος το τιμών του είναι εξαιρετικά περιορισμένο, οπότε θα μπορούσε να χαρακτηριστεί η περιοχή αυτή και ότι έχει ομοιόμορφη πίεση. Επίσης παρατηρείται η αρχή ανάπτυξης της ανομοιομορφίας των πιέσεων που παρατηρήθηκε και τη χρονική στιγμή $t_1 = 0s$ στα σημεία που δεικνύονται με τα βέλη.

ΚΑΤΑΝΟΜΗ ΔΙΑΤΜΗΤΙΚΩΝ ΤΑΣΕΩΝ

Η κατανομή των διατμητικών τάσεων παρουσιάζει εξαιρετικό ενδιαφέρον καθώς και η εξέλιξη της. Υπάρχουν πολλές αναφορές γύρω από τον ρόλο της διατμητικής τάσης στην ανάπτυξη της θρόμβωσης και της αθηροσκλήρωσης στο αγγείο (Rayz 2010, Malek 1999, Moore 1998, Bluestein 1996, Raz 2007). Στο πλαίσιο της παρούσας εργασίας και έχοντας στη διάθεση μας τις εικόνες από την αξονική τομογραφία του ανευρύσματος, θα επιχειρηθεί να δοθεί μια εξήγηση για το μηχανισμό ανάπτυξης των διατμητικών τάσεων.

Η παρουσίαση των κατανομών των διατμητικών τάσεων θα γίνει με δύο τρόπους. Ο πρώτος περιλαμβάνει την χρήση ισοϋψών καμπυλών, οι οποίες παρουσιάζονται από τις όψεις x , y , $-x$, $-y$ και z . Από τις κατανομές αυτές παίρνουμε μια καλή εικόνα της διακύμανσης του μέτρου της διατμητικής τάσης. Ο δεύτερος τρόπος παρουσίασης περιλαμβάνει την χρήση 20 σημείων τα οποία λήφθηκαν σε διάφορες θέσεις στα όρια του αυλού ροής του αίματος και 20 επιπλέον τα οποία λήφθηκαν στις αντίστοιχες θέσεις του τοιχώματος του αγγείου, δηλαδή στα τοιχώματα του μοντέλου καθαρού και θεωρητικού ανευρύσματος αντίστοιχα (Εικόνα 151). Στα σημεία αυτά θα εξετασθεί η διακύμανση των συνιστωσών της διατμητικής τάσης. Επίσης δημιουργήθηκε για κάθε ένα από αυτά τα σημεία ένα γειτονικό του το οποίο βρίσκεται κοντά στο τοίχωμα και από το οποίο θα υπολογιστεί η διακύμανση της ταχύτητας w . Σύμφωνα με τον Moore και συν. (1994) οι διαταραχές της ταχύτητας είναι πολύ μεγάλης σημασίας από

βιολογικής άποψης διότι τα κύτταρα του ενδοθηλίου είναι πιο ευαίσθητα στη δράση κυμαινόμενων απ'ότι μόνιμων διατμητικών τάσεων.

ΙΣΟΨΕΙΣ ΚΑΜΠΥΛΕΣ

Τη χρονική στιγμή $t_1 = 0s$, παρατηρείται μια γενικά πολύ χαμηλή διακύμανση των διατμητικών τάσεων. Συγκεκριμένα το εύρος τιμών που παρουσιάζεται είναι από 0 έως 0.2 [Pa]. Παρατηρείται ότι η μέγιστη τάση συγκεντρώνεται σε μια περιοχή κοντά στο σημείο ένωσης του αυλού εισόδου με το ανεύρυσμα (κόκκινα βέλη στην Εικόνα 137), ενώ υπάρχουν αρκετές περιοχές με απόλυτα μηδενική διατμητική τάση. Μια μεγάλη περιοχή με πολύ μικρές τιμές διατμητικών τάσεων εντοπίζεται στο σημείο του αγγείου μεταξύ της μέγιστης διαμέτρου του ανευρύσματος και του διαχωρισμού στις λαγόνιες αρτηρίες. Σε εκείνη τη περιοχή η διάμετρος του αγγείου μειώνεται απότομα για να παραμείνει σταθερή μέχρι τον διαχωρισμό στις αρτηρίες (μπλε βέλη στην Εικόνα 137). Επίσης ενδιαφέρον παρουσιάζουν τα σημεία με διογκώσεις, στο κέντρο των οποίων οι διατμητική τάση είναι εξαιρετικά χαμηλή ενώ στη περιφέρεια τους υπάρχουν υψηλές τιμές διατμητικής τάσης (πράσινα βέλη στην Εικόνα 137).

Αντίστοιχα στο θεωρητικό μοντέλο του ανευρύσματος εντοπίζονται οι ελάχιστες διατμητικές τάσεις σε σημεία διόγκωσης, ενώ καταλαμβάνουν αρκετά μεγαλύτερη περιοχή από αυτή του καθαρού ανευρύσματος, λόγω του μεγαλύτερου όγκου του ανευρύσματος και των χαμηλότερων ταχυτήτων που υπάρχουν κοντά στο τοίχωμα. Υψηλότερες διατμητικές τάσεις παρατηρούνται στη κορυφή του ανευρύσματος, απέναντι από την εκβολή του αυλού εισόδου. Στη περιοχή αυτή υπενθυμίζεται ότι παρατηρήθηκαν και ανακυκλοφορίες, στη μελέτη των πεδίων ταχυτήτων που έγινε πρωτότερα.

Για τη χρονική στιγμή $t_2 = 0.24s$ και τη χρονική στιγμή $t_3 = 0.32s$, οι οποίες ανήκουν στη φάση της επιτάχυνσης της παροχής του αίματος, το εύρος των τιμών της διατμητικής τάσης είναι πολύ διευρυμένο, οπότε επελέγη να γίνει η παράθεση σε ένα διάγραμμα με τις μέγιστες διατμητικές τάσεις και ένα διάγραμμα με τις ελάχιστες για τη κάθε περίπτωση. Στις εικόνες αυτές παρατηρείται ότι γενικά οι υψηλές και οι χαμηλές διατμητικές τάσεις συγκεντρώνονται σε δύο ξεχωριστές περιοχές. Οι χαμηλές διατμητικές τάσεις βρίσκονται στον σάκο του ανευρύσματος και καταλαμβάνουν τη περιοχή μέχρι το σημείο όπου η διάμετρος μειώνεται. υπάρχουν δύο τομείς των διατμητικών τάσεων. Το εύρος των

τιμών τους έχει αυξηθεί σε σχέση με τη προηγούμενη περίπτωση και είναι της τάξης των 0.1 μέχρι 0.8 [Pa] για τη χρονική στιγμή $t_2 = 0.24s$ και 0.1 μέχρι 1 [Pa] για τη χρονική στιγμή $t_3 = 0.32s$. Αντίθετα οι περιοχές υψηλών διατμητικών τάσεων βρίσκεται ακόμη χαμηλότερα στη περιοχή πριν τον διχασμό στις λαγόνιες αρτηρίες, όπου το αγγείο έχει σαφώς μικρότερη διάμετρο. Και υψηλότερες ταχύτητες. Το εύρος που παρουσιάζεται είναι 0.8 μέχρι 2 [Pa] για τη χρονική στιγμή $t_2 = 0.24s$ και 1 μέχρι 2.6 [Pa] για τη χρονική στιγμή $t_3 = 0.32s$.

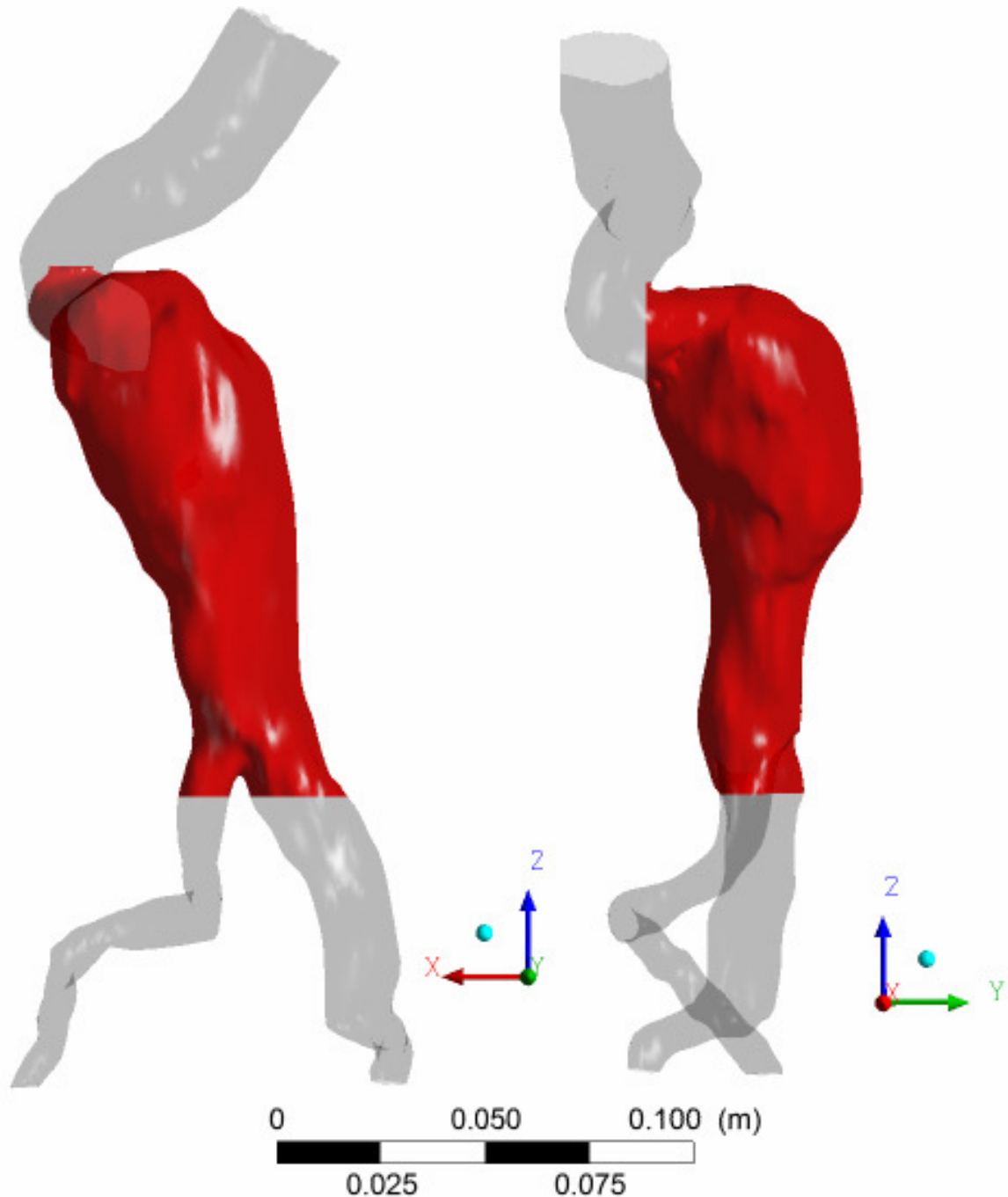
Στη περίπτωση του θεωρητικού ανευρύσματος για τις ίδιες χρονικές στιγμές υπάρχει μια πιο ενιαία κατανομή των διατμητικών τάσεων. Σε αυτή τη περίπτωση οι διατμητικές τάσεις κυμαίνονται μεταξύ 0.3 και 1 [Pa] στο σύνολο του ανευρύσματος, ενώ υψηλότερες τιμές εντοπίζονται στα σημεία με στένωση.

Κατά τη φάση της επιβράδυνσης της ροής παρατηρείται η σημαντική πτώση των διατμητικών τάσεων στη στενότερη περιοχή του ανευρύσματος που βρίσκεται πάνω από τον διχασμό των λαγόνιων αρτηριών. Επίσης στο σάκο του ανευρύσματος εμφανίζεται εκ νέου μια διευρυμένη περιοχή με μηδενική διατμητική τάση. Η περιοχή αυτή εκτείνεται από το ψηλά στο ανεύρυσμα μέχρι το σημείο όπου μειώνεται η διάμετρος του ανευρύσματος. Επίσης παρατηρούνται οι υψηλότερες διατμητικές τάσεις να περιορίζονται στην είσοδο καθώς και χαμηλά στο πίσω μέρος του ανευρύσματος ακριβώς πάνω από το διαχωρισμό στις δύο λαγόνιες αρτηρίες. Επίσης στη περιοχή όπου τα πεδία ροής έδειξαν δίνες και ανακυκλοφορίες παρατηρούνται σχετικά αυξημένες τιμές των διατμητικών τάσεων.

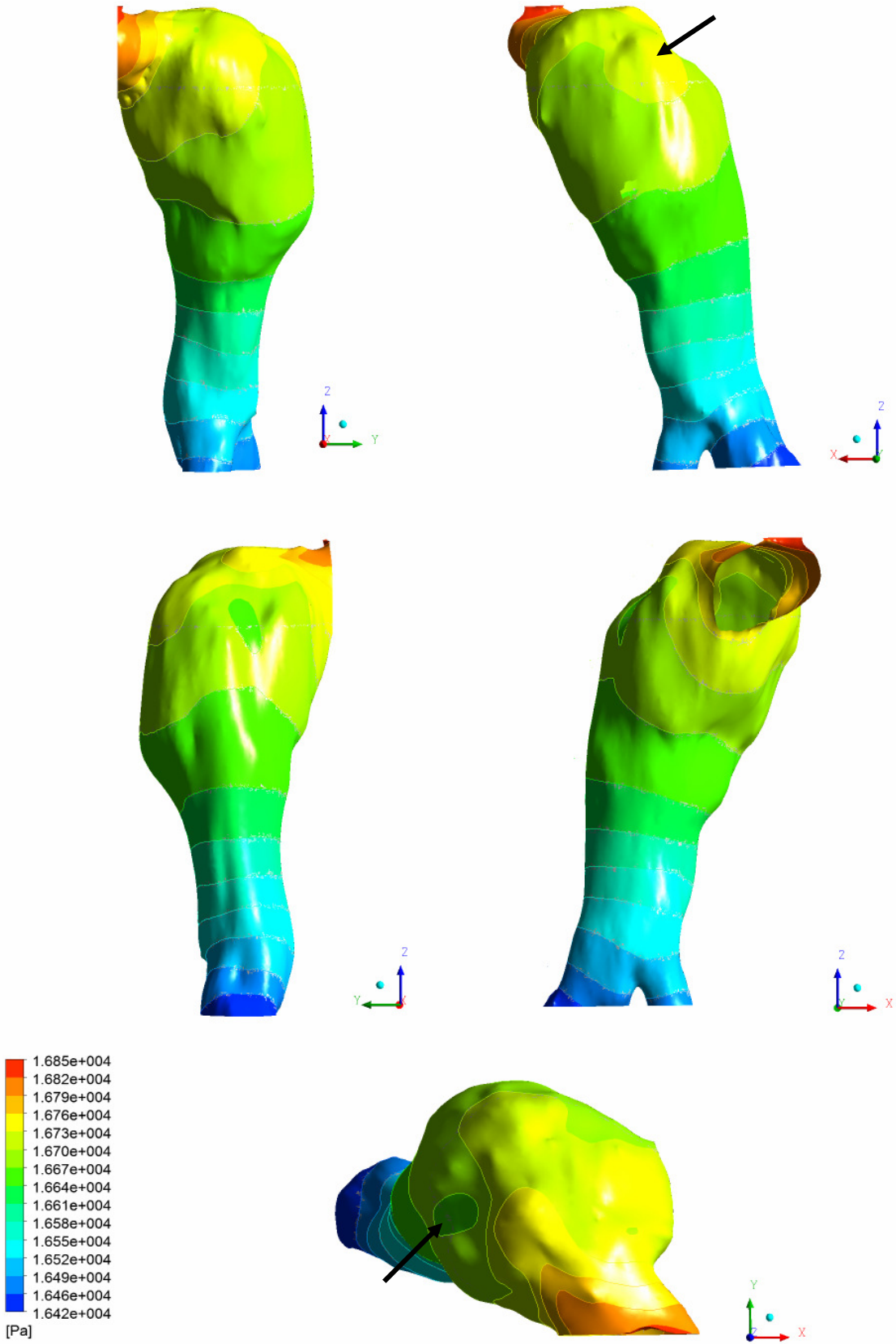
Αντίστοιχα τη χρονική στιγμή $t_6 = 0.78s$, παρατηρείται πλέον οι ελάχιστες διατμητικές τάσεις έχουν μετακινηθεί στη πίσω πλευρά του ανευρύσματος από την μπροστινή που βρίσκονταν κατά τη φάση της επιβράδυνσης. Επίσης παρατηρούνται μέσες τιμές διατμητικής τάσης στο μπροστινό τμήμα του αγγείου, οι οποίες μπορεί να συνδέονται με την μετακίνηση της δινών από τη πίσω πλευρά του αγγείου προς τη μπροστινή κατά αυτή τη φάση του καρδιακού κύκλου.

Από τα παραπάνω αποτελέσματα συμπεραίνεται ότι γενικά στη περιοχή του σάκου του ανευρύσματος, όπου λαμβάνουν χώρα τα περισσότερα φαινόμενα ανακυκλοφοριών και δινών της ροής, η διατμητική τάση παραμένει γενικά σε πολύ χαμηλά επίπεδα, χωρίς να ξεπερνάει το 1 Pa σε όλο τον καρδιακό κύκλο, ενώ σε πολλές περιπτώσεις παρατηρήθηκαν μηδενικά επίπεδα τάσης. Αντίθετα στη περιοχή όπου η διάμετρος του αυλού ροής μειώνεται προς τη κατεύθυνση των λαγονίων αρτηριών, παρατηρήθηκε πολύ μεγαλύτερο εύρος τιμών.

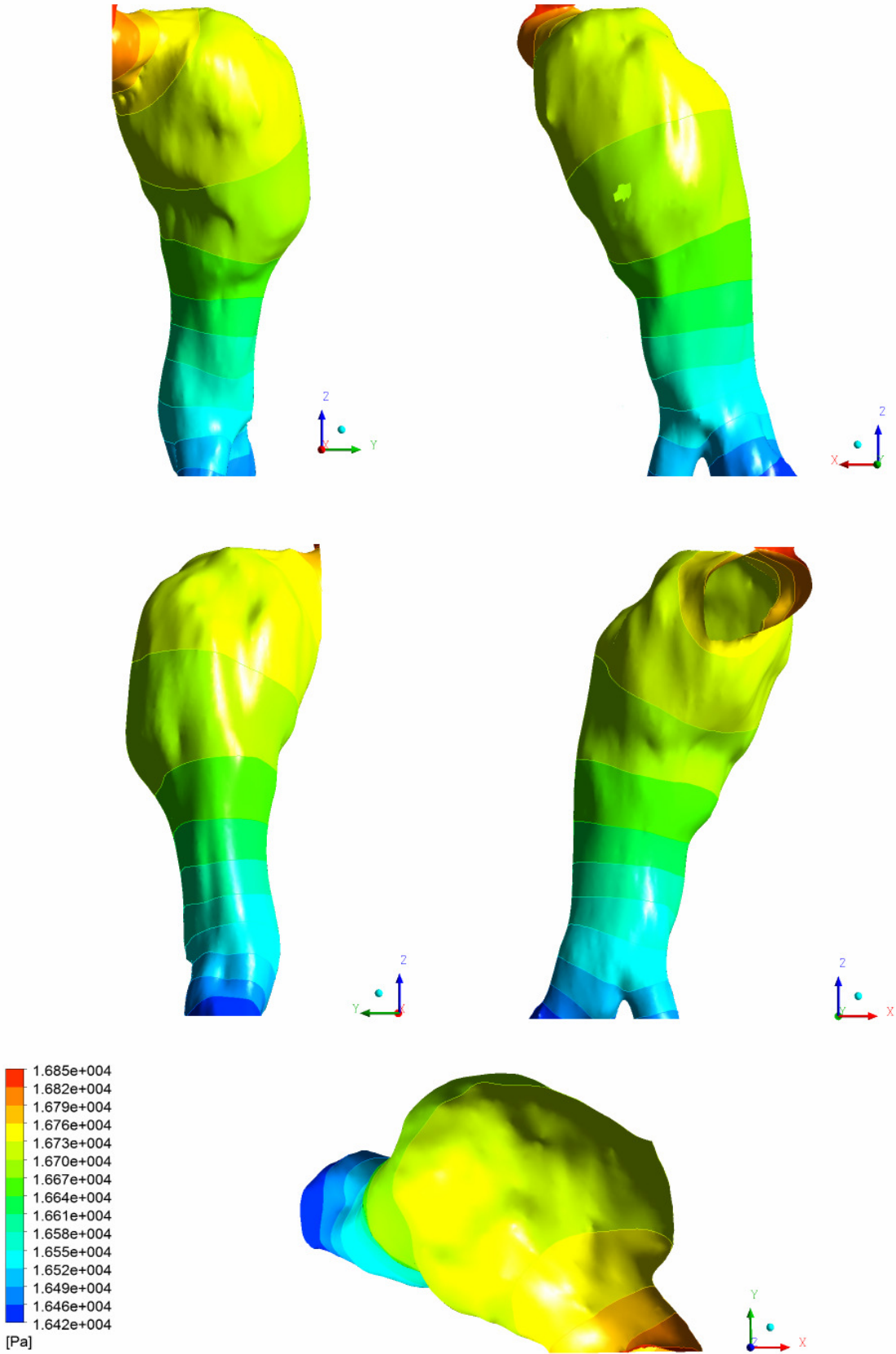
Στην αρχή του καρδιακού κύκλου όπως και στη φάση της διαστολής η διατμητική τάση σε αυτή τη περιοχή παίρνει πολύ χαμηλές τιμές, ενώ αντίθετα κατά τη φάση της συστολής εντοπίζονται οι υψηλότερες τιμές διατμητικής τάσης μέσα στο ανεύρυσμα. Σημειώνεται ότι σε αυτή τη περιοχή εντοπίζεται από τις εικόνες αξονικών τομογραφιών, η μεγαλύτερη μάζα της αθηρωματικής πλάκας και αρτηριακής θρόμβωσης.



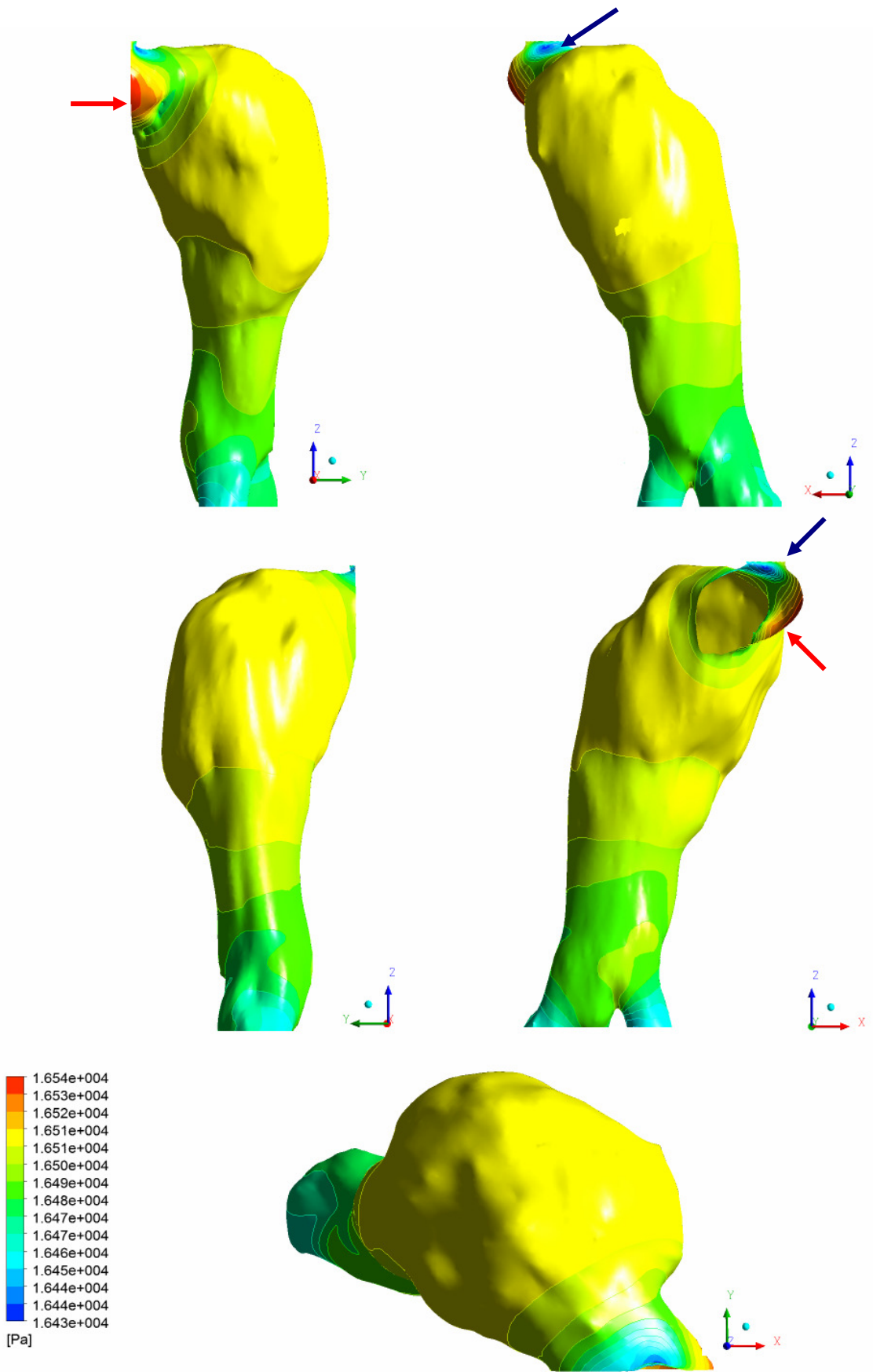
Εικόνα Παρουσίαση της περιοχής για την οποία υπολογίζονται οι πιέσεις και διατμητικές τάσεις στο ανεύρυσμα



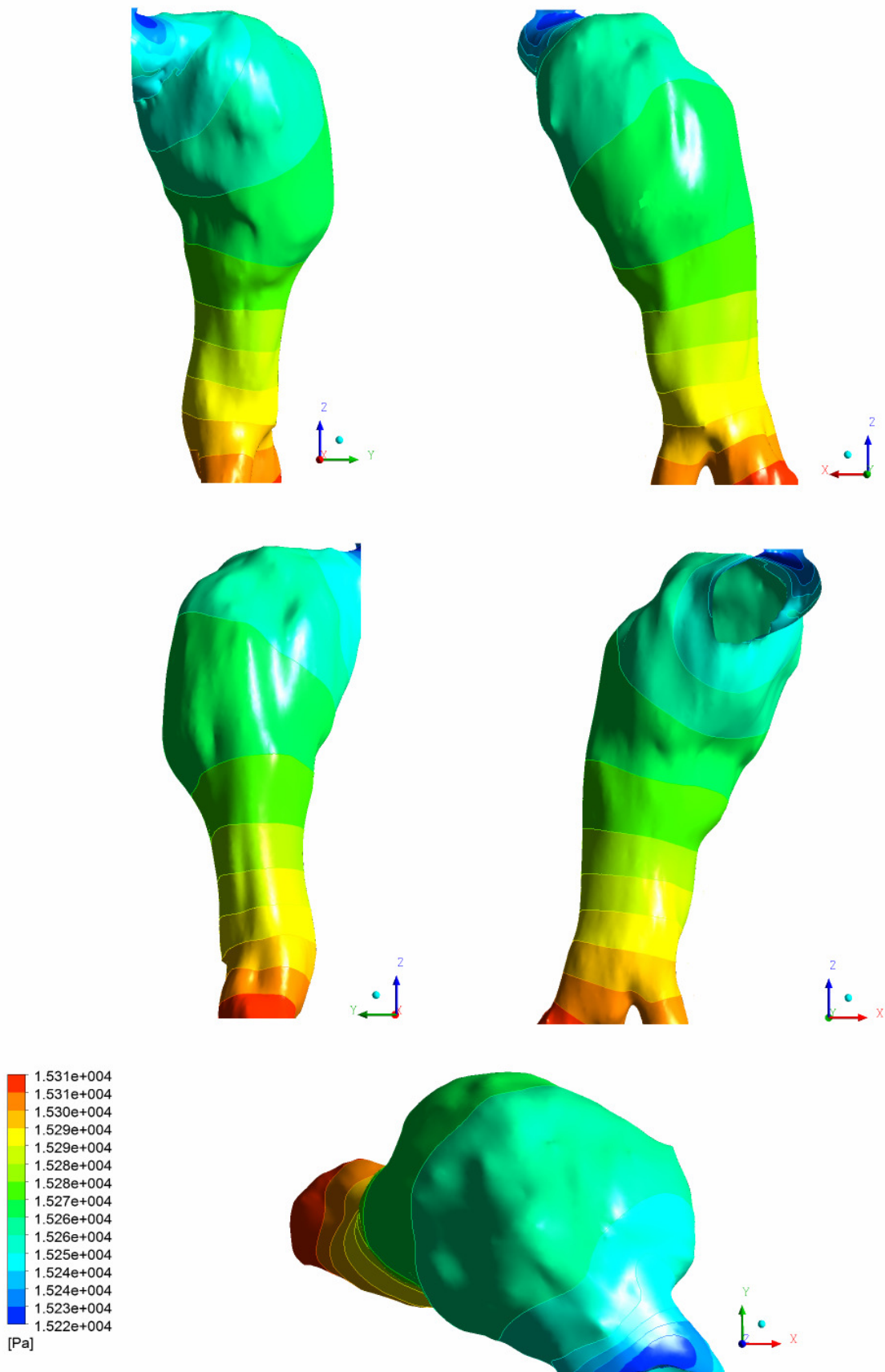
Εικόνα 131 Όψεις x , y , $-x$, $-y$ και z , κατανομής πιέσεων στο ανεύρυσμα για τη χρονική στιγμή $t_1 = 0s$



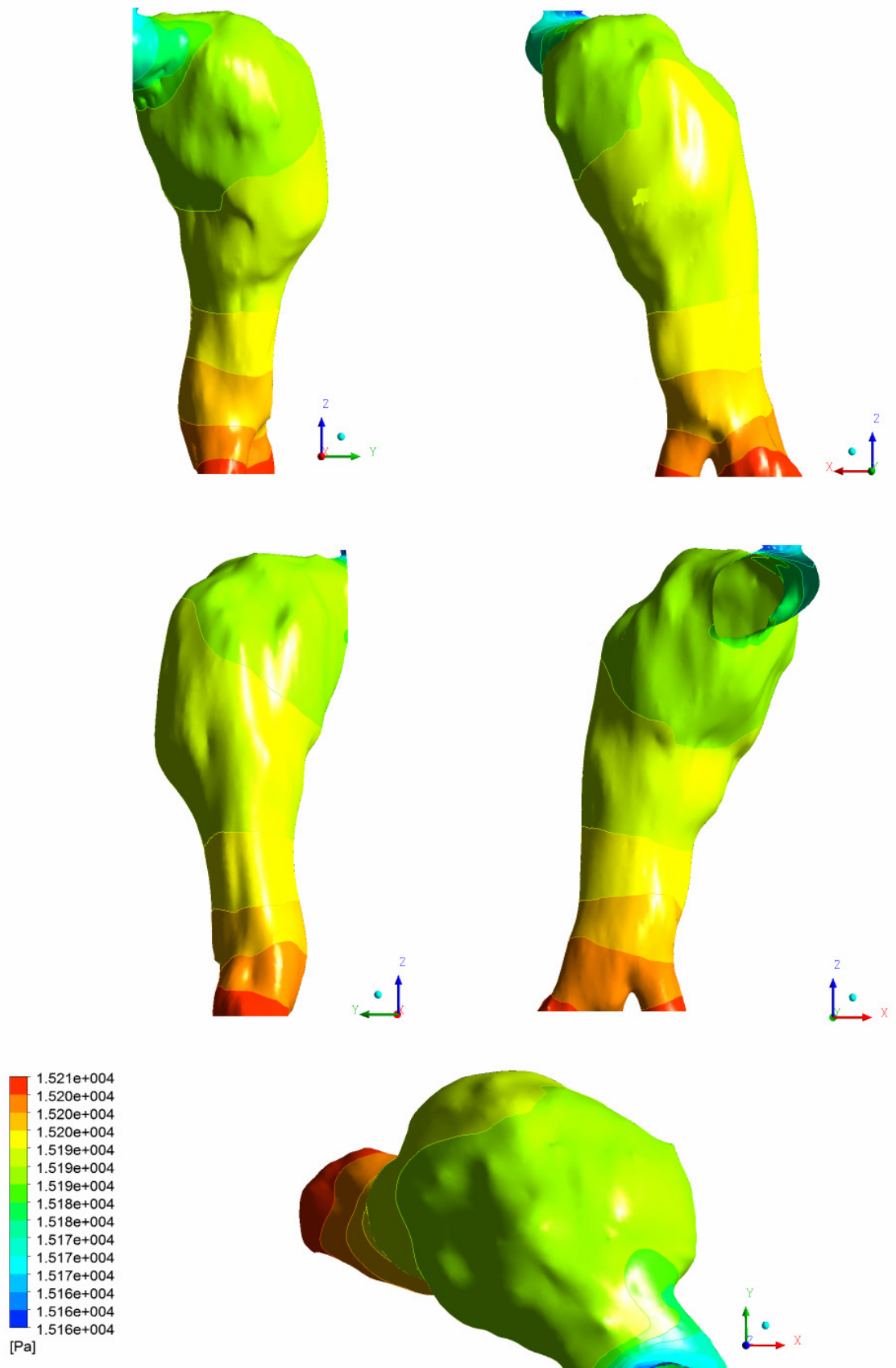
Εικόνα 132 Όψεις x , y , $-x$, $-y$ και z , κατανομής πιέσεων στο ανεύρυσμα για τη στιγμή $t_2 = 0.24s$



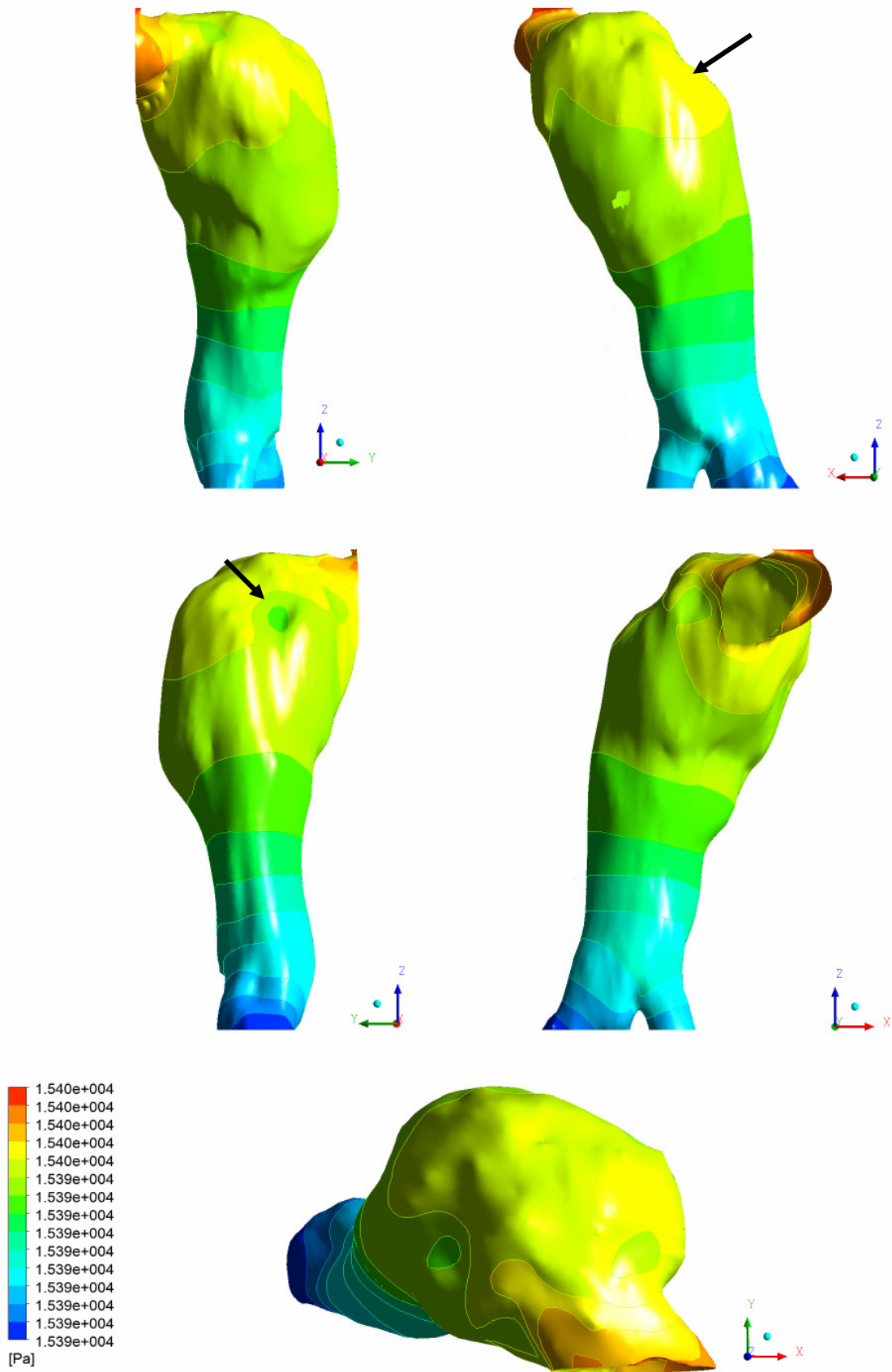
Εικόνα 133 Όψεις x , y , $-x$, $-y$ και z , κατανομής πιέσεων στο ανεύρυσμα για τη στιγμή $t_3 = 0.32s$



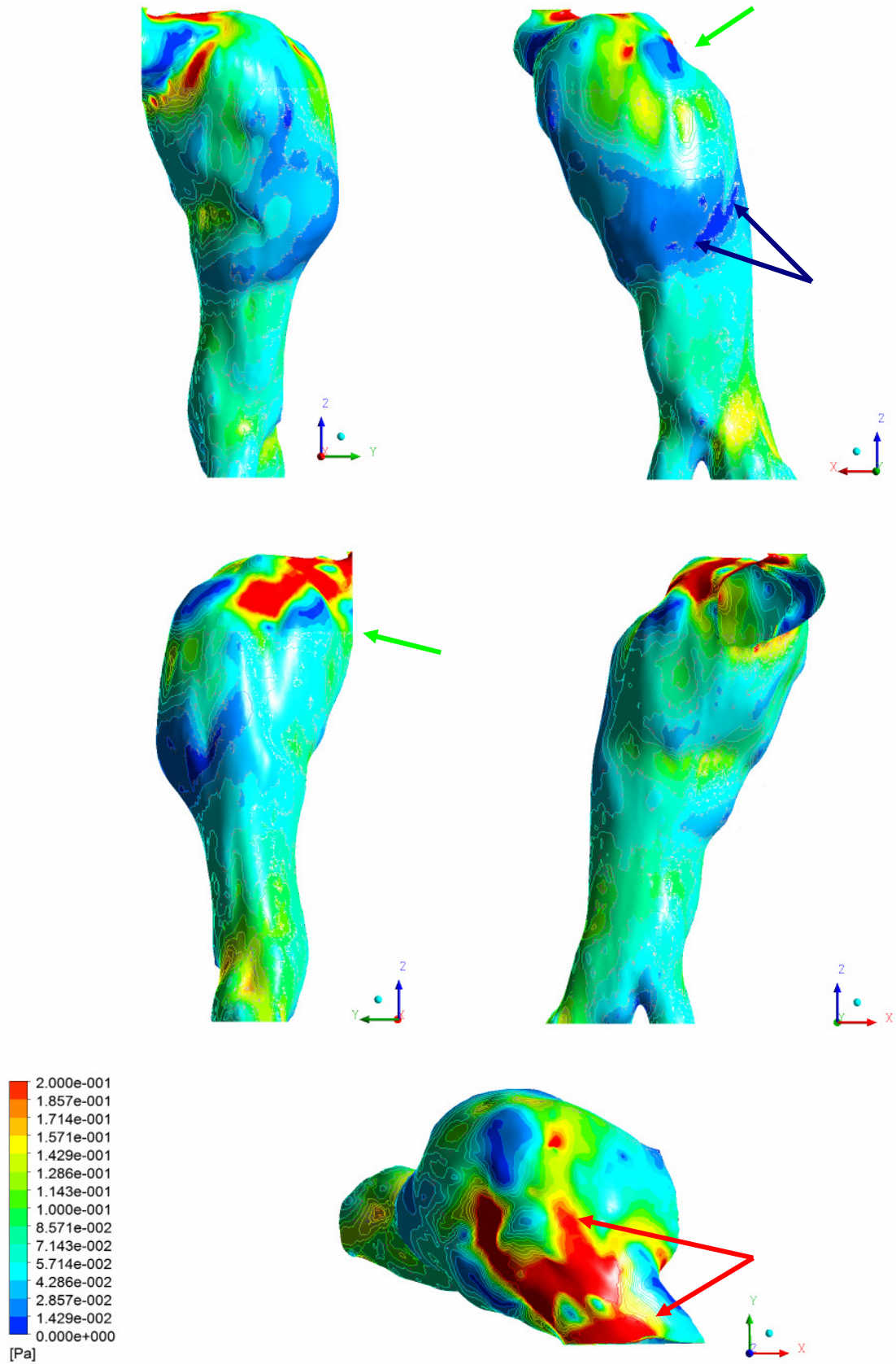
Εικόνα 134 Όψεις x , y , $-x$, $-y$ και z , κατανομής πιέσεων στο ανεύρυσμα για τη στιγμή $t_4 = 0.44s$



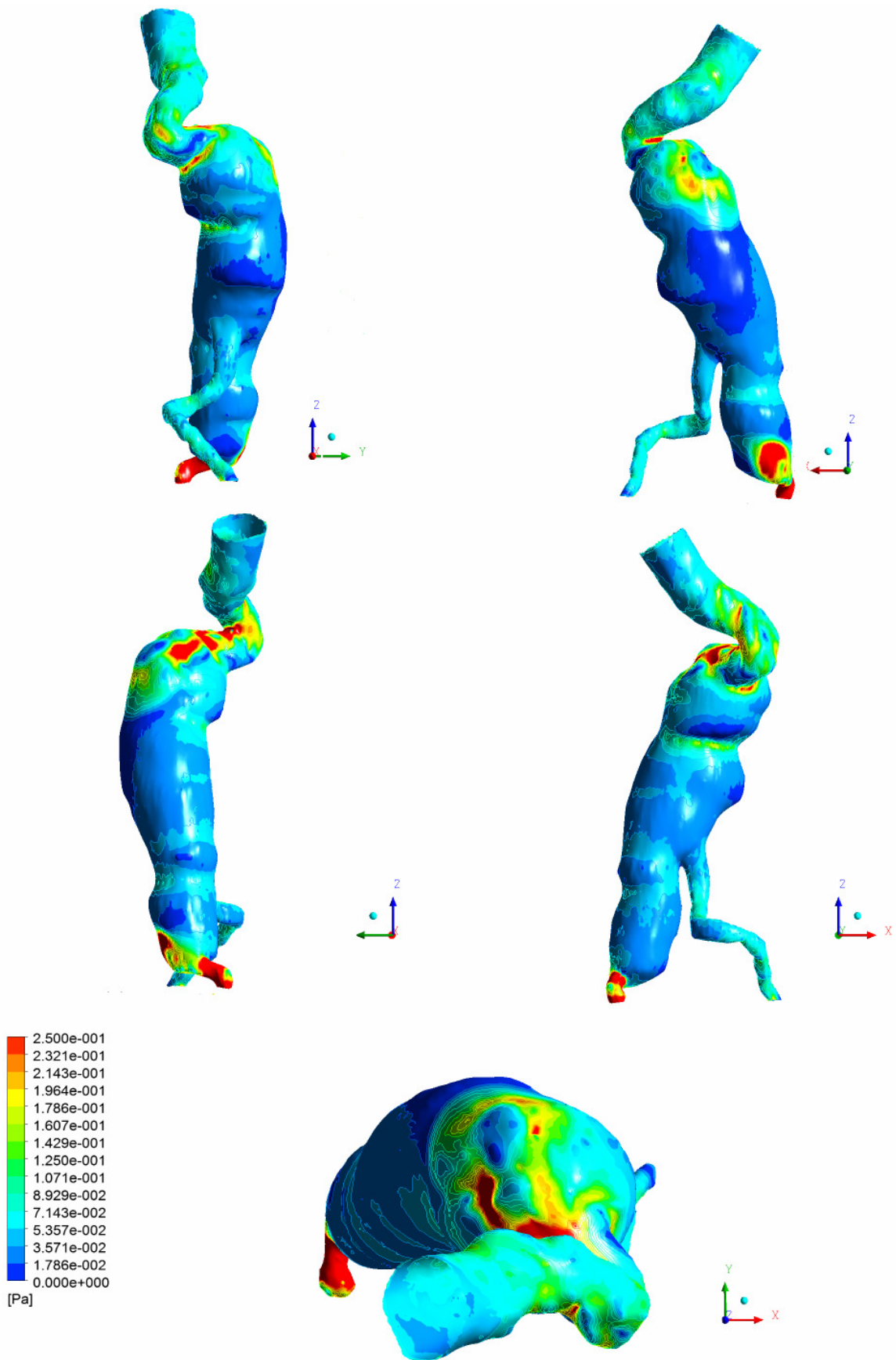
Εικόνα 135 Όψεις x , y , $-x$, $-y$ και z , κατανομής πιέσεων στο ανεύρυσμα για τη στιγμή $t_5 = 0.54s$



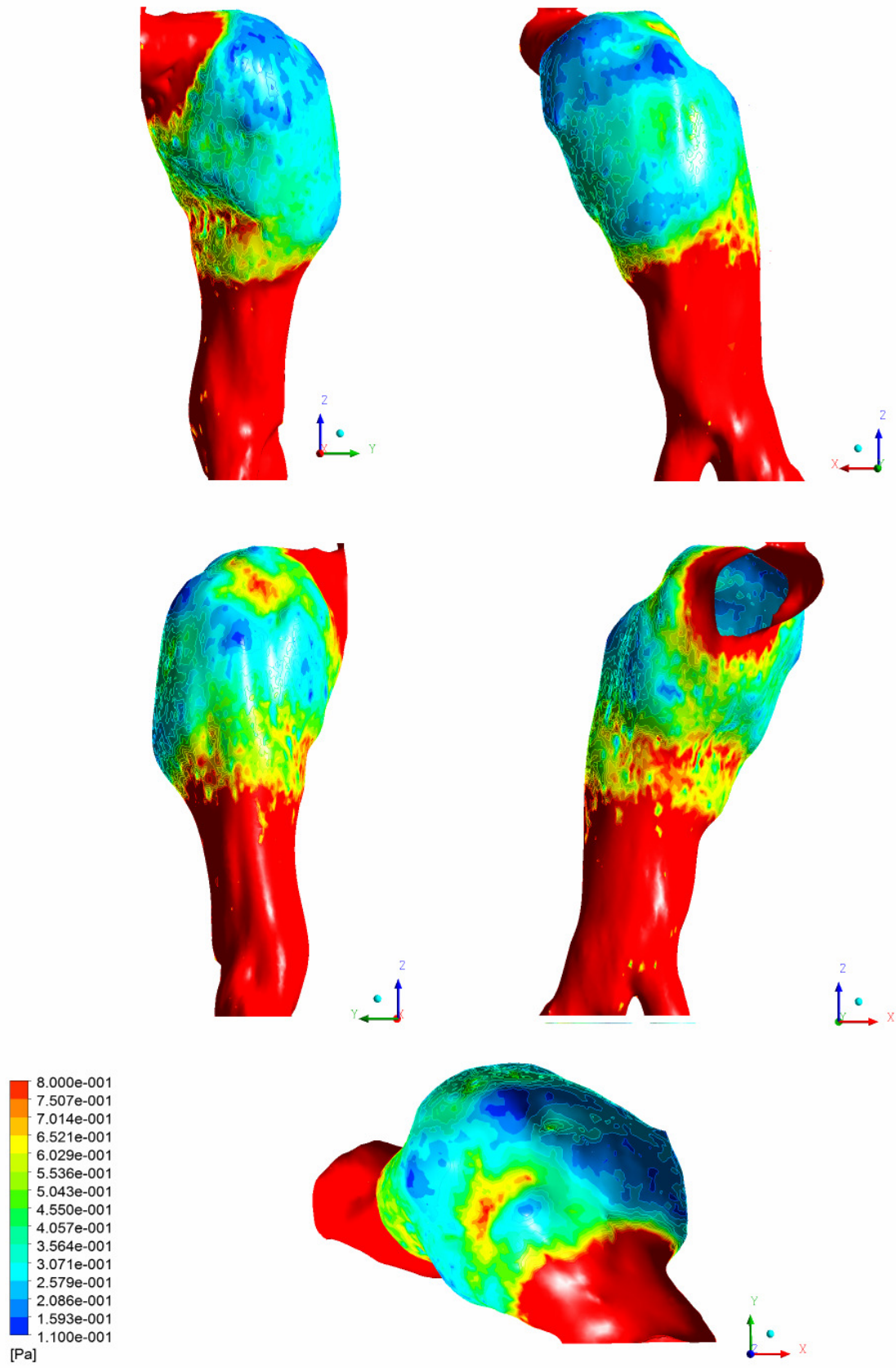
Εικόνα 136 Όψεις x , y , $-x$, $-y$ και z , κατανομής πιέσεων στο ανεύρυσμα για τη στιγμή $t_6 = 0.78s$



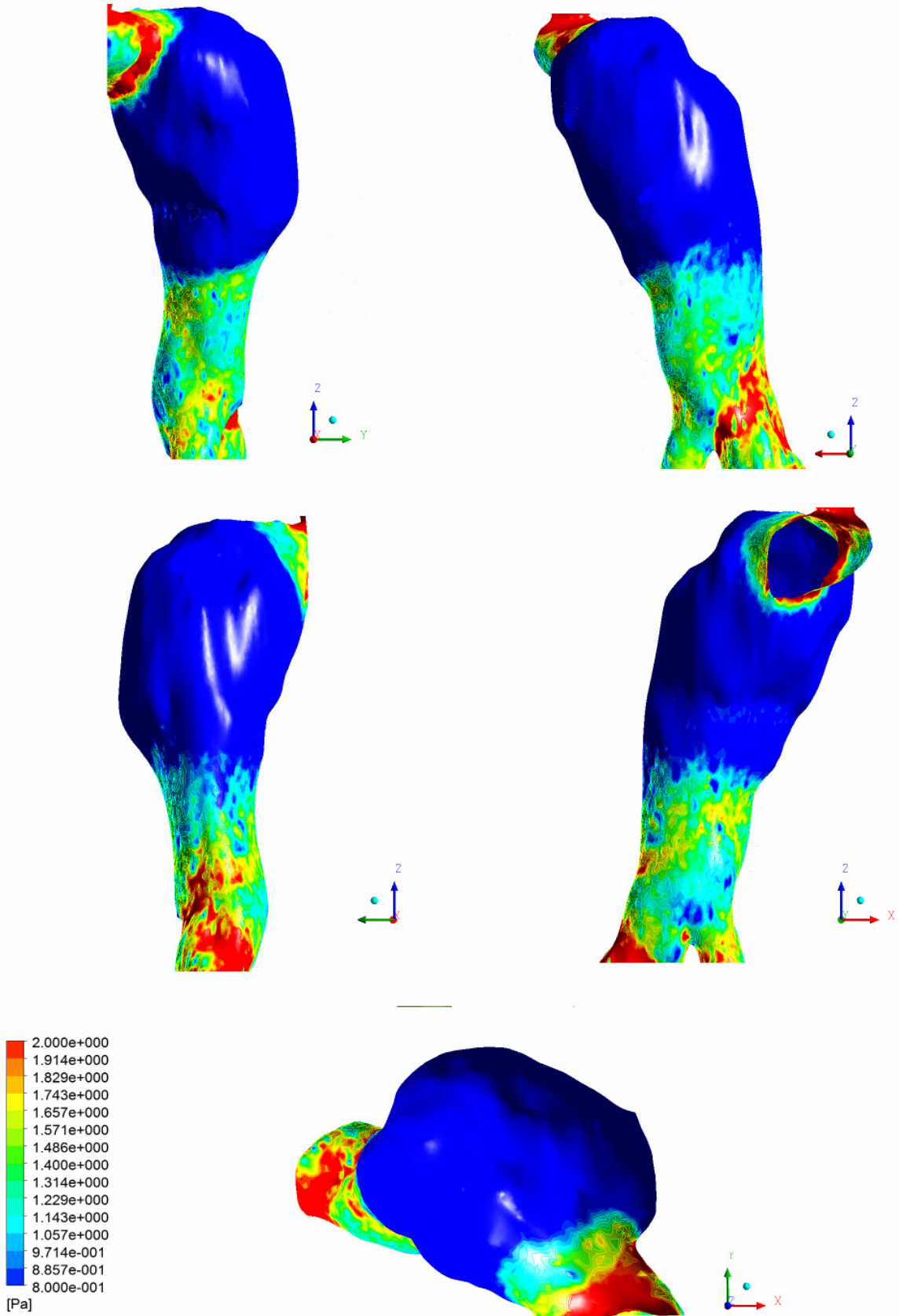
Εικόνα 137 Όψεις x , y , $-x$, $-y$ και z , κατανομής διαμητικών τάσεων στο ανεύρυσμα. $t_1 = 0s$



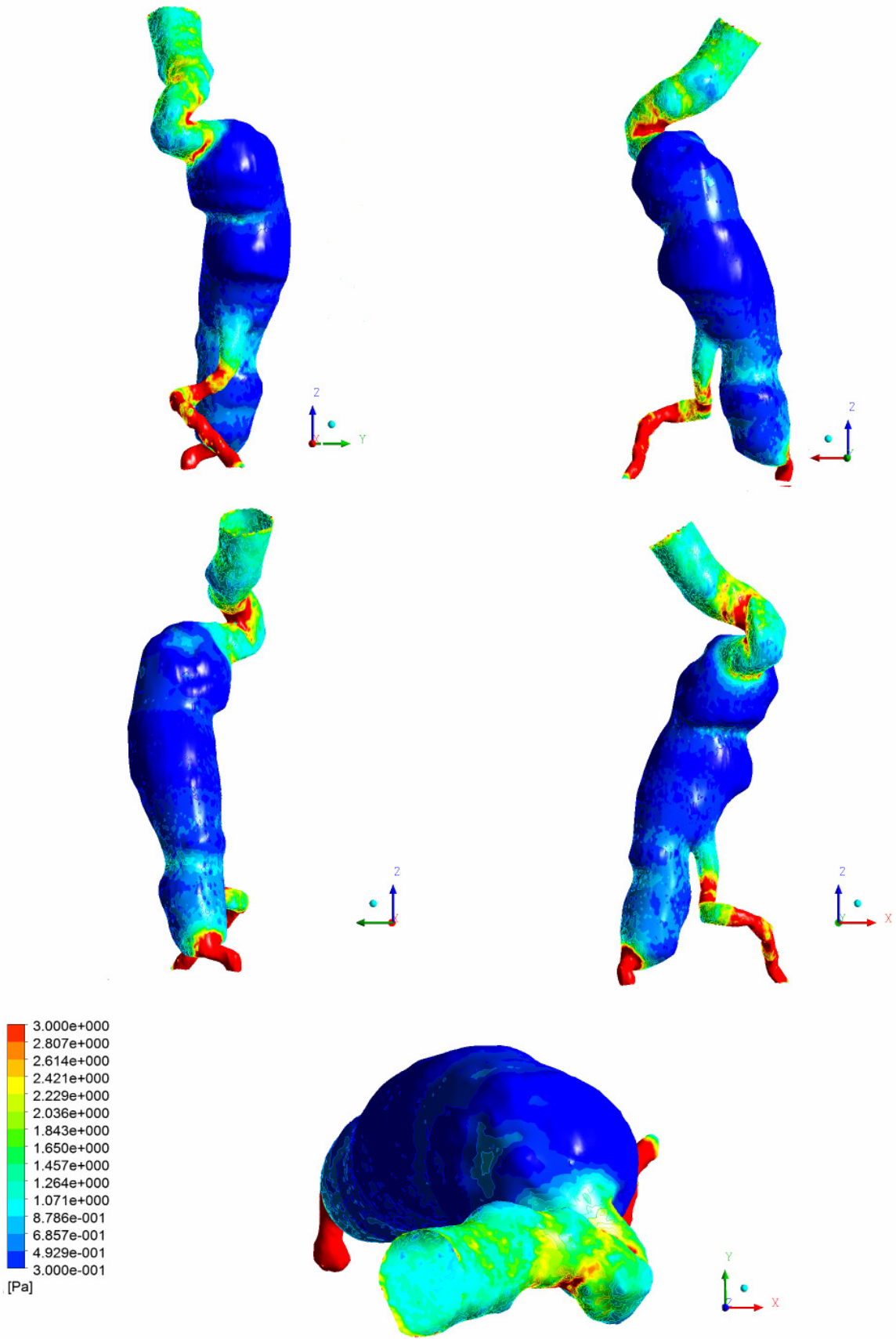
Εικόνα 138 Όψεις, κατανομής διατμητικών τάσεων στο μοντέλο θεωρητικού ανευρύσματος. $t_1 = 0s$



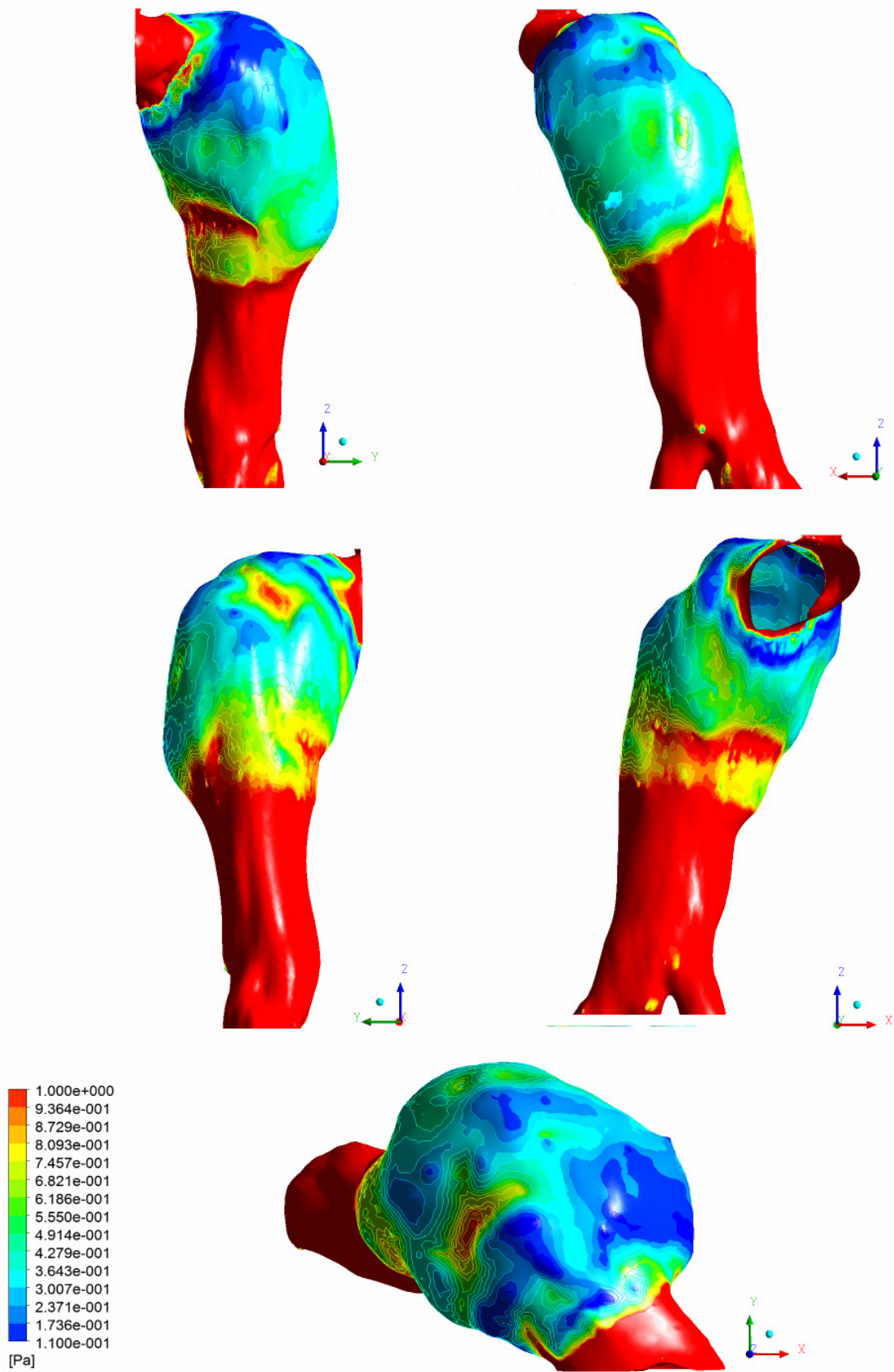
Εικόνα 139 Όψεις κατανομής ελάχιστων διατμητικών τάσεων στο ανεύρυσμα. $t_2 = 0.24s$



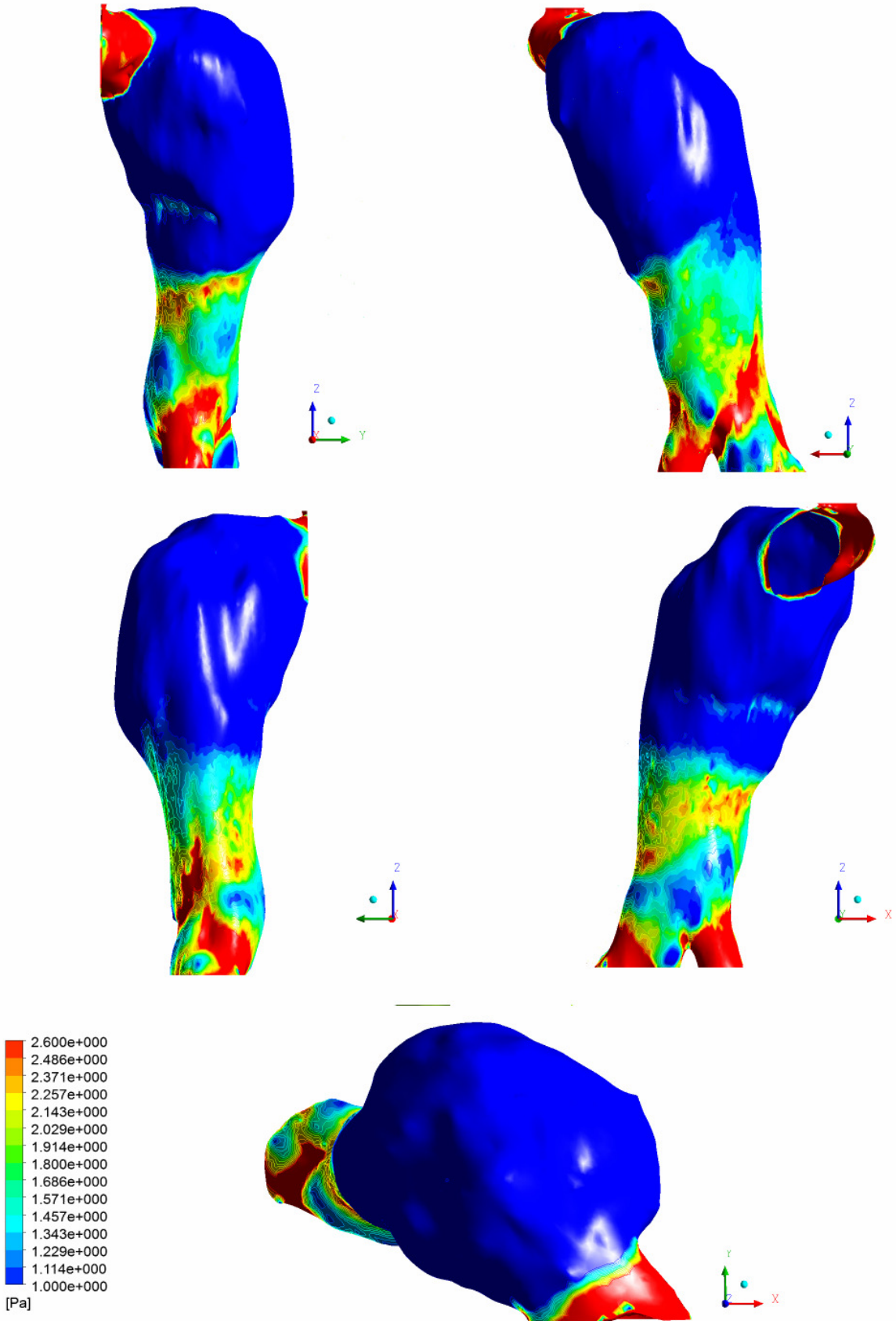
Εικόνα 140 Όψεις κατανομής μέγιστων διατμητικών τάσεων στο ανεύρυσμα. $t_2 = 0.24s$



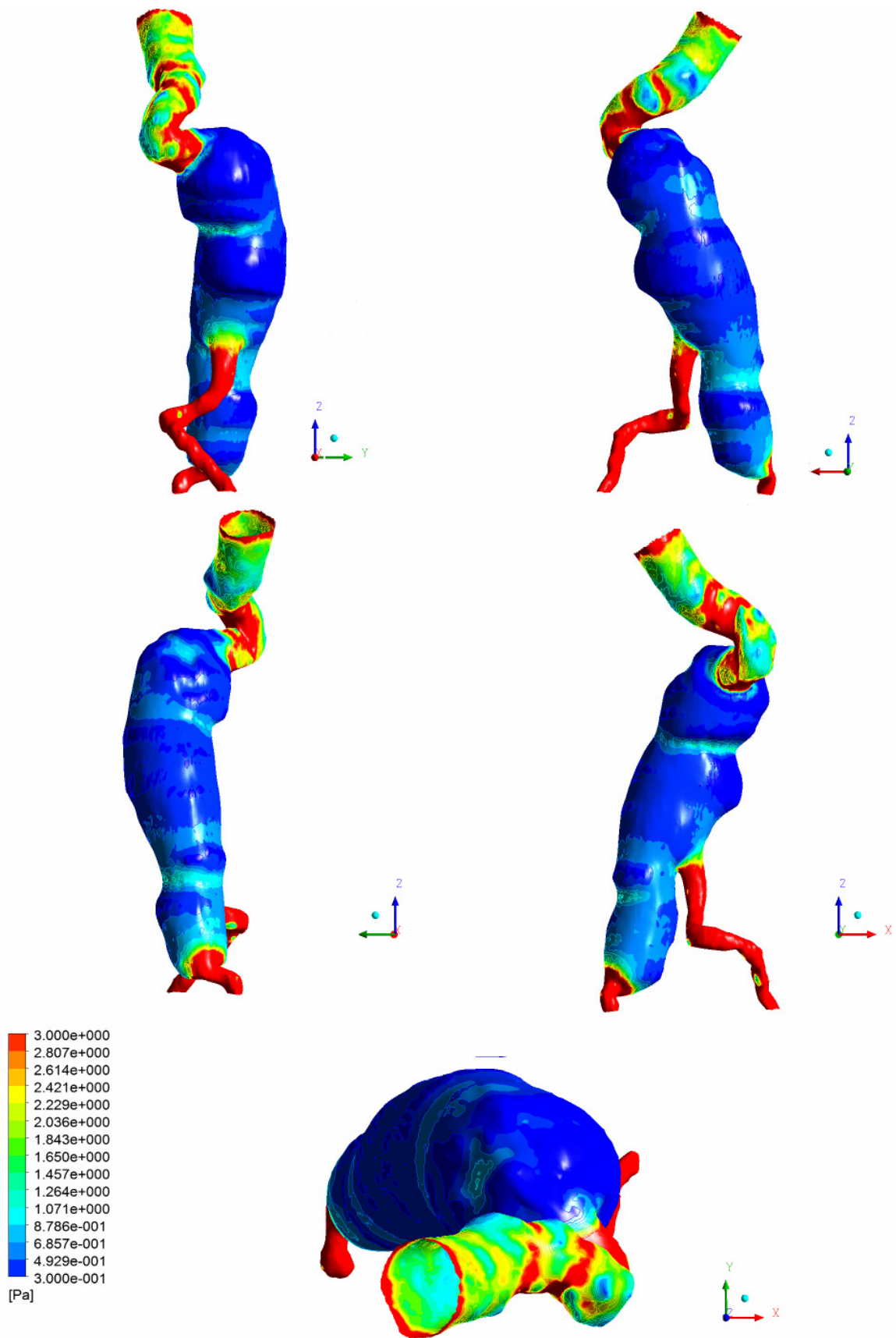
Εικόνα 141 Όψεις, κατανομής διατμητικών τάσεων στο μοντέλο θεωρητικού ανευρύσματος. $t_2 = 0.24s$



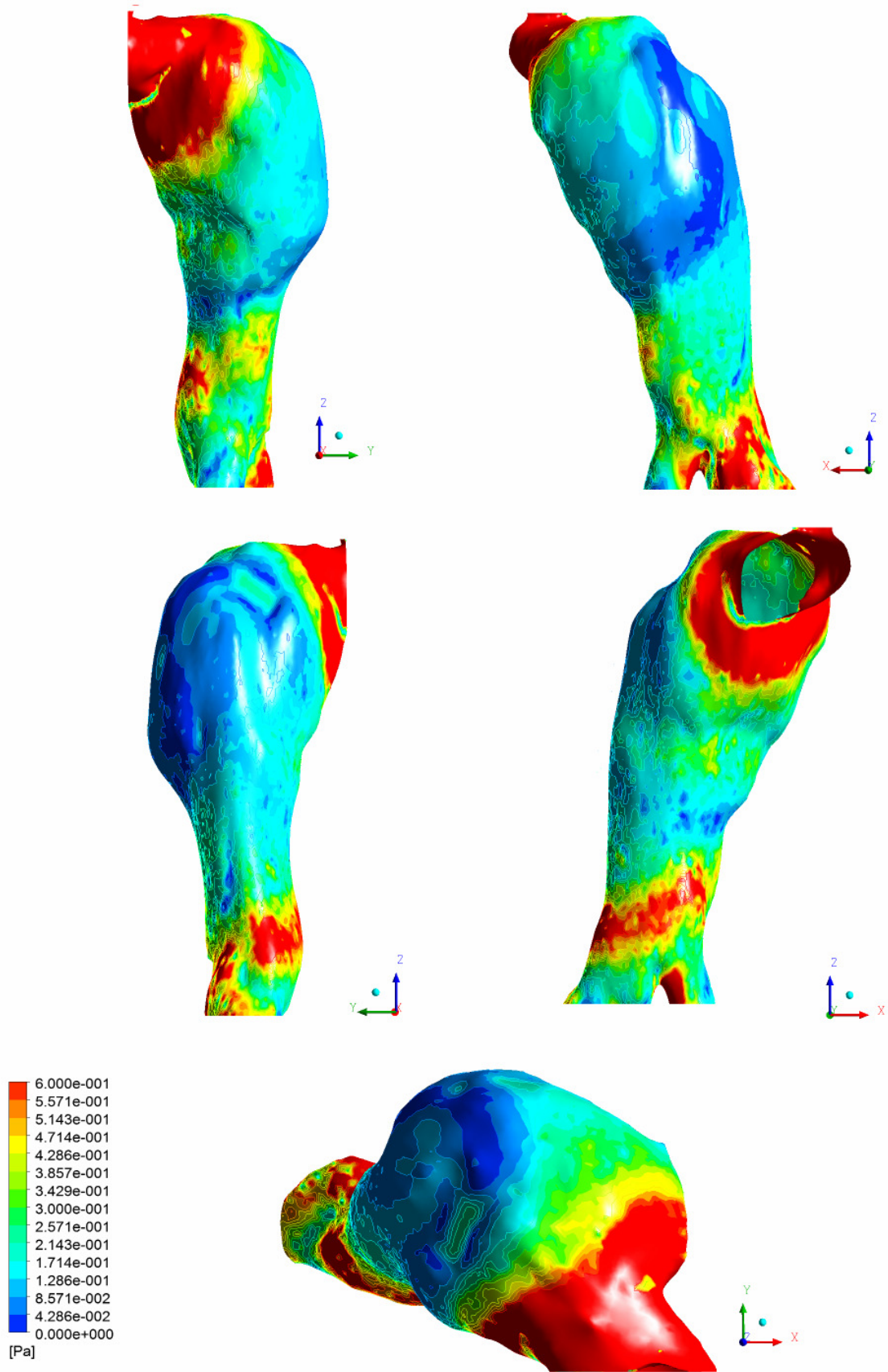
Εικόνα 142 Όψεις κατανομής ελάχιστων διατμητικών τάσεων στο ανεύρυσμα. $t_3 = 0.32s$



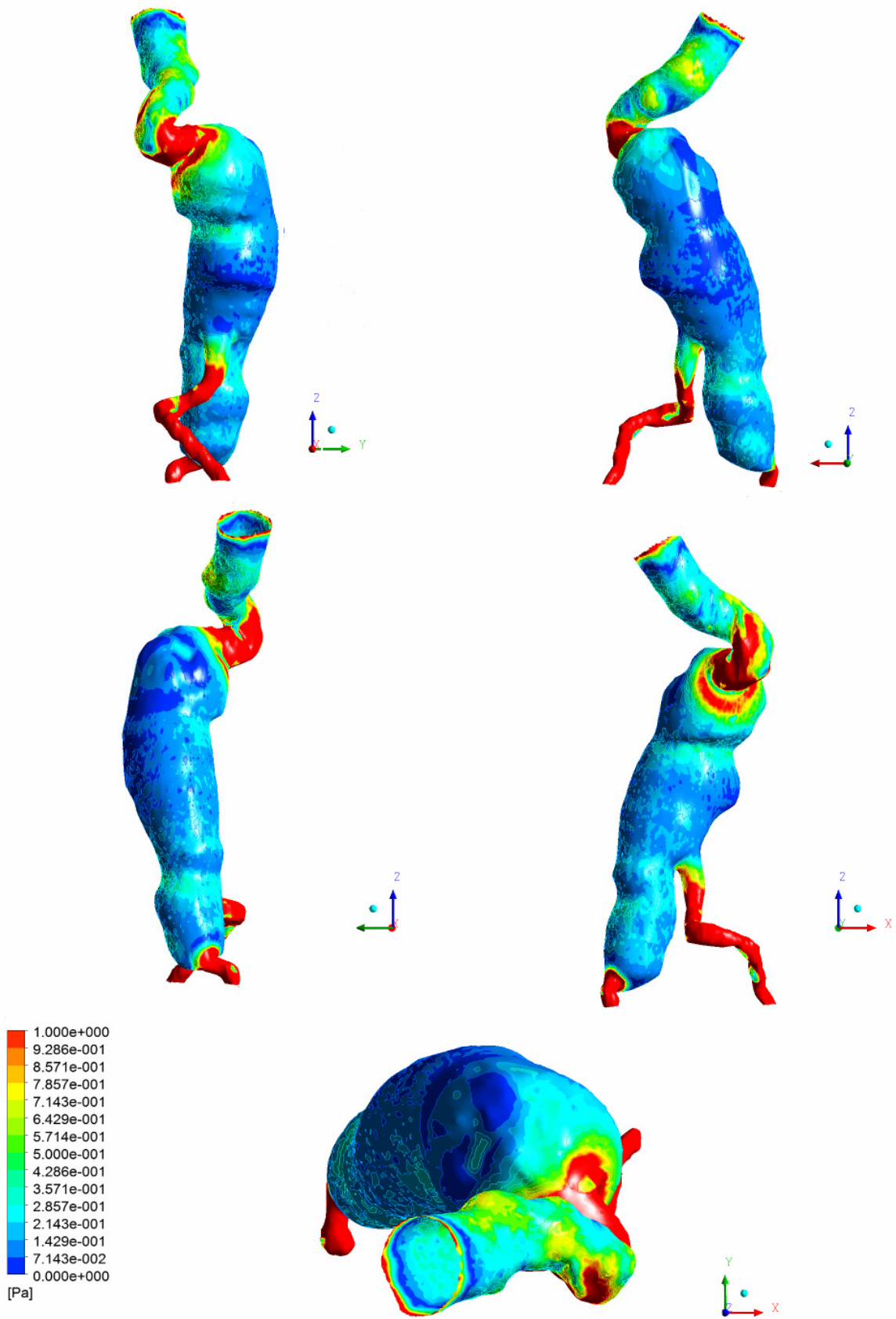
Εικόνα 143 Όψεις κατανομής μέγιστων διατμητικών τάσεων στο ανεύρυσμα. $t_3 = 0.32s$



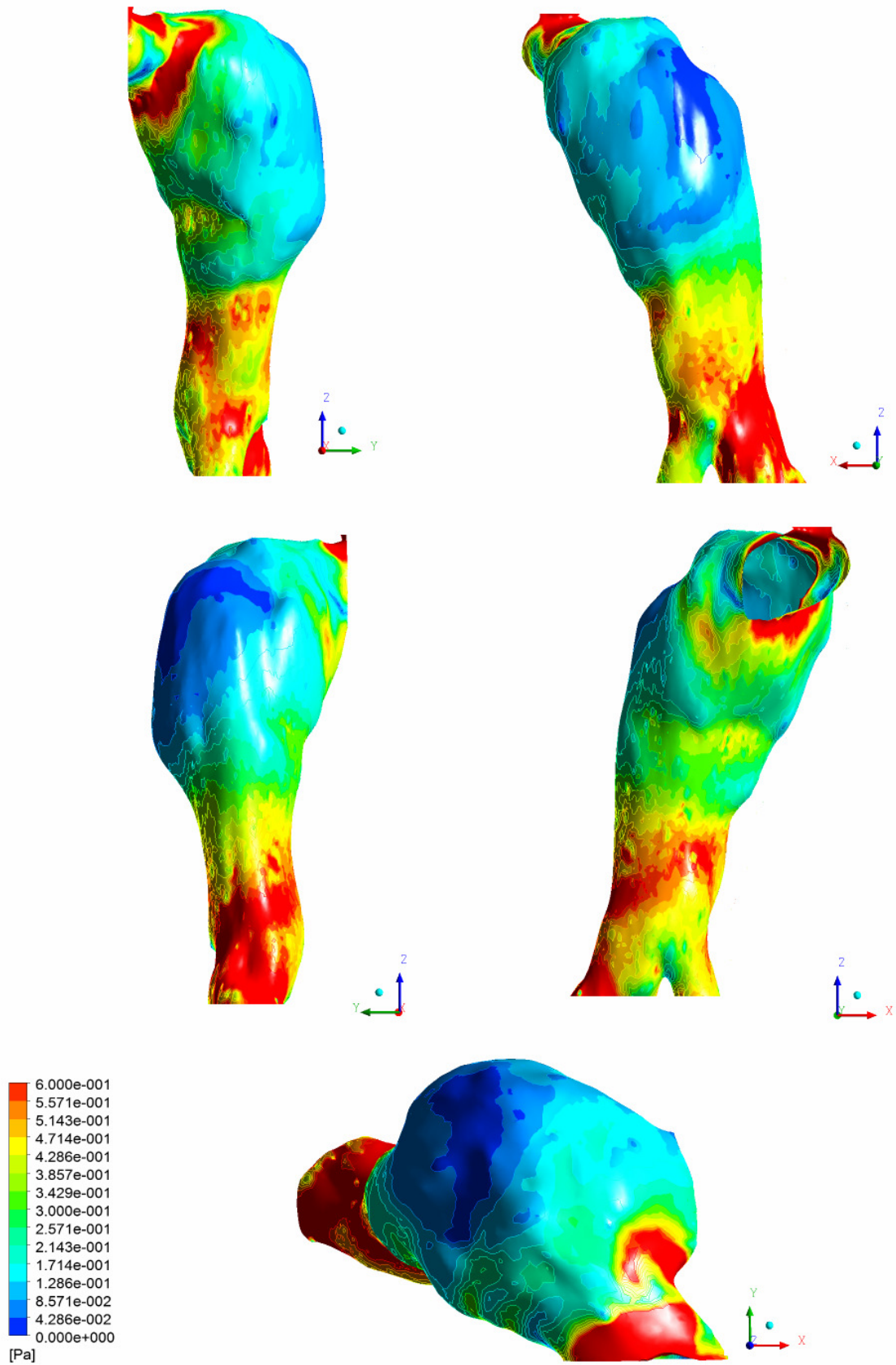
Εικόνα 144 Όψεις, κατανομής διατμητικών τάσεων στο μοντέλο θεωρητικού ανευρύσματος. $t_3 = 0.32s$



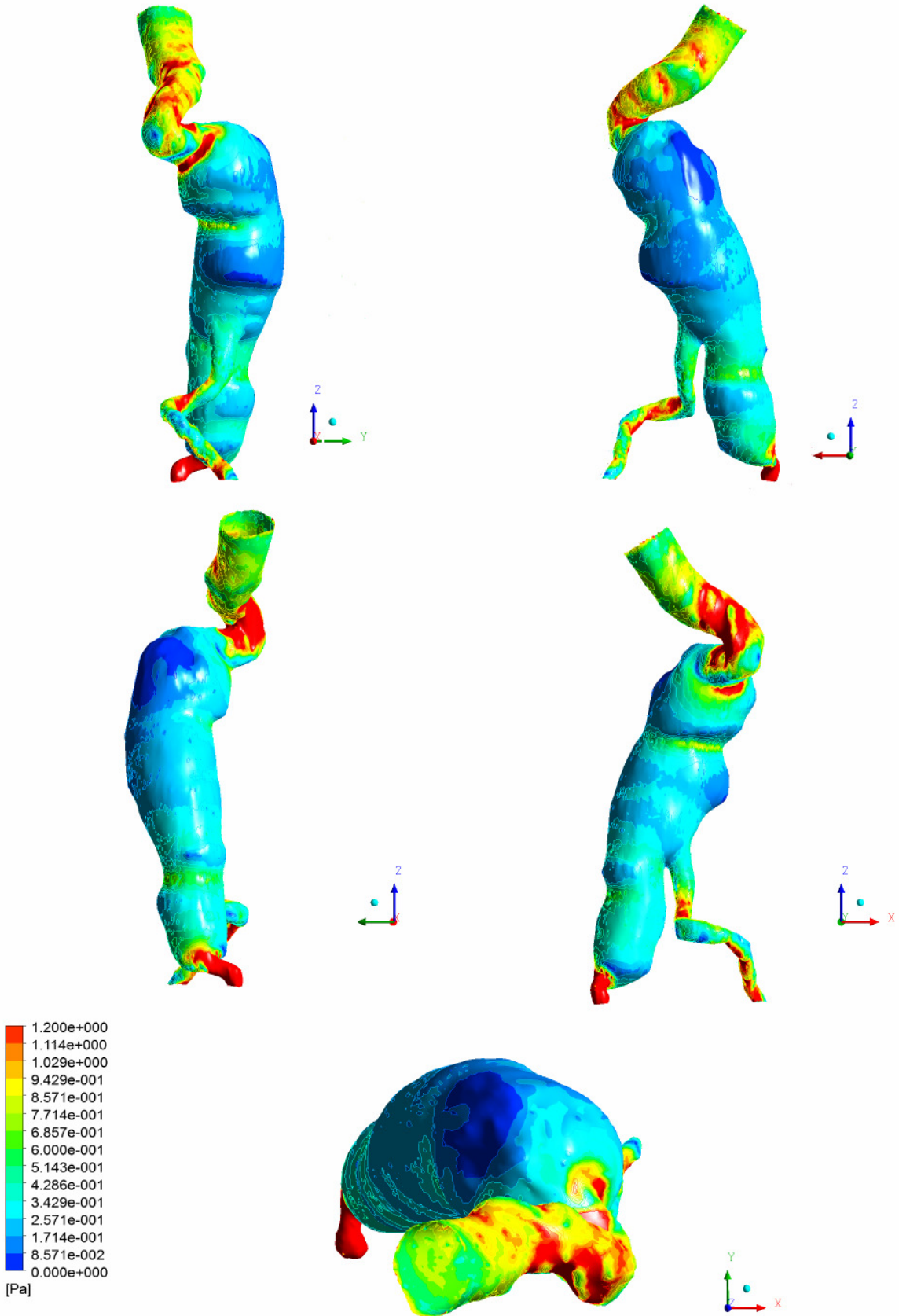
Εικόνα 145 Όψεις x , y , $-x$, $-y$ και z , κατανομής διαμηθικών τάσεων στο ανεύρυσμα. $t_4 = 0.44s$



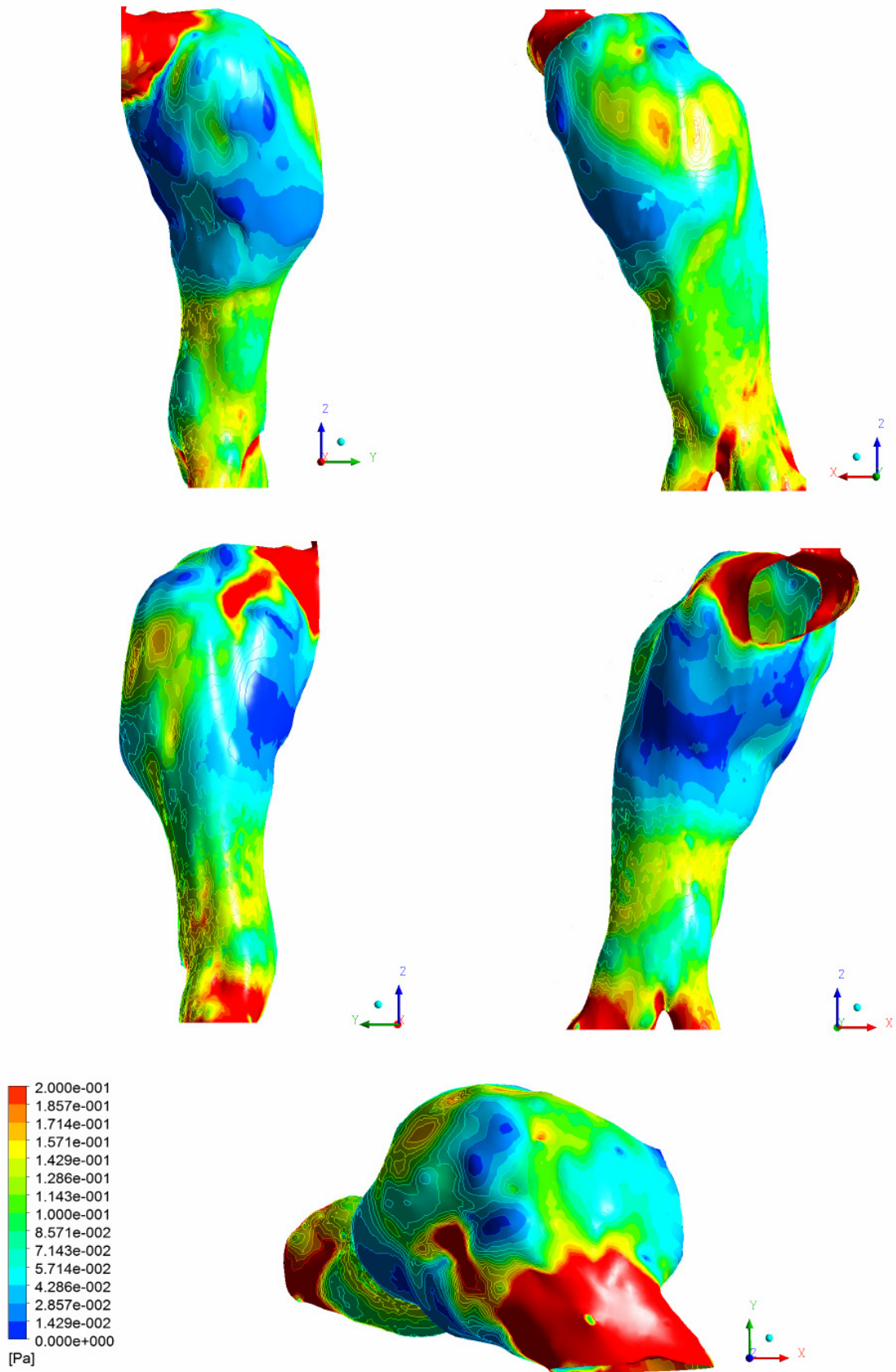
Εικόνα 146 Όψεις, κατανομής διατμητικών τάσεων στο μοντέλο θεωρητικού ανευρύσματος. $t_4 = 0.44s$



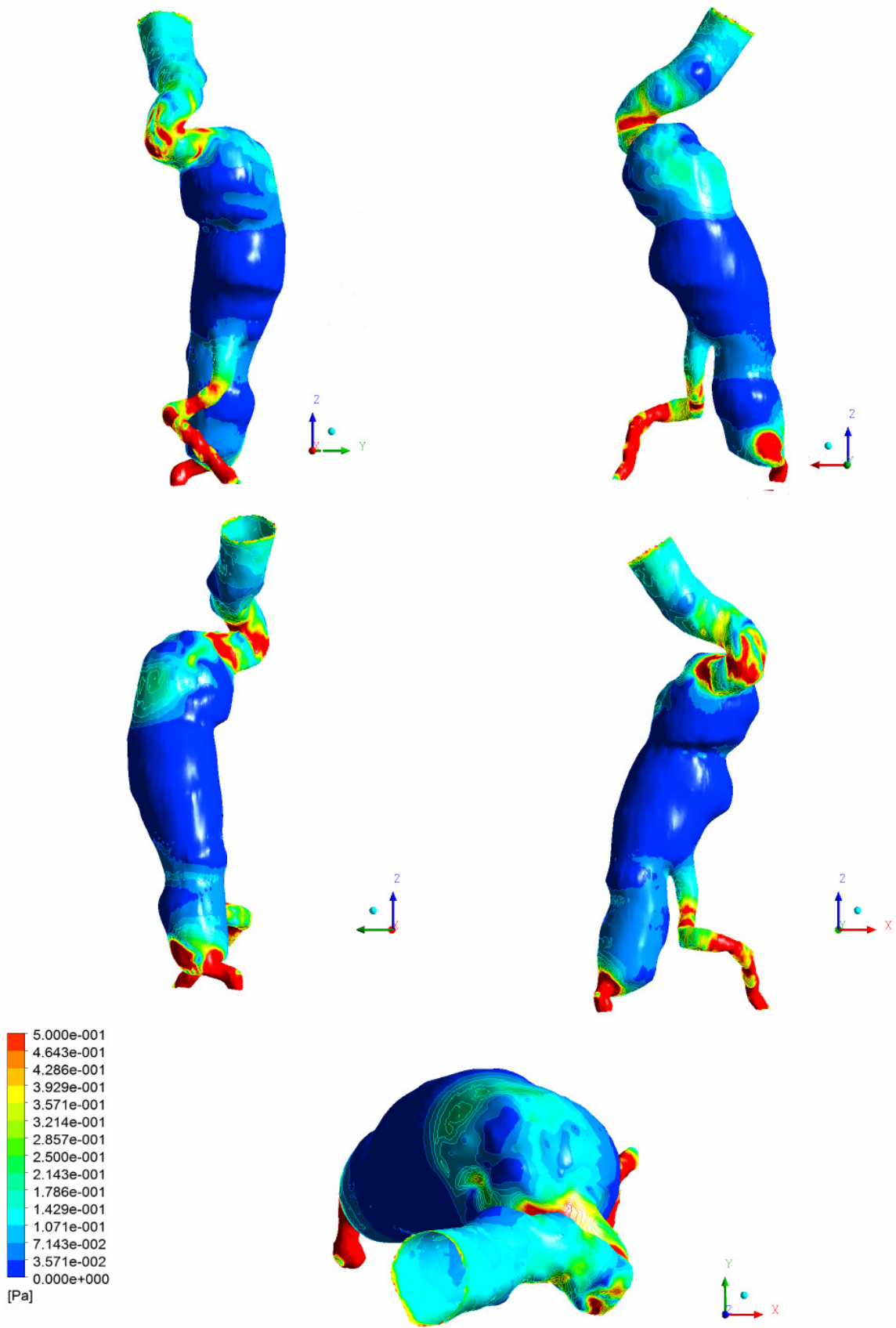
Εικόνα 147 Όψεις x , y , $-x$, $-y$ και z , κατανομής διαμηθικών τάσεων στο ανεύρυσμα. $t_s = 0.54s$



Εικόνα 148 Όψεις, κατανομής διατμητικών τάσεων στο μοντέλο θεωρητικού ανευρύσματος. $t_5 = 0.54s$



Εικόνα 149 Όψεις x , y , $-x$, $-y$ και z , κατανομής διαμητικών τάσεων στο ανεύρυσμα. $t_6 = 0.78s$



Εικόνα 150 Όψεις, κατανομής διατμητικών τάσεων στο μοντέλο θεωρητικού ανευρύσματος. $t_6 = 0.78s$

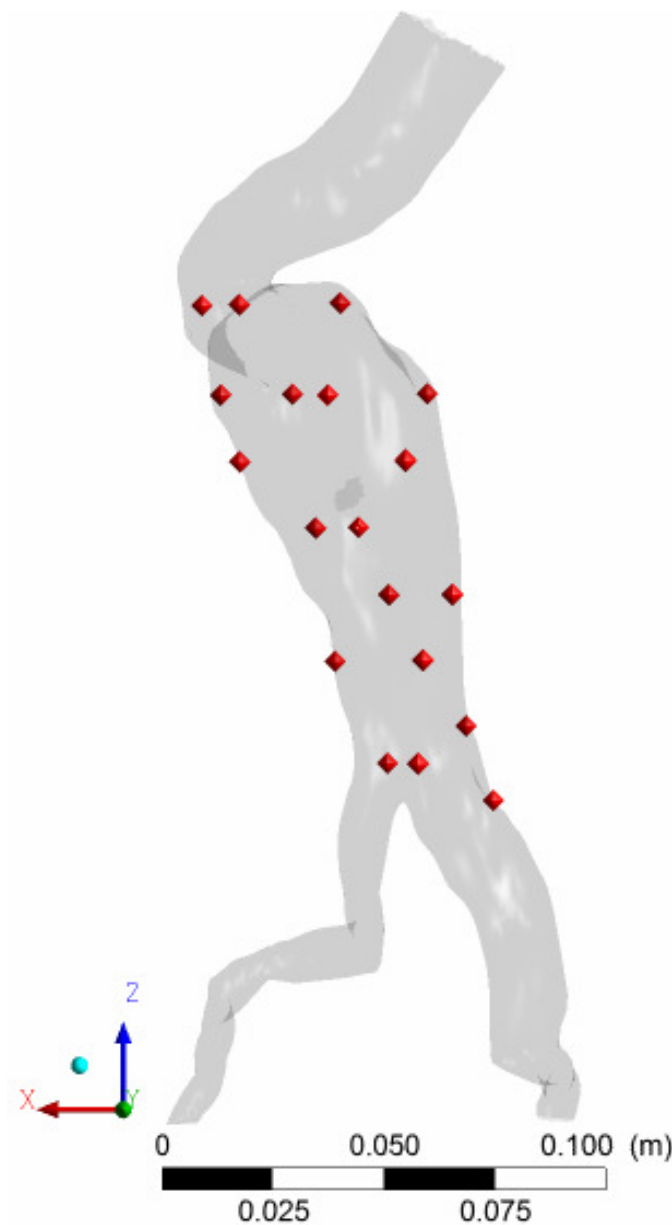
Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα αποτελέσματα από την ανάλυση της κατανομής της διατμητικής τάσης και της ταχύτητας στα διάφορα σημεία του τοιχώματος. Τα σημεία αυτά επιλέχθηκαν έτσι ώστε να παρουσιάζουν ποικιλία στο πάχος της μάζας θρόμβου και αθηρώματος. Σε κάθε σετ σημείων και μετρήσεων παρατίθεται και η εικόνα της αξονικής τομογραφίας που αντιστοιχεί στην τομή όπου βρίσκονται τα σημεία που εξετάζονται. Επίσης αναγράφεται στην εικόνα της αξονικής τομογραφίας το εκάστοτε πάχος της μάζας της θρόμβωσης. Έτσι είναι εύκολη η κατανόηση και για τον πιθανό αντίκτυπο που έχει η διατμητική τάση ή η ταχύτητα στην ανάπτυξη της θρόμβωσης.

Όπως φαίνεται και στα διαγράμματα μπορούν γενικά να εξαχθούν τα παρακάτω συμπεράσματα. Σε όλο το μήκος του ανευρύσματος παρατηρείται ότι τα ανύσματα της διατμητικής τάσης έχουν παλλόμενη ταλαντωτική συμπεριφορά και για τις τρεις συνιστώσες της διατμητικής τάσης. Αυτό σημαίνει ότι εκτός του ότι αλλάζει μέγεθος αλλάζει και η φορά του ανύσματος. Η κίνηση αυτή σε βάθος χρόνου μπορεί να εξασθενήσει τα ενδοθηλιακά κύτταρα του τοιχώματος του αγγείου, καθιστώντας το ευάλωτο είτε στην ανάπτυξη ανευρύσματος είτε στην μόρφωση της αθηροσκλήρωσης στο τοίχωμα του αγγείου.

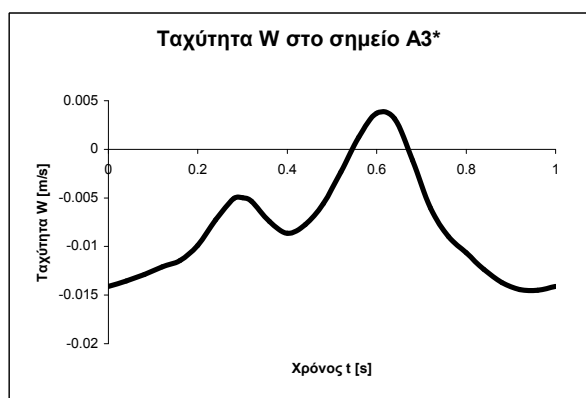
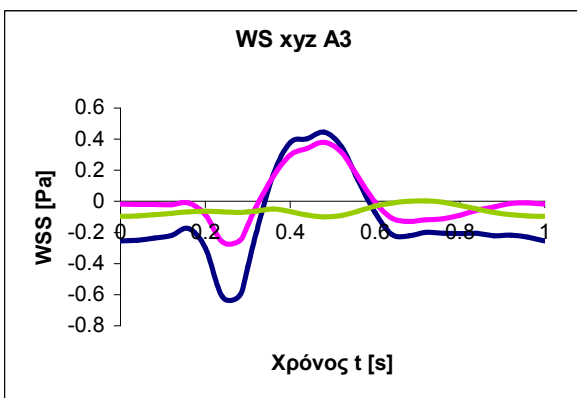
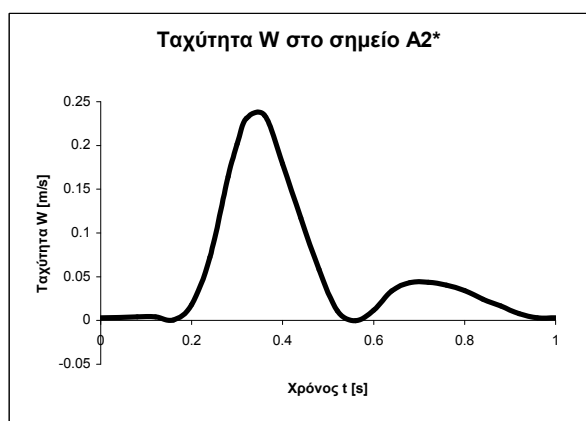
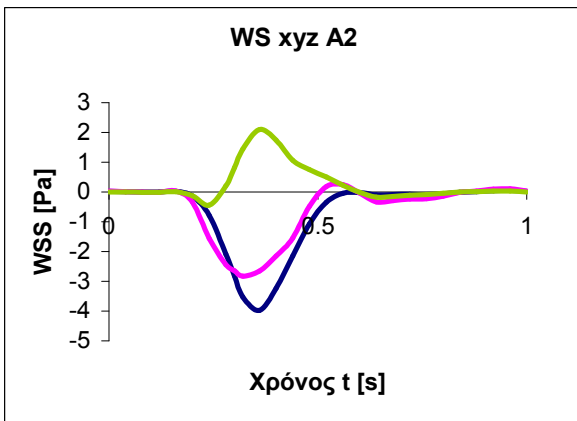
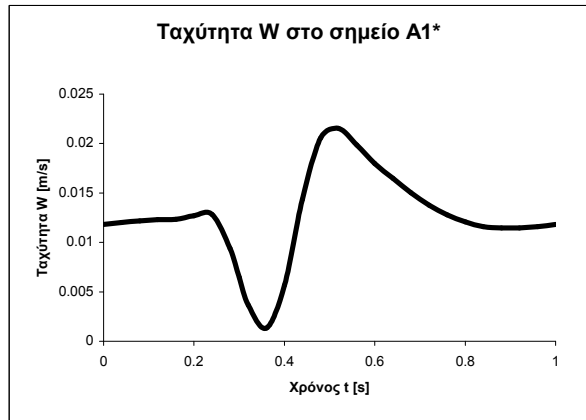
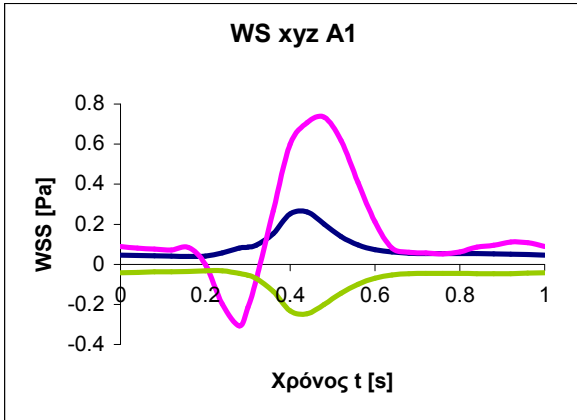
Η παλμική συμπεριφορά του αγγείου, συμβαδίζει με τις φάσεις συστολής και διαστολής του μυοκαρδίου. Για την ακρίβεια η ταλάντωση ξεκινάει περίπου όταν $t \cong 0.2s$ και διαρκεί μέχρι τη στιγμή $t \cong 0.6s$. Στο χρονικό διάστημα αυτό τα ανύσματα των συνιστωσών της διατμητικής τάσης διεξάγουν μια ταλάντωση ημιτονοειδούς μορφής. Επίσης παρατηρείται ότι στο υπόλοιπο χρονικό διάστημα του καρδιακού κύκλου η διατμητική τάση είναι ομαλή και συνήθως κοντά στα 0 [Pa]. Αυτή η παρατήρηση επικρατεί περισσότερο όσο κινούμαστε προς τις λαγόνιες αρτηρίες. Εκεί παρατηρεί κανείς ότι στο χρονικό διάστημα του καρδιακού κύκλου μετά από $t \cong 0.6s$ και πριν από $t \cong 0.2s$, η διατμητική τάση είναι σταθερά πολύ κοντά στα 0 [Pa], παρουσιάζοντας αμελητέες διακυμάνσεις. Αυτή η παρατήρηση ισχύει τόσο για το καθαρό ανεύρυσμα όσο και για το θεωρητικό μοντέλο αυτού.

Επίσης παρατηρείται ότι στα χαμηλότερα επίπεδα όπου υπάρχει ο μεγαλύτερος όγκος της αθηροσκλήρωσης και αρτηριακής θρόμβωσης, υπάρχει σημαντική διαφορά στο εύρος της διατμητικής τάσης στη ταλάντωση της μεταξύ θεωρητικού και καθαρού ανευρύσματος. Αυτό μπορεί να εξηγηθεί και από το γεγονός ότι στο θεωρητικό ανεύρυσμα δεν μειώνεται σημαντικά κάπου η διάμετρος του, οπότε η ροή μένει σε πολύ χαμηλά επίπεδα και

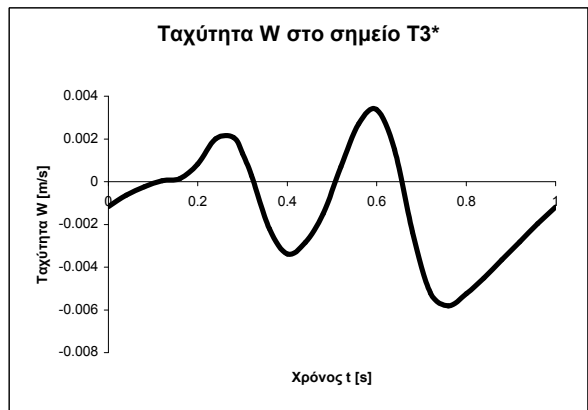
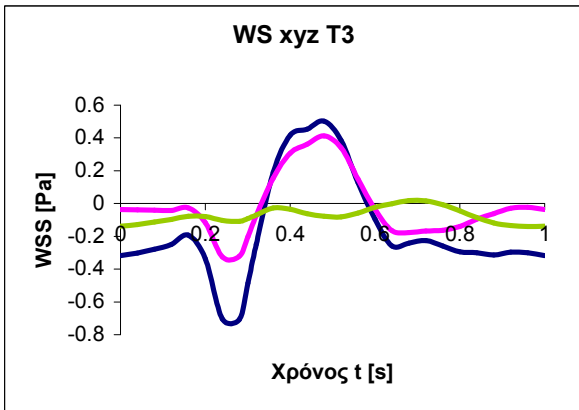
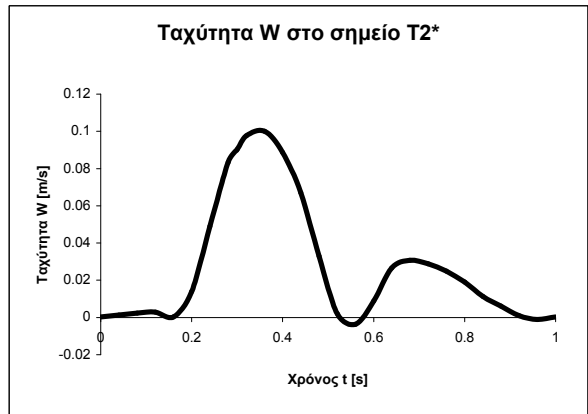
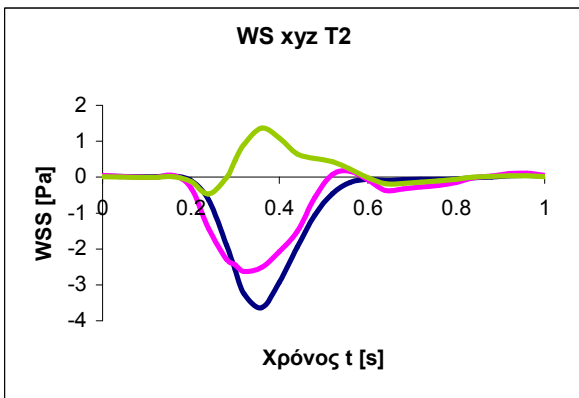
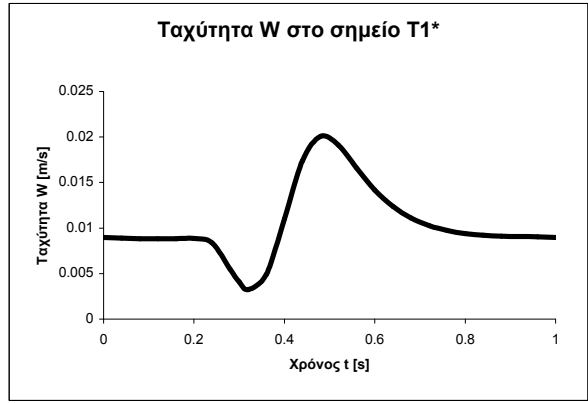
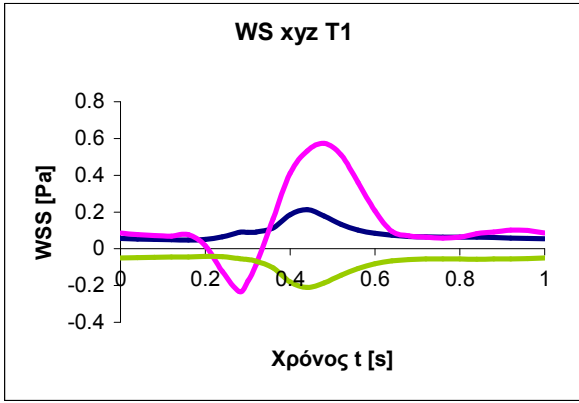
έτσι ώστε διαμόρφωση τέτοια ώστε να μειώνεται σημαντικά η διάμετρος του αγγείου και άρα η ροή δεν επιταχύνεται σημαντικά. Αυτό υποστηρίζεται και από τα διαγράμματα ταχύτητας που προκύπτουν από τα ζεύγη σημείων που βρίσκονται κοντά στα σημεία τα οποία είναι στα τοιχώματα των μοντέλων. Στα διαγράμματα αυτά παρατηρείται μια ταλαντωτική συμπεριφορά της ροής η οποία προσομοιάζει ταλαντωτική συμπεριφορά, και προσομοιάζει πολύ τη κατανομή της παροχής στην είσοδο του αγγείου. Στα διαγράμματα αυτά παρατηρείται ότι στο θεωρητικό μοντέλο όντως η ταχύτητα είναι αρκετά χαμηλότερη κοντά στο τοίχωμα σε σχέση με το καθαρό μοντέλο του ανευρύσματος.



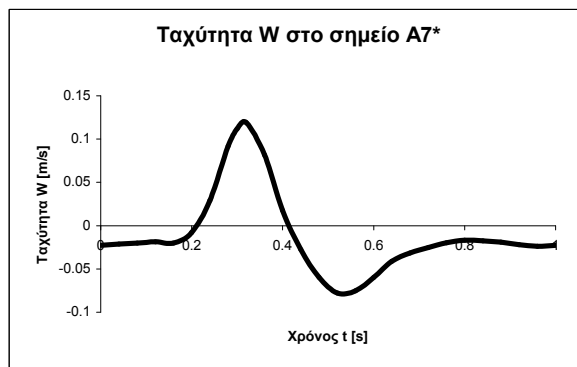
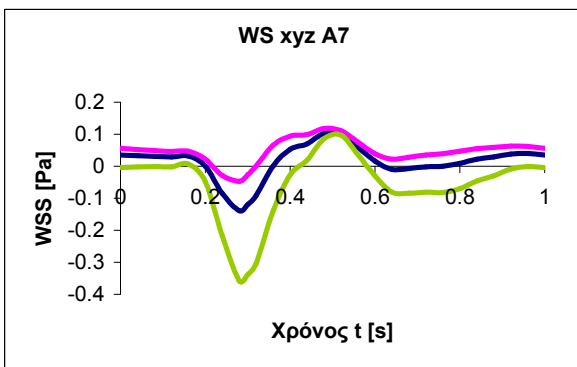
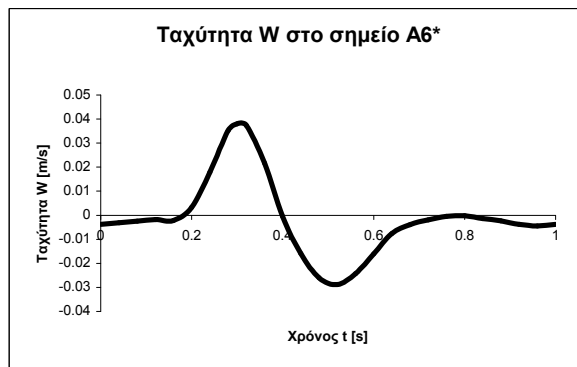
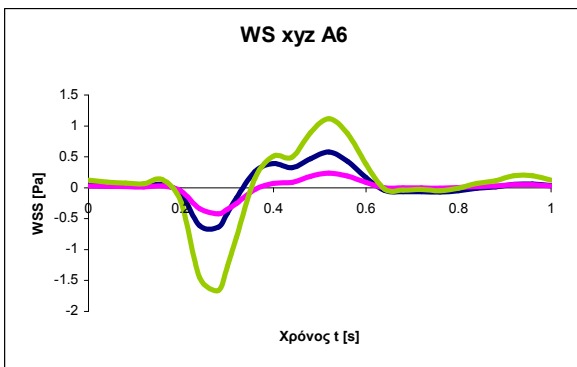
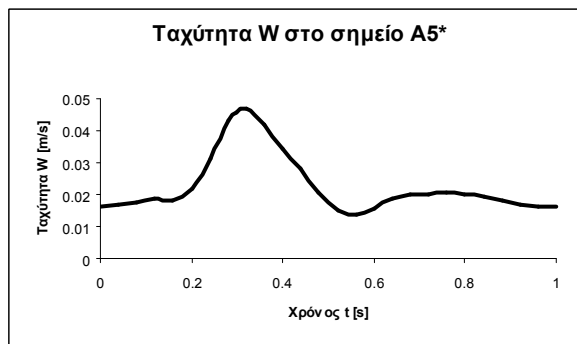
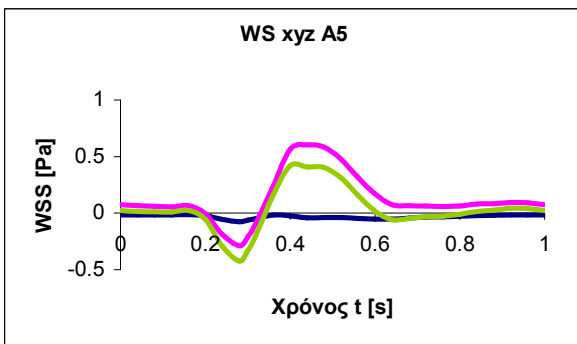
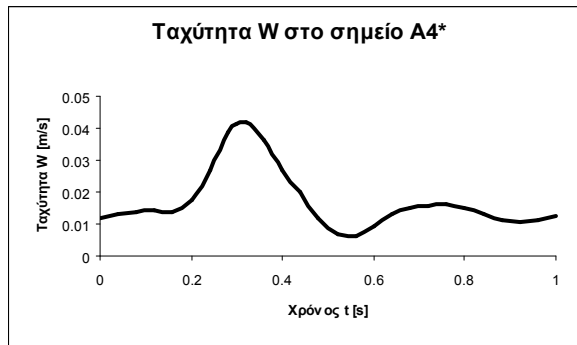
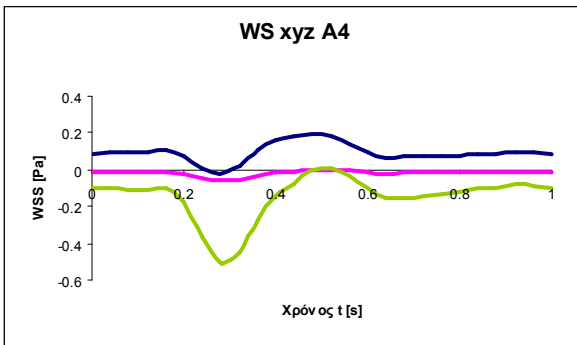
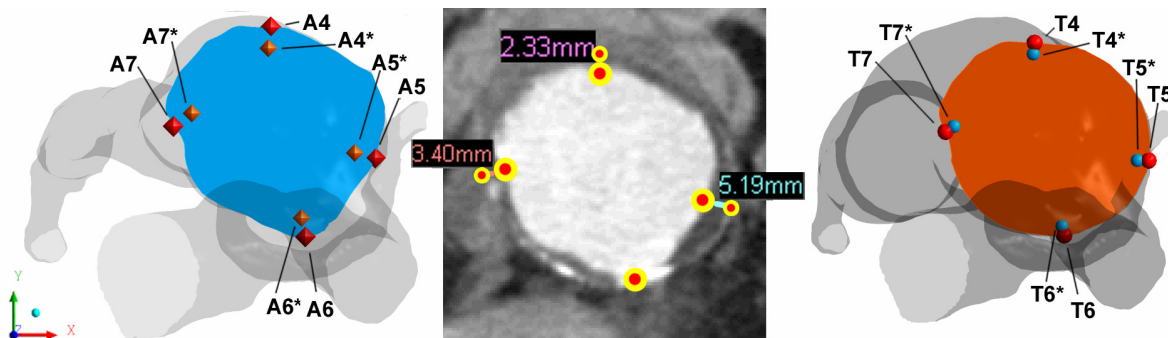
Εικόνα 151 Εποπτεία των σημείων για τα οποία θα παρουσιασθούν οι καμπύλες διακύμανσης των διατμητικών τάσεων.

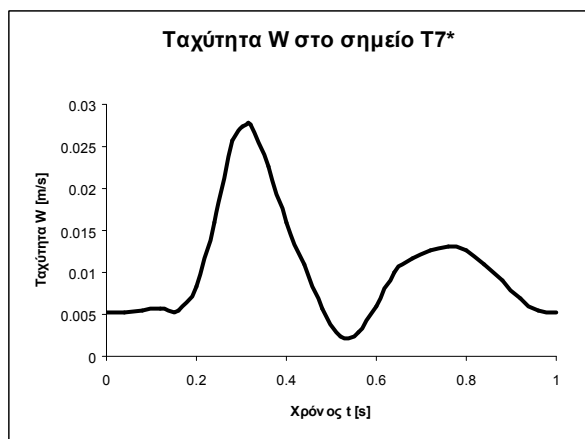
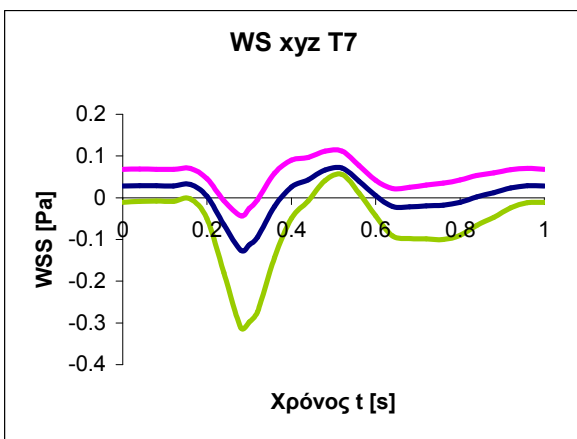
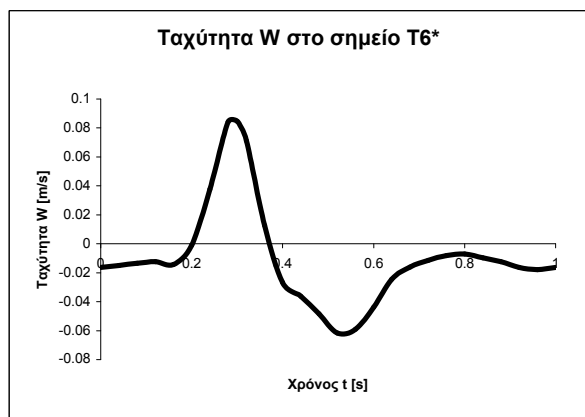
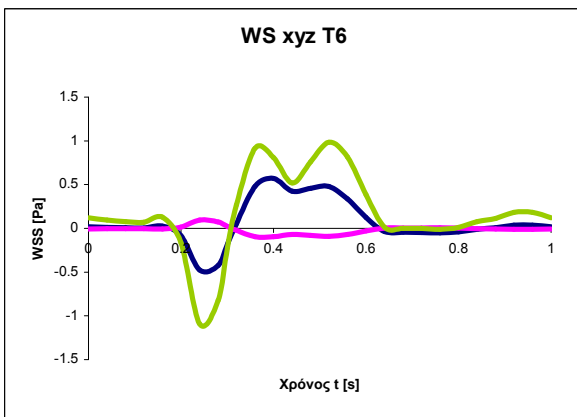
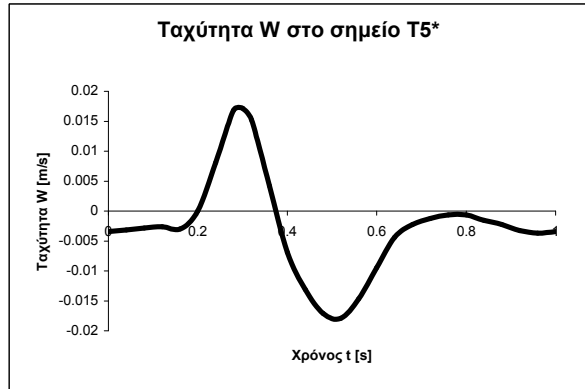
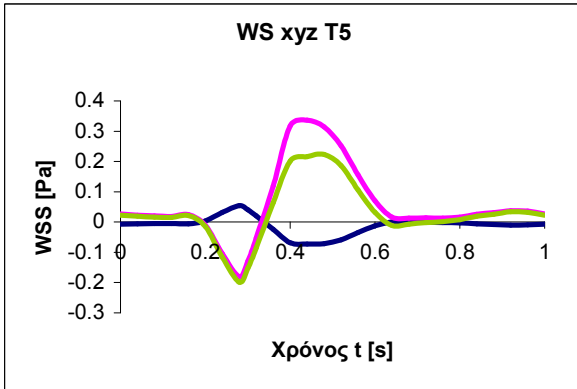
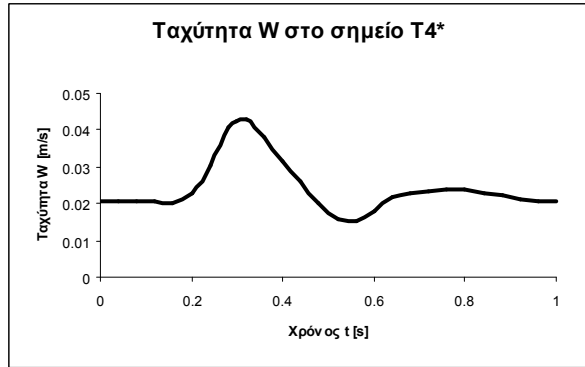
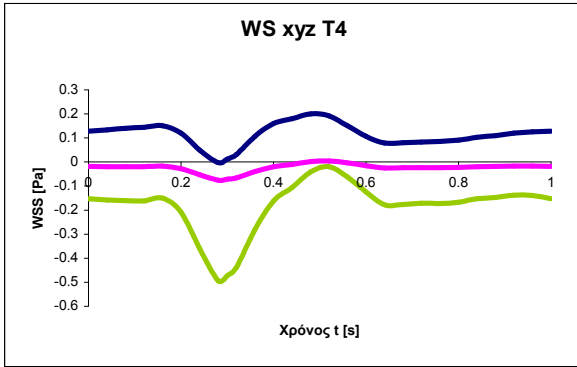


— WSS X — WSS Y — WSS Z

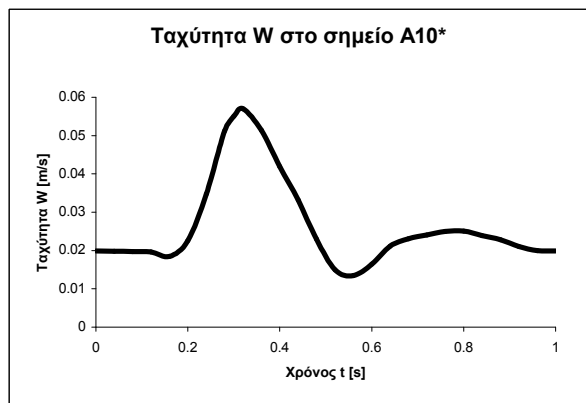
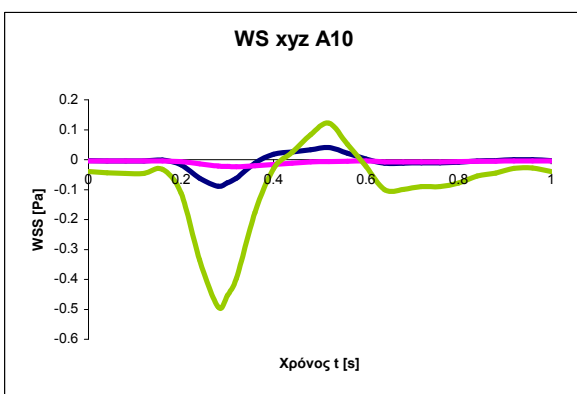
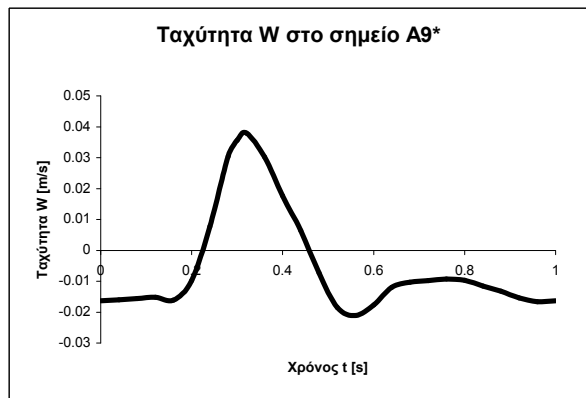
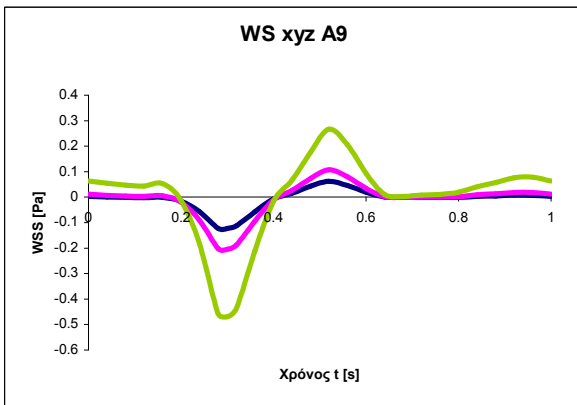
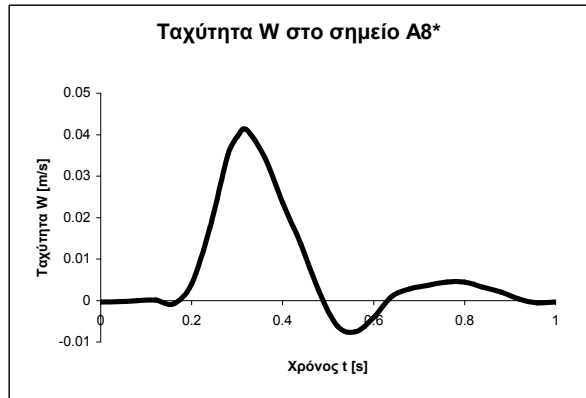
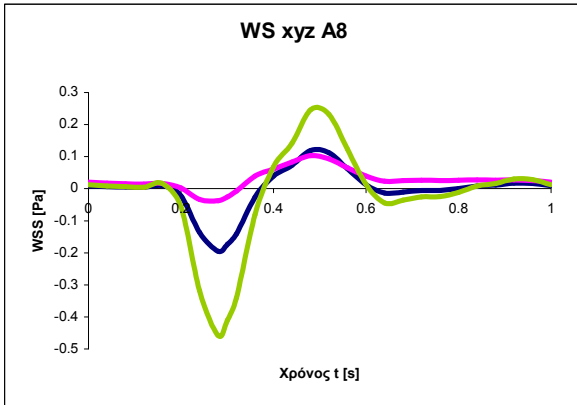
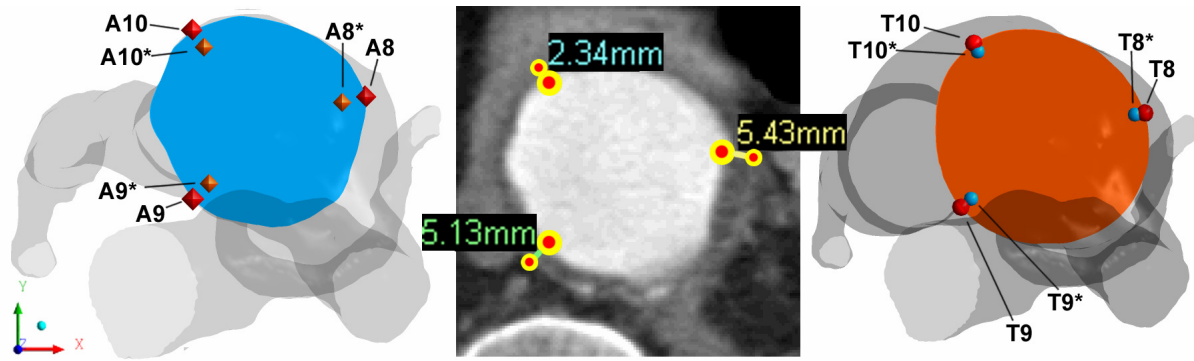


— WSS X — WSS Y — WSS Z

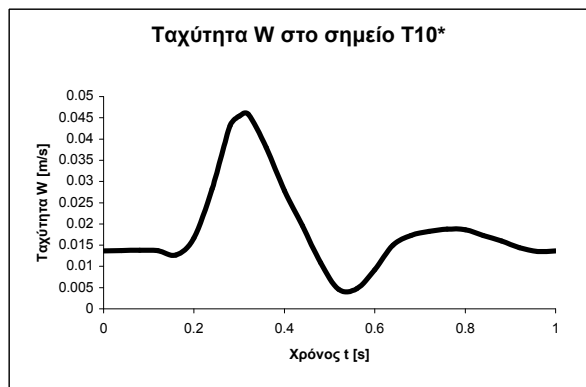
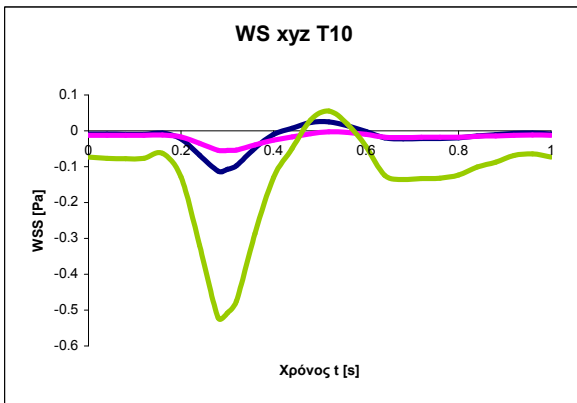
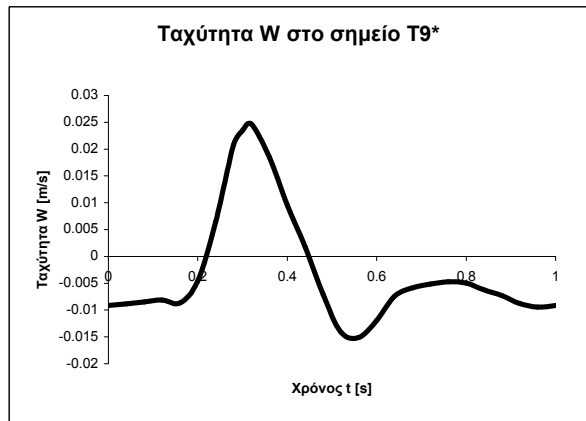
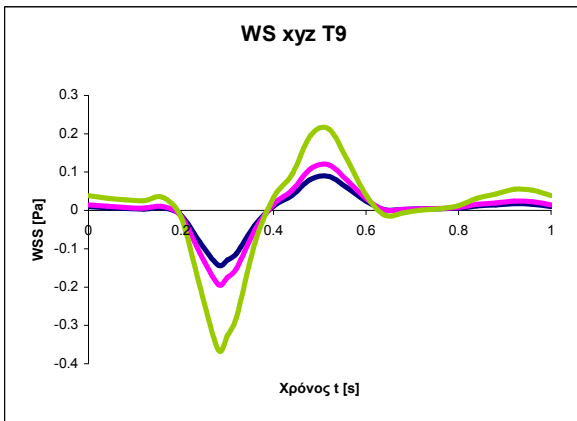
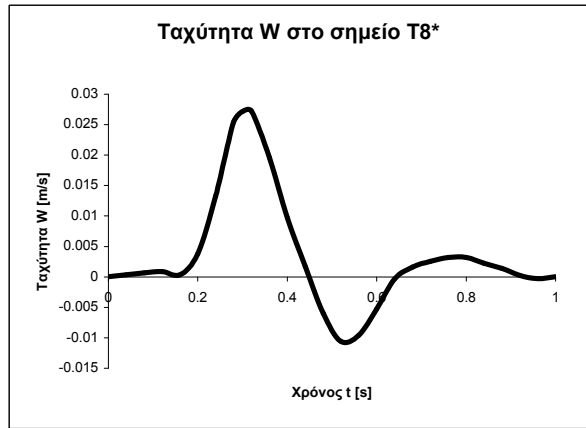
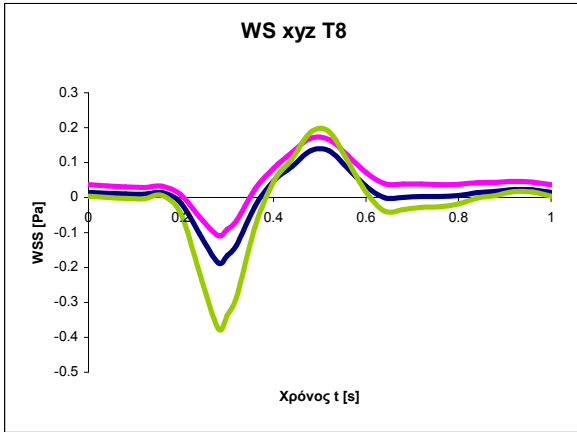




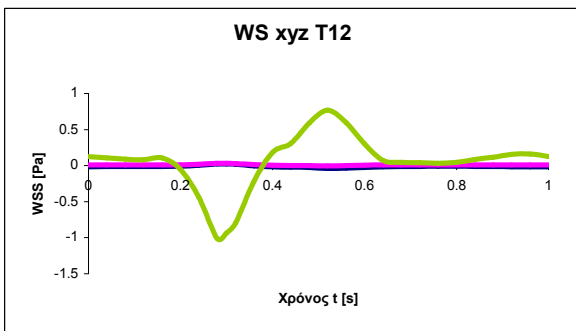
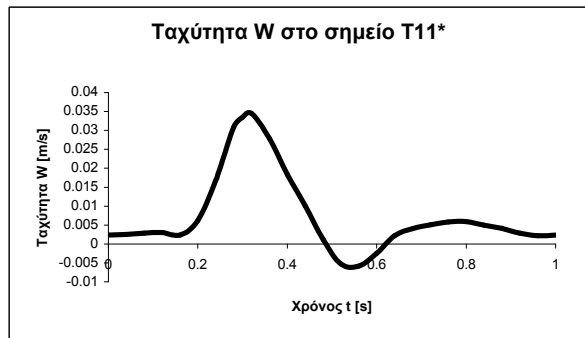
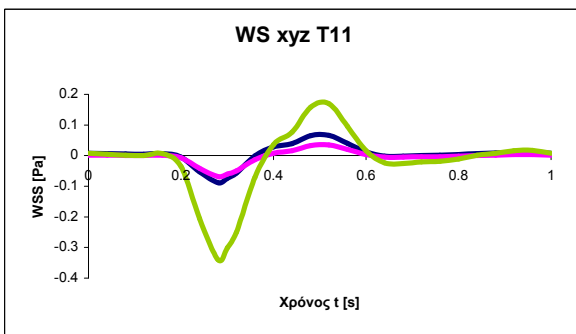
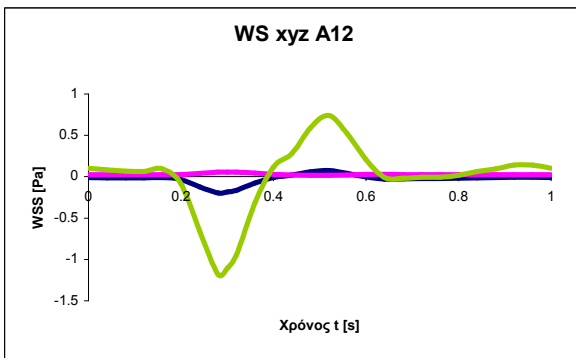
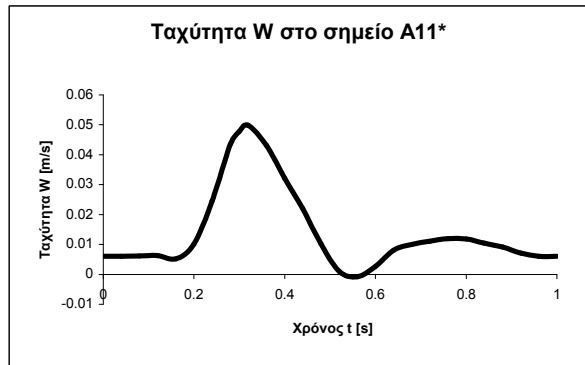
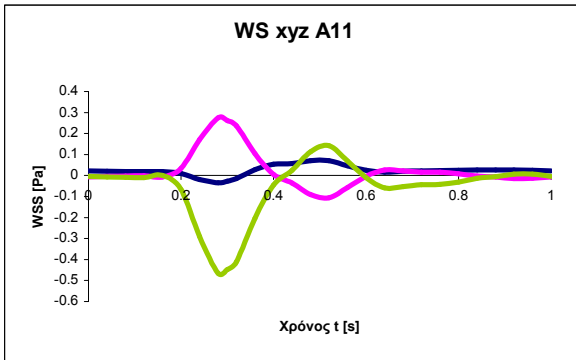
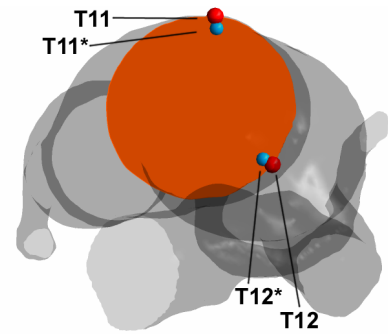
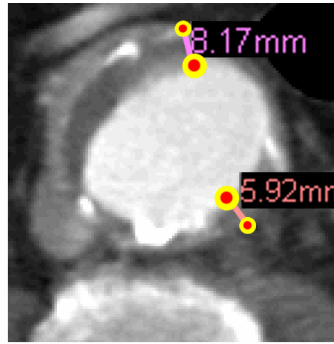
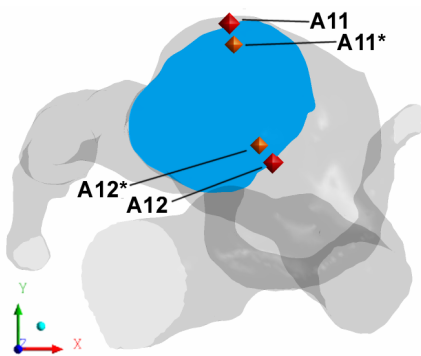
— WSS X — WSS Y — WSS Z

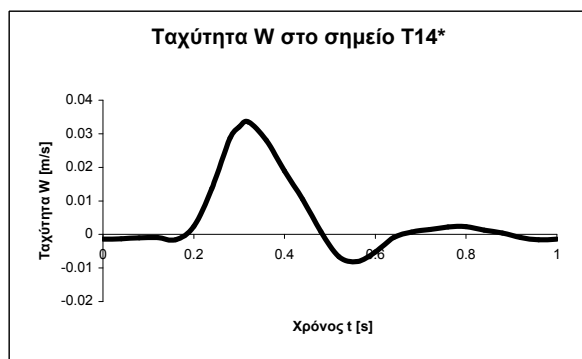
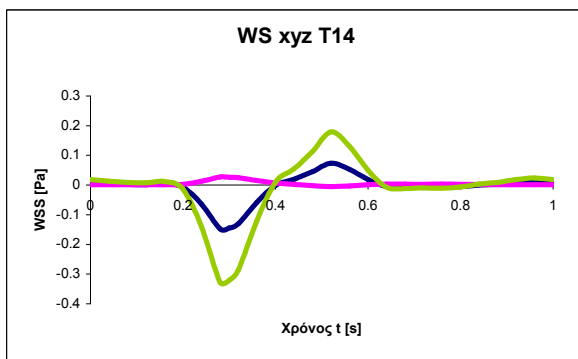
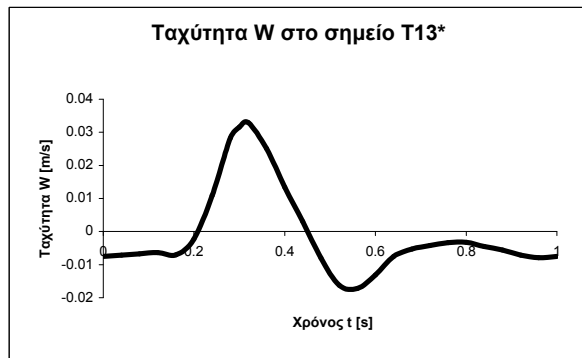
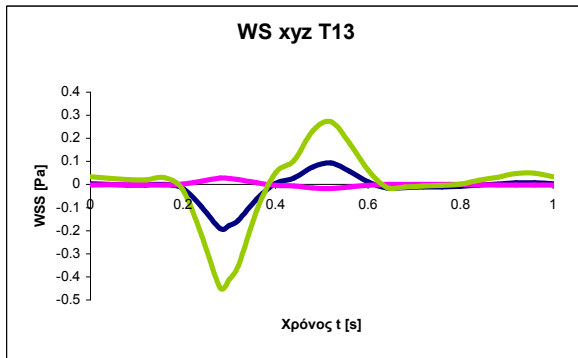
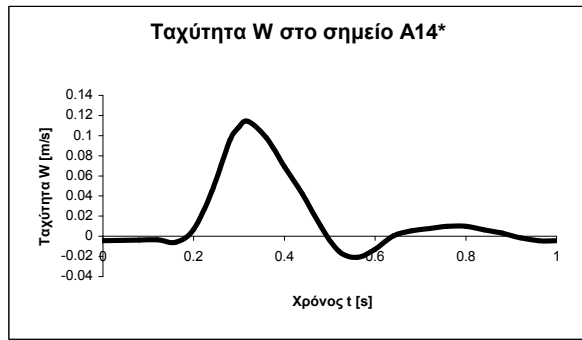
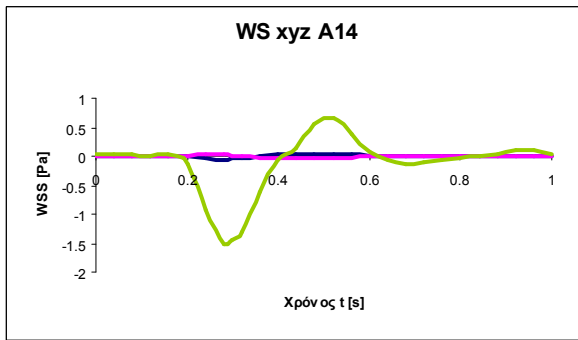
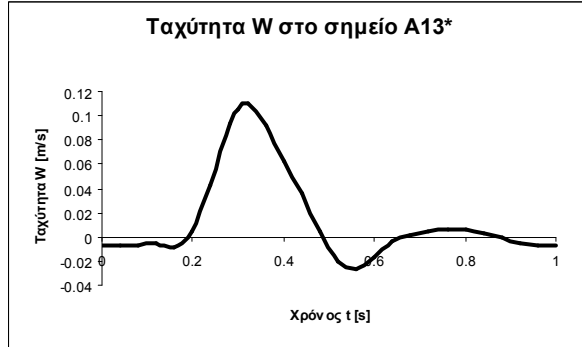
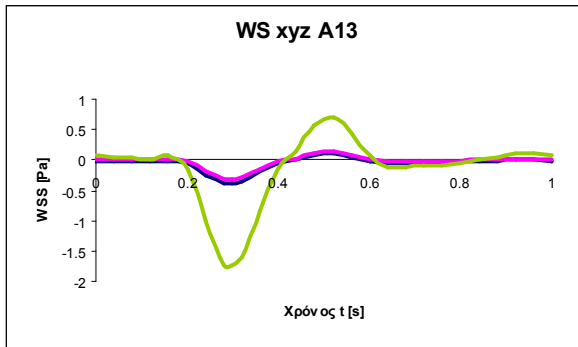
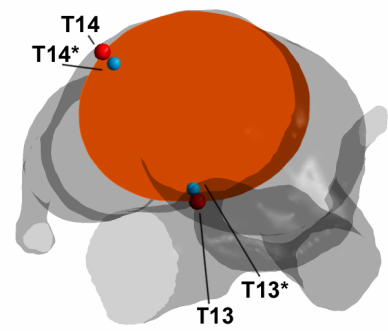
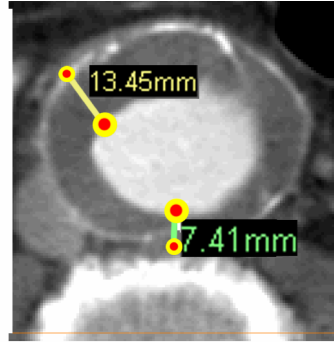
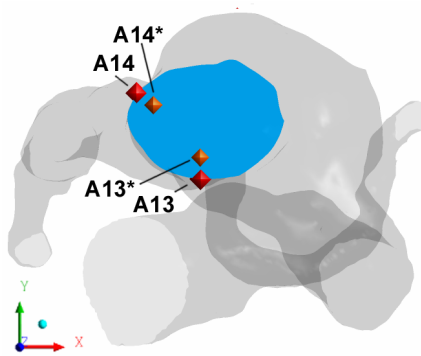


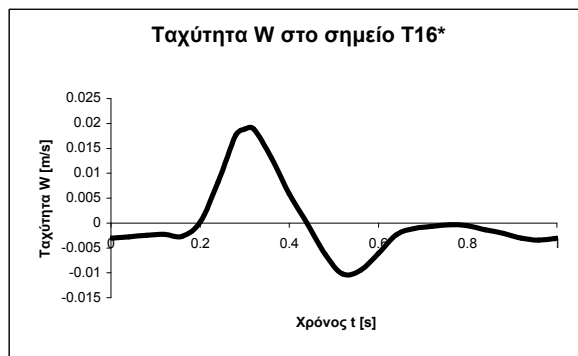
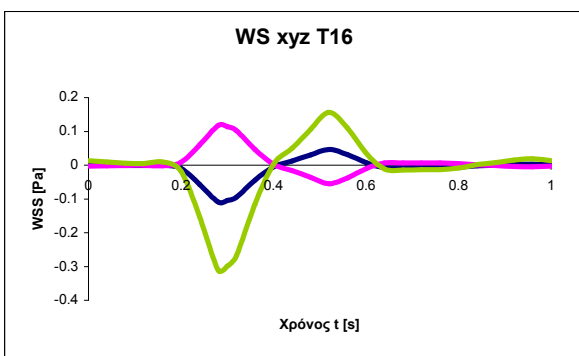
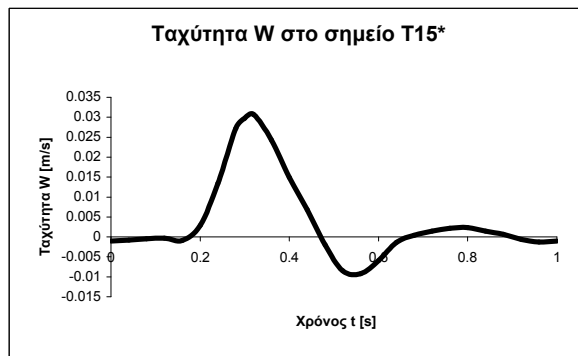
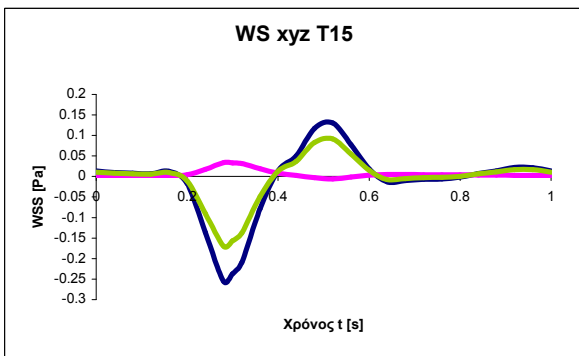
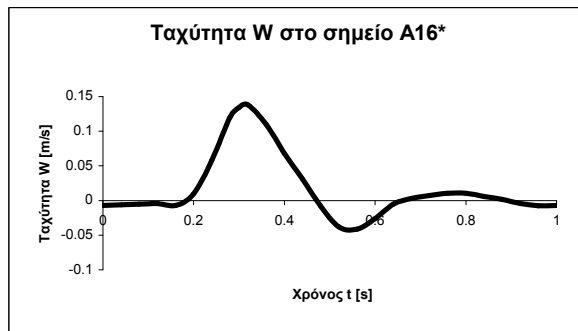
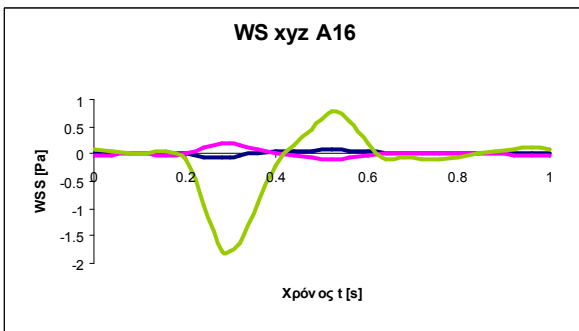
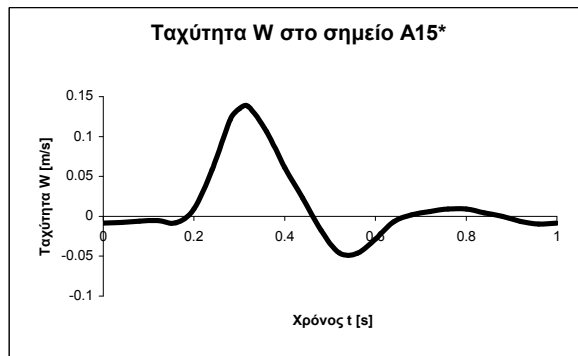
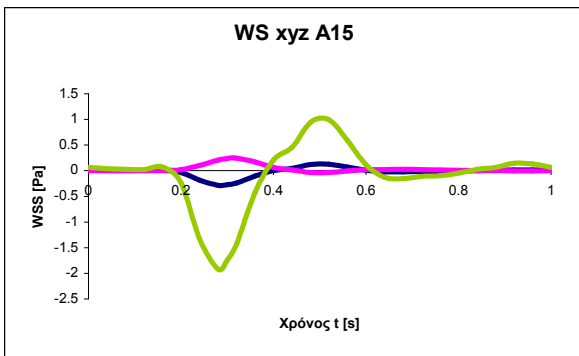
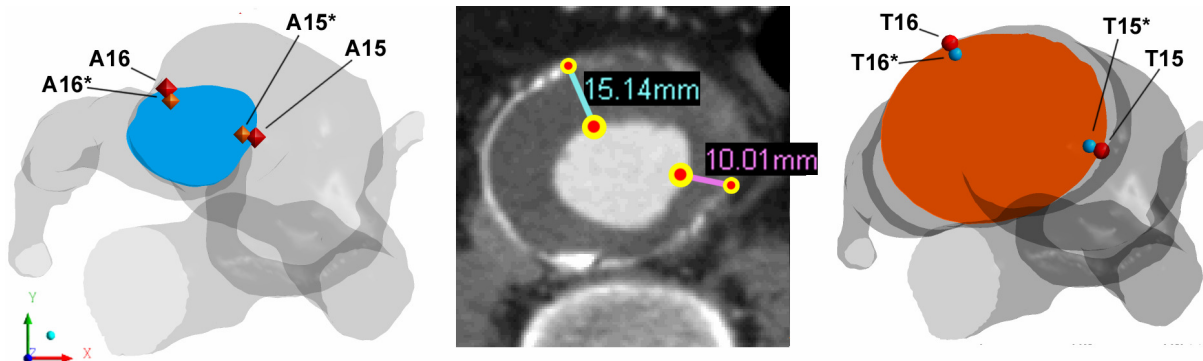
— WSS X — WSS Y — WSS Z

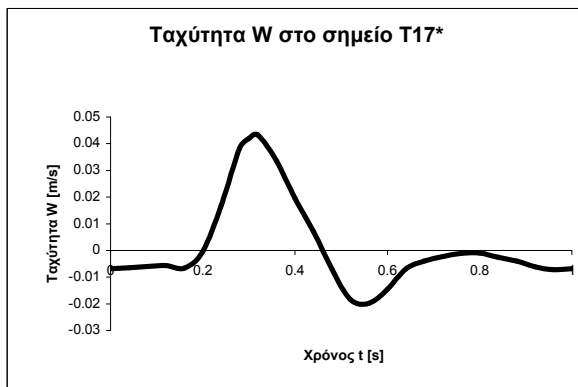
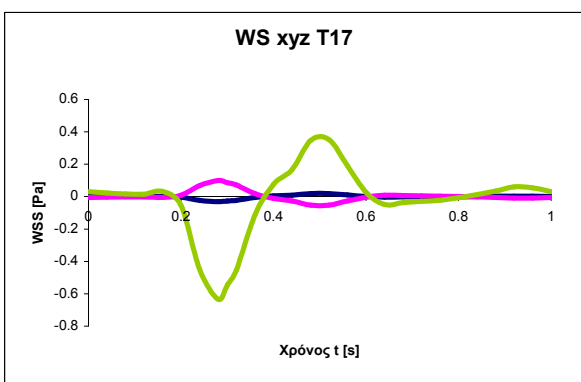
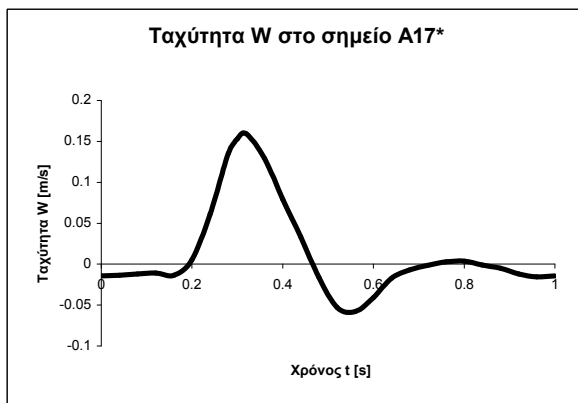
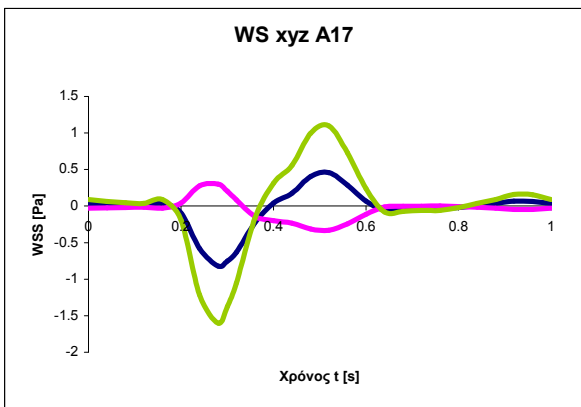
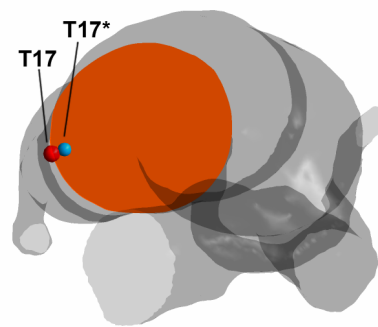
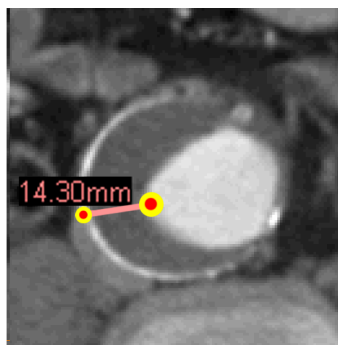
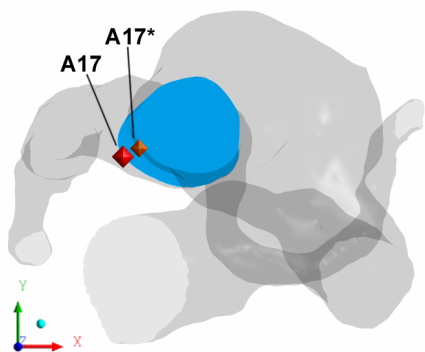


— WSS X — WSS Y — WSS Z

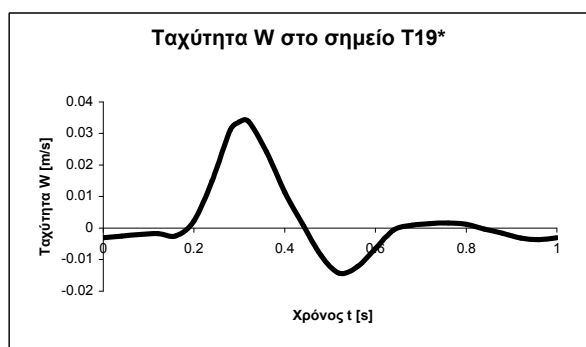
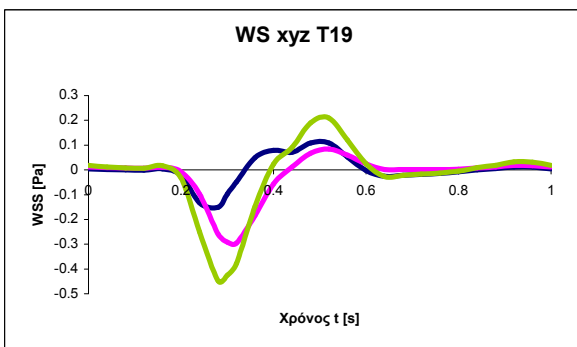
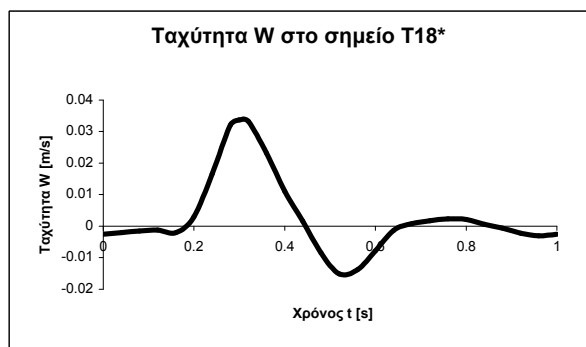
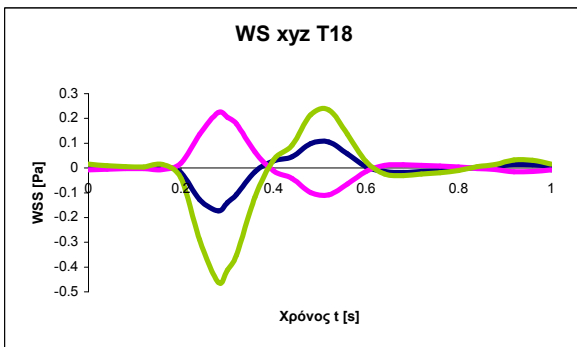
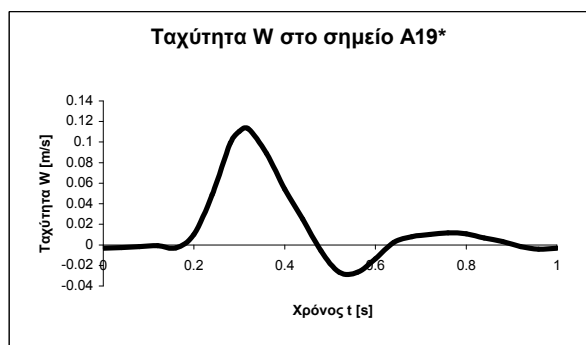
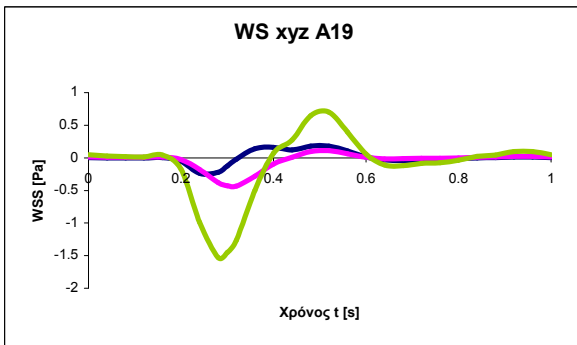
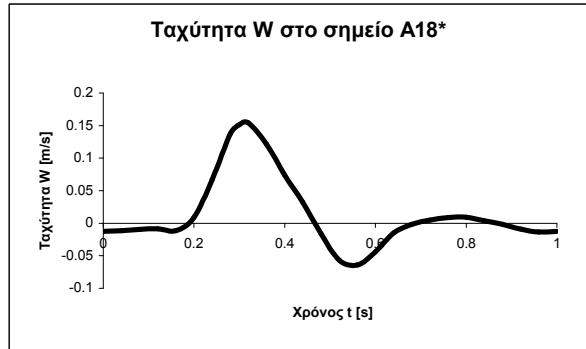
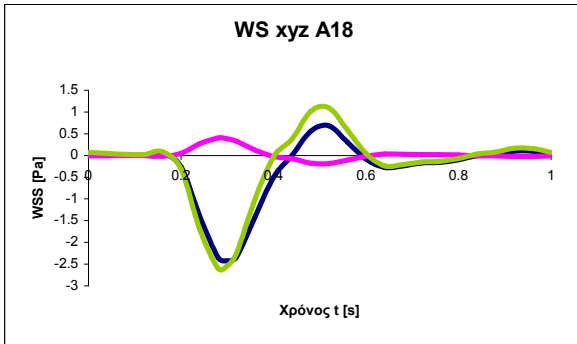
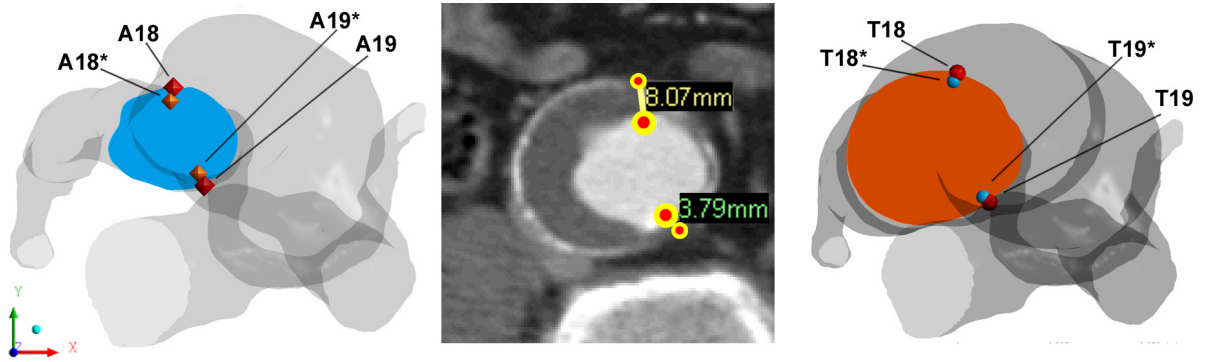


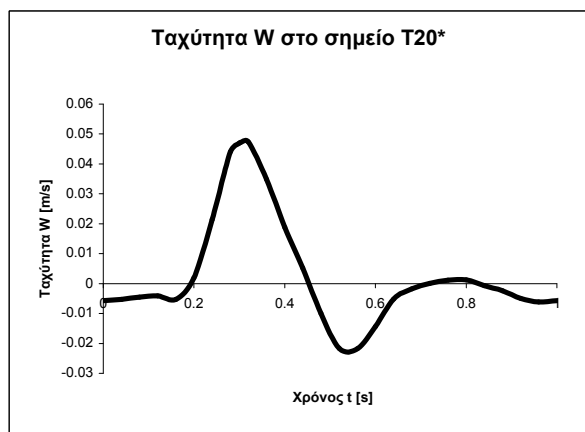
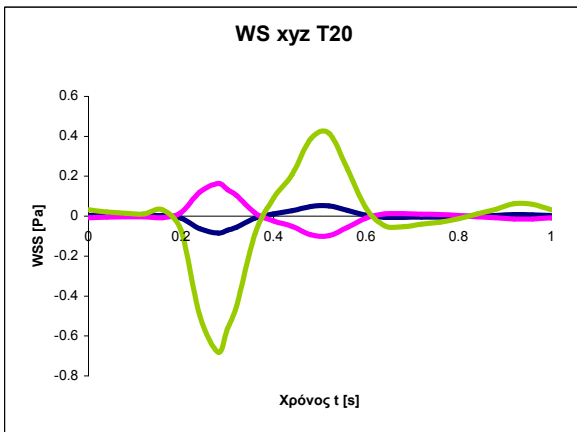
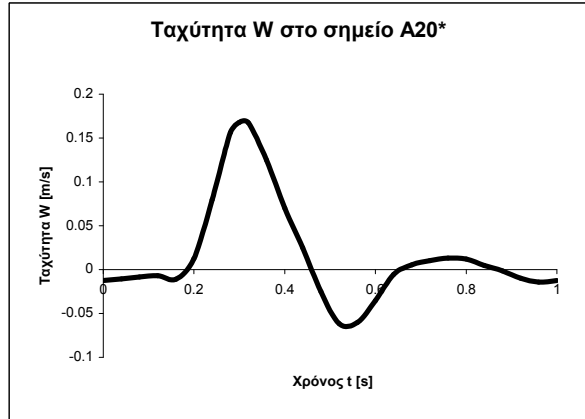
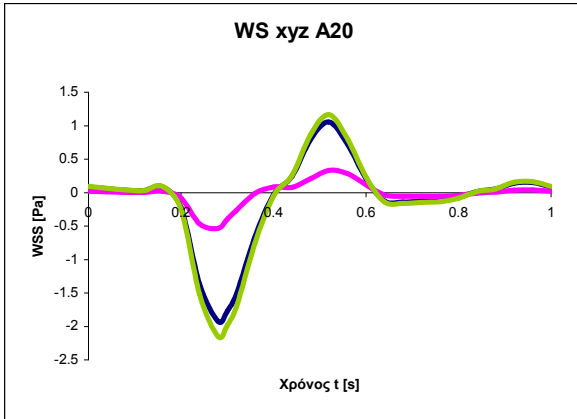
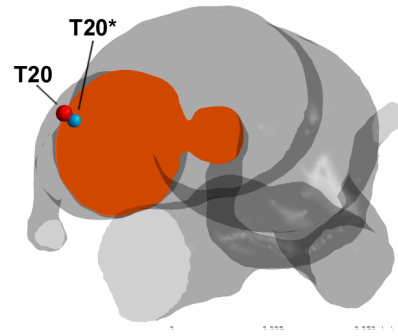
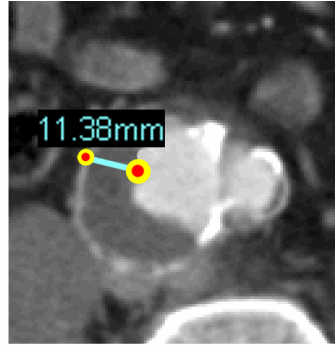
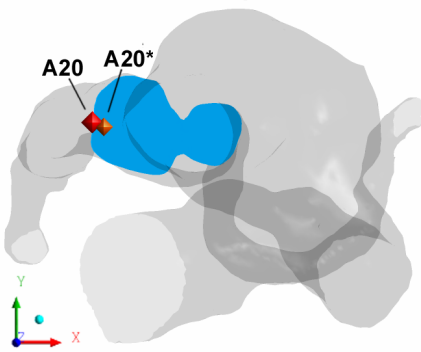






— WSS X — WSS Y — WSS Z





— WSS X — WSS Y — WSS Z

4.3 ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ

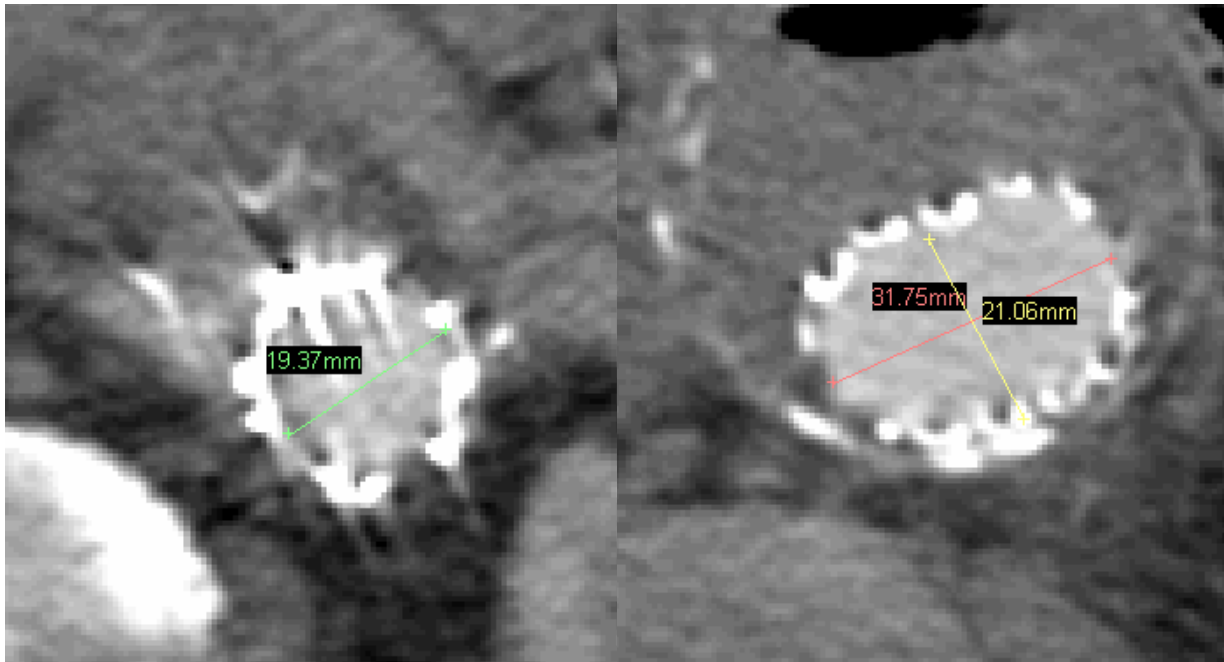
Στη περίπτωση του ενδοαγγειακού μοσχεύματος ενδιαφέρον παρουσιάζουν κυρίως οι δυνάμεις που επιδρούν πάνω στο μόσχευμα. Οι δυνάμεις αυτές μπορεί να έχουν σημαντικές επιπτώσεις στη λειτουργικότητα του μοσχεύματος, μιας και είναι πιθανό να προκαλέσουν μετατόπιση του, η οποία συνεπάγεται, εσωτερική διαρροή (endoleak) στον σάκο του ανευρύσματος, επαναφέροντας τον κίνδυνο ρήξης του ανευρύσματος. Αυτή η κατάσταση όπως αναφέρθηκε και στο εισαγωγικό κεφάλαιο είναι ιδιαίτερα επικίνδυνη και συνήθως οδηγεί σε νέα επέμβαση του ασθενούς.

Στις παραγράφους που ακολουθούν θα παρουσιασθεί αρχικά η μορφολογία που παρουσιάζει το ενδοαγγειακό μόσχευμα της περίπτωσης μας, παρουσιάζοντας και εικόνες από αξονική τομογραφία, από τις οποίες ανακτήθηκε η γεωμετρία του μοσχεύματος. Στη συνέχεια παρουσιάζονται οι γραμμές ροής καθώς επίσης και οι παροχές στις εξόδους των λαγονίων αρτηριών οι οποίες ακολουθούν το ενδοαγγειακό μόσχευμα. Έπειτα σειρά έχει η παρουσίαση των πιέσεων και των διατμητικών τάσεων όπως αυτές διαμορφώνονται στο τοίχωμα του μοσχεύματος. Τέλος παρουσιάζονται εκτενώς οι δυνάμεις και οι ροπές όπως αυτές επιδρούν στο μόσχευμα λόγω της κίνησης του αίματος.

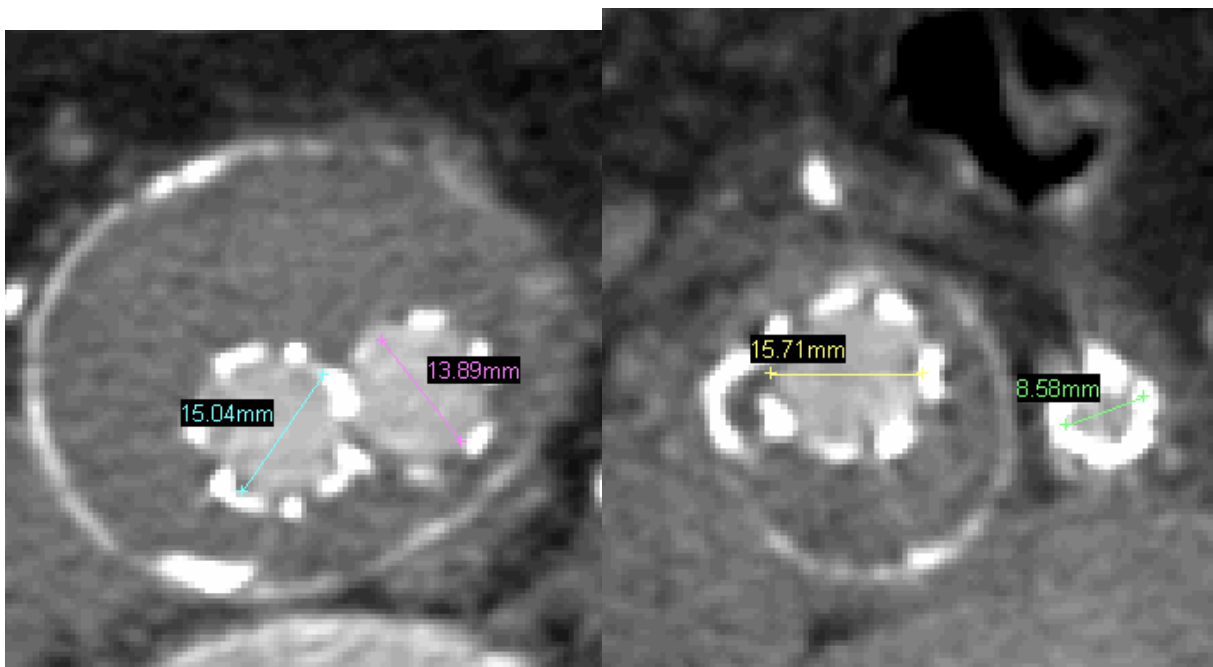
4.3.1 ΓΕΩΜΕΤΡΙΑ ΤΟΥ ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ

Το ενδοαγγειακό μόσχευμα που χρησιμοποιήθηκε στη περίπτωση που μελετάται, λόγω της ιδιομορφίας του ανευρύσματος του ασθενούς παρουσιάζει και αυτό κάποιες ιδιομορφίες. Η σημαντικότερη είναι ότι τα δύο σκέλη του μοσχεύματος καταλήγουν να μην έχουν την ίδια διάμετρο. Πιο συγκεκριμένα στον αυλό εισόδου ο αυλός ροής του αίματος έχει διαμορφωθεί με το ενδοαγγειακό μόσχευμα να έχει διάμετρο 19,4 mm. Μετά από όμοια διαδρομή στον αυλό εισόδου καταλήγει το αίμα σε μια κοιλότητα μέσα του ενδοαγγειακού μοσχεύματος, ελλειπτικής μορφής και διαστάσεων 31,8 mm × 21,1 mm . Στη συνέχεια διαχωρίζεται το ενδοαγγειακό μόσχευμα σε δύο αρχικά ίσα σκέλη. Τα σκέλη αυτά έχουν παρεμφερή διάμετρο με το αριστερό σκέλος του ενδοαγγειακού μοσχεύματος να έχει διάμετρο 15 mm ενώ το δεξιό 13,9 mm. Η μορφολογία αυτή όμως διαφοροποιείται στη κατώτερη περιοχή κατά τον άξονα z.

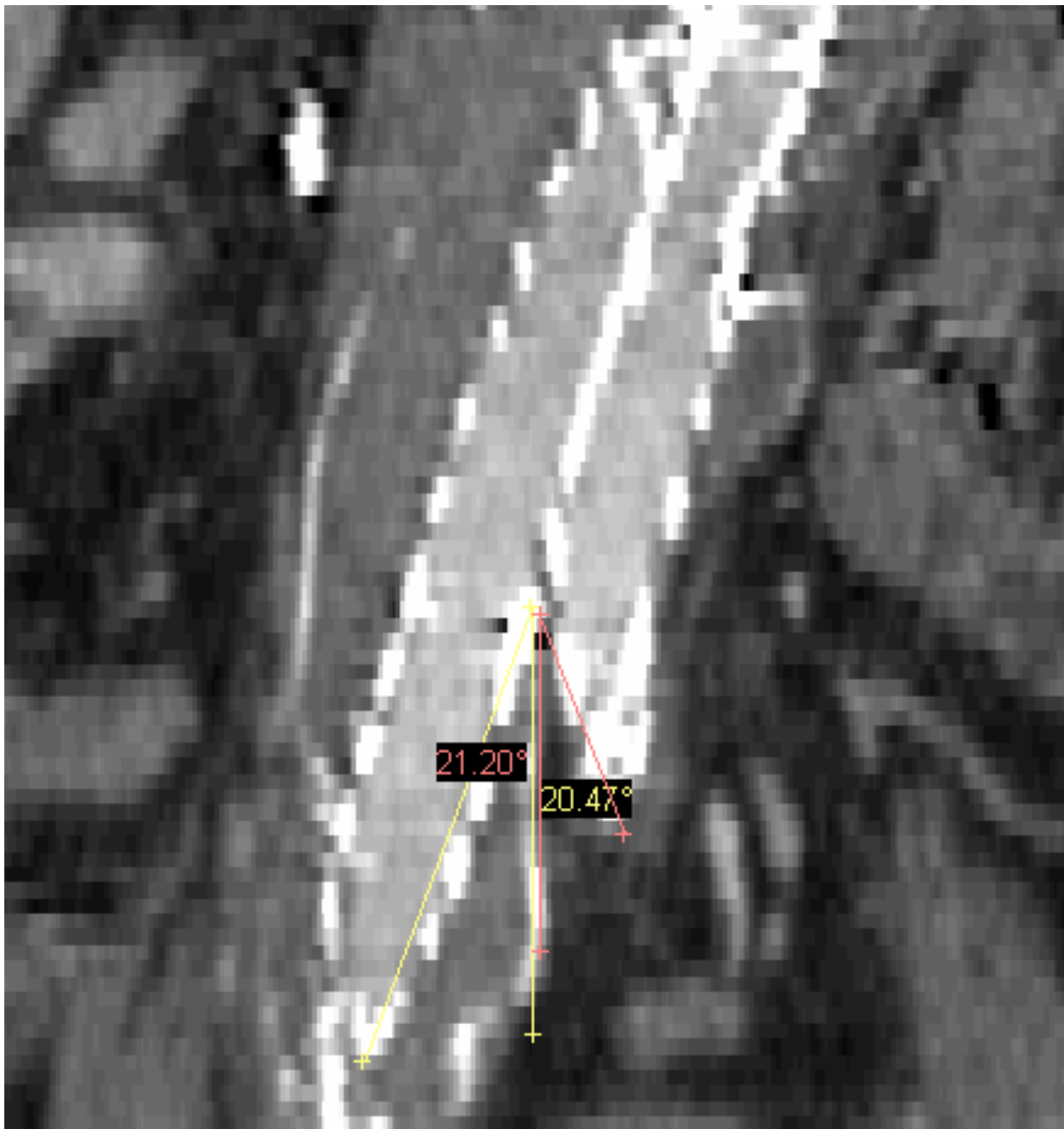
Εκεί το αριστερό σκέλος του ανευρύσματος δείχνει να είναι ελάχιστα μεγαλύτερο από την μεγαλύτερη διάμετρο του με μέγεθος 15,7 mm, ενώ το δεξί σκέλος του μοσχεύματος έχει μειωθεί σε διάμετρο δραστικά με μέγεθος 8,6 mm.



Εικόνα 152 Αριστερά φαίνεται η διάμετρος του αυλού εισόδου στο ενδοαγγειακό μόσχευμα. Δεξιά παρουσιάζεται η κοιλότητα όπου εισέρχεται το αίμα μετά την ροή του στον αυλό εισόδου.



Εικόνα 153 Αριστερά παρουσιάζονται οι διαμέτροι των δύο σκελών του ενδοαγγειακού μοσχεύματος σε ύψος 70 mm χαμηλότερα από τον αυλό εισόδου. Δεξιά παρουσιάζονται οι διαμέτροι των δύο σκελών του ενδοαγγειακού μοσχεύματος σε ύψος 116 mm χαμηλότερα από τον αυλό εισόδου.

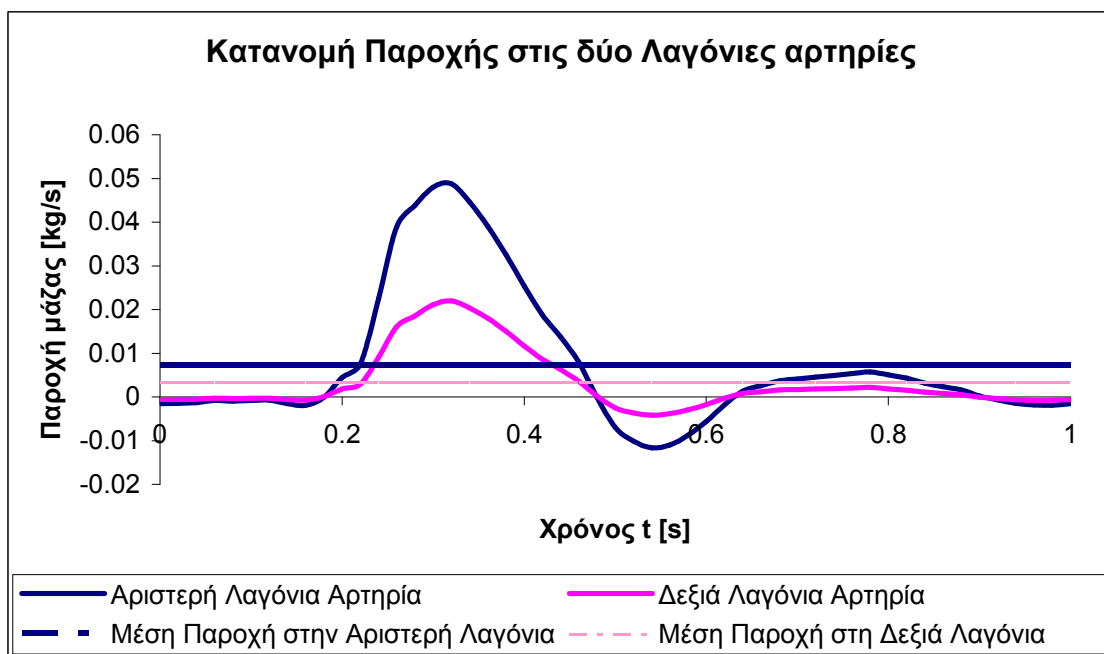


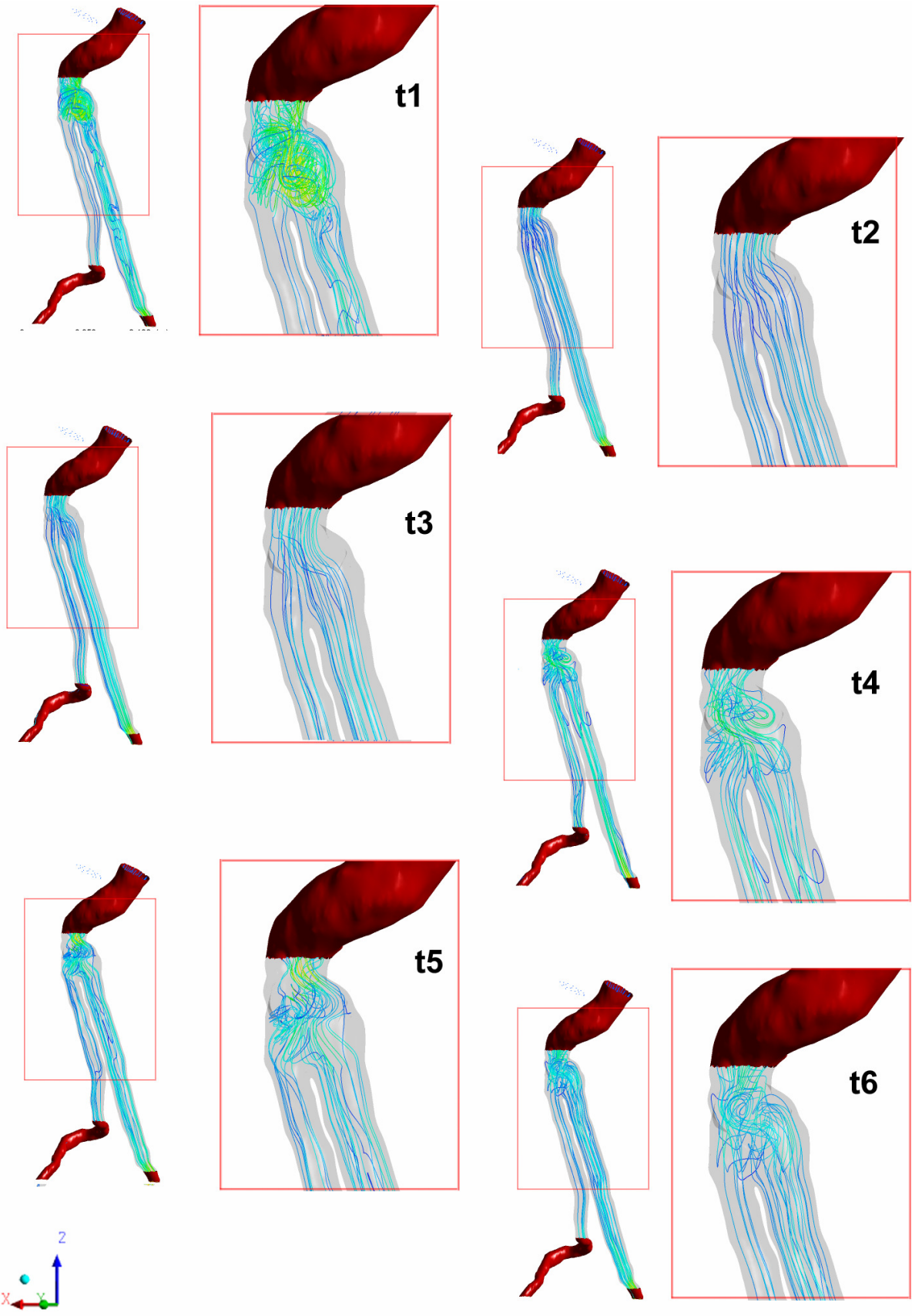
Εικόνα 154 Οι γωνίες των δύο σκελών του ενδοαγγειακού ως προς τον κεντρικό άξονα όπως διαμορφώνονται στις λαγόνιες αρτηρίες.

Επίσης παρατηρήθηκε ότι η γωνία που σχηματίζουν οι λαγόνιες αρτηρίες με τον κεντρικό άξονα μειώθηκε. Στην δεξιά λαγόνια αρτηρία η νέα γωνία που σχηματίζεται με τον κεντρικό άξονα είναι $21,2^\circ$ παρόμοια δηλαδή με την αρχική γωνία των $21,5^\circ$ ενώ η αριστερή λαγόνια σχηματίζει πλέον γωνία $20,5^\circ$ σε σχέση με τον κεντρικό άξονα, σε αντίθεση με την αρχική γωνία των $33,8^\circ$. Η συνολική γωνία που σχηματίζουν πλέον οι δύο λαγόνιες μεταξύ τους είναι $41,7^\circ$.

4.3.2 ΓΡΑΜΜΕΣ ΡΟΗΣ ΚΑΙ ΠΑΡΟΧΕΣ ΣΤΟ ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΑΚΟ ΜΟΣΧΕΥΜΑ

Όπως δείχθηκε και από τη γεωμετρική διαμόρφωση του ενδοαγγειακού μοσχεύματος, τα δύο σκέλη του μοσχεύματος δεν έχουν τις ίδιες διαμέτρους. Αυτό ασφαλώς οφείλεται στην ήδη ιδιόμορφη διαμόρφωση του ανευρύσματος για το οποίο έγινε επέμβαση ενδοαγγειακής αποκατάστασης. Το αποτέλεσμα όμως αυτής της μορφολογίας είναι ότι επηρεάζονται και οι παροχές στις δύο λαγόνιες αρτηρίες, λόγω της εμφανούς διαφοράς αντίστασης στις δύο αρτηρίες. Πιο συγκεκριμένα υπολογίστηκε η μέση παροχή στην αριστερή λαγόνια αρτηρία να είναι $\dot{m}_{\text{αριστερά}} = 7.23 \cdot 10^{-3} [kg / s]$ ενώ για τη δεξιά λαγόνια αρτηρία $\dot{m}_{\text{δεξιά}} = 3.29 \cdot 10^{-3} [kg / s]$.





Εικόνα 155 Οι γραμμές ροής όπως διαμορφώνονται μέσα στο ενδοαγγειακό μόσχευμα για τα έξι χρονικά σημεία της ανάλυσης.

Όσον αφορά στις γραμμές ροής (Εικόνα 155) τα φαινόμενα παρουσιάζουν όμοια συμπεριφορά με αυτή του ανευρύσματος, πλην όμως περιορίζονται στην κοιλότητα που υπάρχει πριν από το διαχωρισμό στα δύο σκέλη του ενδοαγγειακού μοσχεύματος. Πιο συγκεκριμένα τη χρονική στιγμή $t_1 = 0s$, στη κοιλότητα υπάρχει έντονη ανακυκλοφορία και γενικά χαώδης μορφή στις γραμμές ροής, ενώ και στο αριστερό σκέλος του ενδοαγγειακού μοσχεύματος μεταφέρεται το διαταραγμένο πεδίο ροής. Στη φάση της επιτάχυνσης της παροχής, οι γραμμές ροής γίνονται ομοιόμορφες. Αντίθετα κατά την επιβράδυνση της ροής, αναπτύσσεται εκ νέου διαταραχή και ανακυκλοφορία στη κοιλότητα του ενδοαγγειακού μοσχεύματος, ενώ η ροή στα σκέλη του μοσχεύματος παραμένει σχετικά ανεπηρέαστη από τις διαταραχές, με εξαίρεση της χρονική στιγμή $t_6 = 0.78s$, όπου η ροή στο αριστερό σκέλος του μοσχεύματος παρουσιάζεται πλήρως διαταραγμένη.

4.3.3 ΔΙΑΤΜΗΤΙΚΕΣ ΤΑΣΕΙΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΕΙΣ ΣΤΟ ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΚΟ ΜΟΣΧΕΥΜΑ

ΚΑΤΑΝΟΜΗ ΠΙΕΣΕΩΝ ΚΑΙ ΔΙΑΤΜΗΤΙΚΩΝ ΤΑΣΕΩΝ ΣΤΟ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ

Παρακάτω παρουσιάζονται οι πιέσεις και οι διατμητικές τάσεις όπως αυτές διαμορφώνονται στο τοίχωμα του ενδοαγγειακού μοσχεύματος. Η παρουσίαση γίνεται με τη χρήση ισοϋψών καμπυλών, οι οποίες παρουσιάζονται από τις όψεις x , y , $-x$, $-y$ και z . Από τις κατανομές αυτές δίδεται μια καλή εικόνα για την συμπεριφορά τόσο της πίεσης όσο και της διατμητικής τάσης στο τοίχωμα του ανευρύσματος. Οι κατανομές αυτές μας δίνουν εικόνα για τις περιοχές στις οποίες αναπτύσσονται σύνθετα φαινόμενα τα οποία πιθανώς μπορεί να προκαλέσουν κάποια βλάβη στο μόσχευμα όπως (τσαλάκωμα, τρύπημα, κτλ.).

ΚΑΤΑΝΟΜΗ ΠΙΕΣΕΩΝ

Όσον αφορά στις πιέσεις παρατηρήθηκε γενικά ότι παρουσιάζουν γραμμική κατανομή κατά τον άξονα z του συστήματος συντεταγμένων. Συγκεκριμένα για τη χρονική στιγμή $t_1 = 0s$,

παρατηρήθηκε ότι η μέγιστη πίεση εντοπίζεται στην περιοχή όπου ο αυλός εισόδου του ενδοαγγειακού μοσχεύματος συνδέεται με την κοιλότητα του μοσχεύματος. Αντίστοιχα η ελάχιστη πίεση βρέθηκε να είναι στις περιοχές εξόδου του μοσχεύματος στις λαγόνιες αρτηρίες. Έτσι παρουσιάζεται μια γραμμική πτώση της πίεσης στο τοίχωμα του ενδοαγγειακού μοσχεύματος καθώς κινούμαστε από το ύψος του αυλού εισόδου προς τις λαγόνιες αρτηρίες.

Για τη φάση της επιτάχυνσης της παροχής, παρατηρείται στην εικόνα 157 ότι γενικά υπάρχει ίδια συμπεριφορά με τη χρονική στιγμή $t_1 = 0s$. Στη φάση της μέγιστης παροχής της χρονικής στιγμή $t_3 = 0.32s$ παρατηρείται όμοια κατανομή με αυτές των προηγούμενων χρονικών στιγμών, με τη διαφορά ότι στο μεγαλύτερο όγκο του ενδοαγγειακού μοσχεύματος η πίεση έχει εξισορροπηθεί σε ένα περιορισμένο εύρος τιμών. Παρόλα αυτά η ελάχιστη πίεση εξακολουθεί να παρουσιάζεται στην έξοδο του αριστερού σκέλους του μοσχεύματος και η μέγιστη στον αυλό εισόδου.

Στη φάση της επιβράδυνσης της ροής έχουμε πλέον αντιστροφή της συμπεριφοράς των πιέσεων. Πλέον υπάρχει αύξουσα κατανομή καθώς κινούμαστε από το επίπεδο του αυλού εισαγωγή προς τις λαγόνιες αρτηρίες. Το ελάχιστο των πιέσεων εμφανίζεται πλέον στην περιοχή του αυλού εισόδου, ενώ το μέγιστο βρίσκεται στο σημείο εκβολής των λαγονίων αρτηριών. Η κατανομή δε είναι απολύτως γραμμική.

Τη χρονική στιγμή $t_6 = 0.78s$, παρατηρείται εκ νέου ένα μεταβατικό στάδιο στη μονοτονία της πίεσης. Πλέον οι πιέσεις έχουν εκ νέου φθίνουσα συμπεριφορά κατά την κίνηση προς τις λαγόνιες αρτηρίες, ενώ το εύρος τιμών του είναι εξαιρετικά περιορισμένο, οπότε θα μπορούσε να χαρακτηριστεί το ενδοαγγειακό μόσχευμα αυτή τη χρονική στιγμή έχει ομοιόμορφη πίεση.

ΚΑΤΑΝΟΜΗ ΔΙΑΤΜΗΤΙΚΩΝ ΤΑΣΕΩΝ

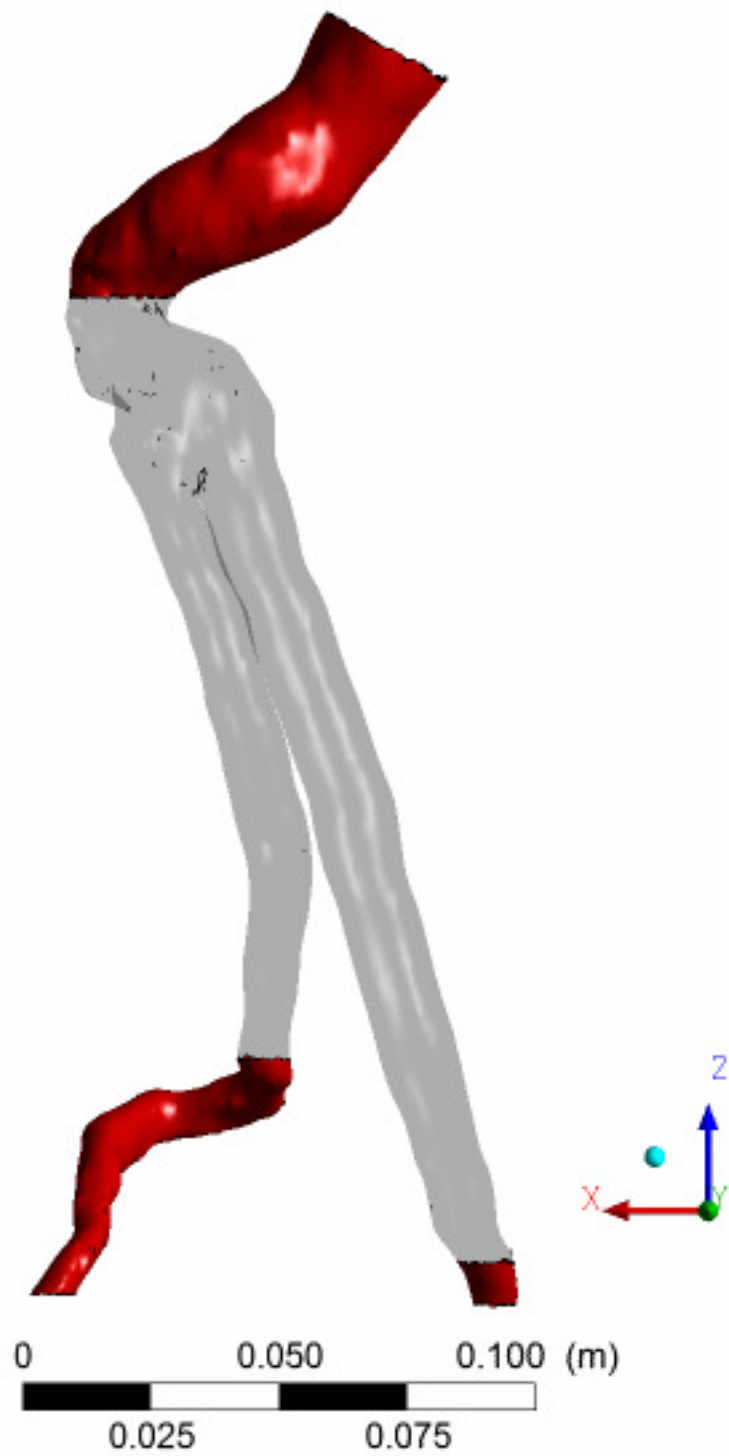
Τη χρονική στιγμή $t_1 = 0s$, παρατηρείται μια γενικά πολύ χαμηλή διακύμανση των διατμητικών τάσεων. Συγκεκριμένα το εύρος τιμών που παρουσιάζεται είναι από 0 έως 0.45 [Pa]. Παρατηρείται ότι η μέγιστη τάση εμφανίζεται σε δύο σημεία στο πάνω και κάτω σημείο της κοιλότητας του μοσχεύματος (κόκκινα βέλη στην εικόνα 162) ενώ υπάρχουν αρκετές περιοχές με απόλυτα μηδενική διατμητική τάση. Μια τέτοια περιοχή είναι στο μπροστινό

μέρος του ενδοαγγειακού μοσχεύματος, μόλις επάνω από τον διαχωρισμό στις δύο λαγόνιες αρτηρίες. Επίσης παρουσιάζονται περιοχές με μηδενική διατμητική τάση στο κάτω μέρος του μοσχεύματος (μπλε βέλη).

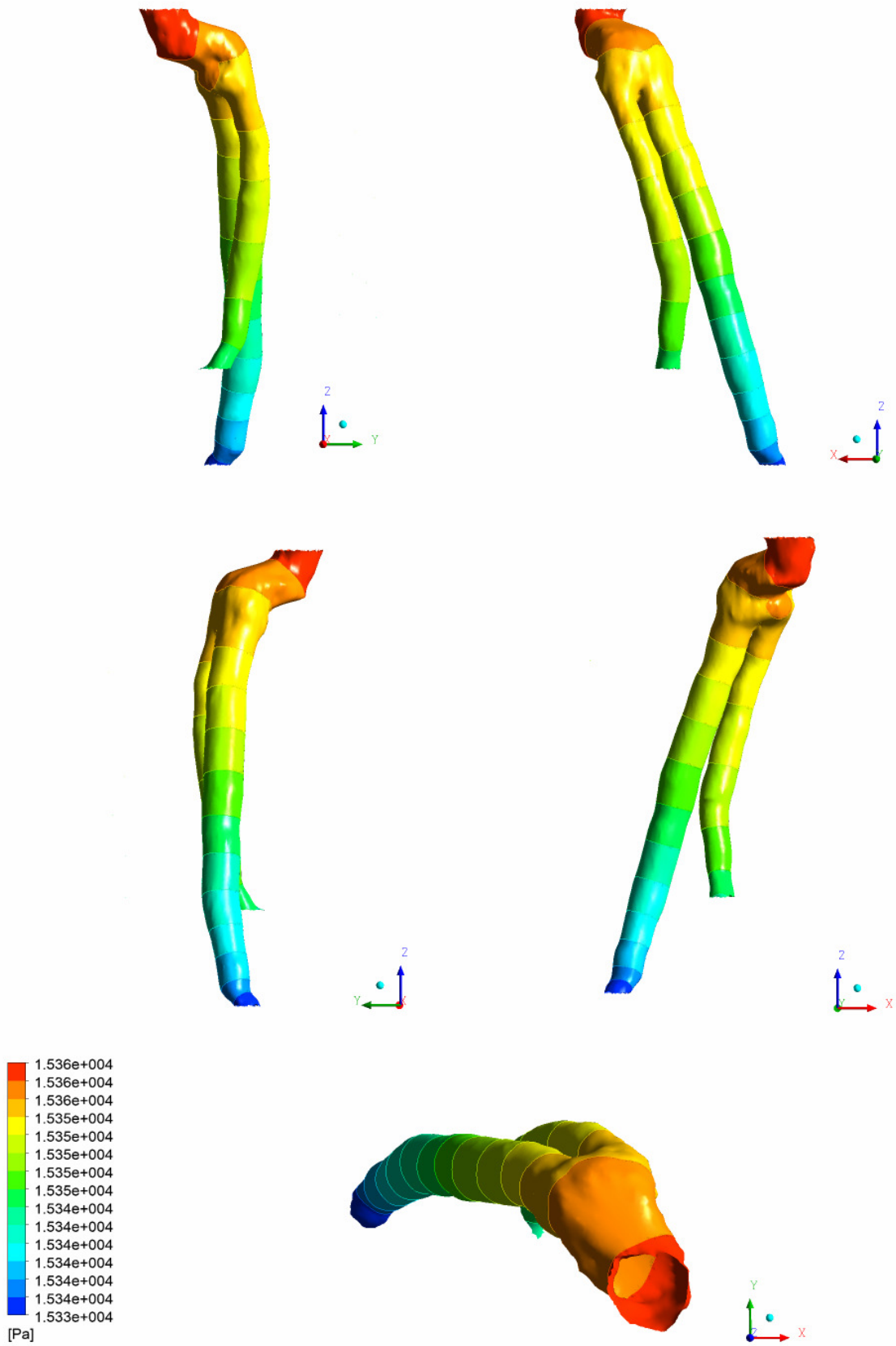
Για τη χρονική στιγμή $t_2 = 0.24s$ και τη χρονική στιγμή $t_3 = 0.32s$, οι οποίες ανήκουν στη φάση της επιτάχυνσης της παροχής του αίματος, το εύρος των τιμών της διατμητικής τάσης είναι πολύ διευρυνμένο και καταλαμβάνει τις τιμές μεταξύ 0.27 και 10 [Pa]. Οι χαμηλότερες τιμές των διατμητικών τάσεων βρίσκονται συγκεντρωμένες στη κοιλότητα του ενδοαγγειακού μοσχεύματος, τόσο στο πάνω όσο και στο κάτω μέρος της. Επίσης υψηλότερες τιμές παρουσιάζονται σε μια γωνία κοντά στην είσοδο καθώς και στην στένωση του αυλού εξόδου του αριστερού σκέλους του μοσχεύματος. Επίσης παρατηρείται ότι γενικά το δεξί σκέλος του ενδοαγγειακού μοσχεύματος παρουσιάζει χαμηλότερες τιμές τάσεις απ' ότι το αριστερό, λόγω και της περιορισμένης παροχής σε αυτό.

Κατά τη φάση της επιβράδυνσης της ροής παρατηρείται η σημαντική πτώση των διατμητικών τάσεων σε όλο το μήκος του ενδοαγγειακού μοσχεύματος. Συγκεκριμένα τη χρονική στιγμή $t_4 = 0.44s$ παρατηρούνται στα δύο σκέλη συμμετρικές περιοχές πολύ χαμηλής διατμητικής τάσης, καθώς επίσης, εντοπίζονται οι περιοχές μέγιστης διατμητικής τάσης στη περιοχή του αυλού εισόδου του ενδοαγγειακού μοσχεύματος καθώς και στη στένωση του αριστερού σκέλους. Παρατηρείται επίσης αλλαγή των περιοχών μέγιστης και ελάχιστης διατμητικής τάσης, μιας και στη κοιλότητα του ενδοαγγειακού μοσχεύματος, όπου υπήρχε η ελάχιστη τάση, πλέον η διατμητική τάση είναι σχετικά αυξημένη, σε αντίθεση με τα σκέλη του μοσχεύματος που έχουν μια σημαντική πτώση της τάσης.

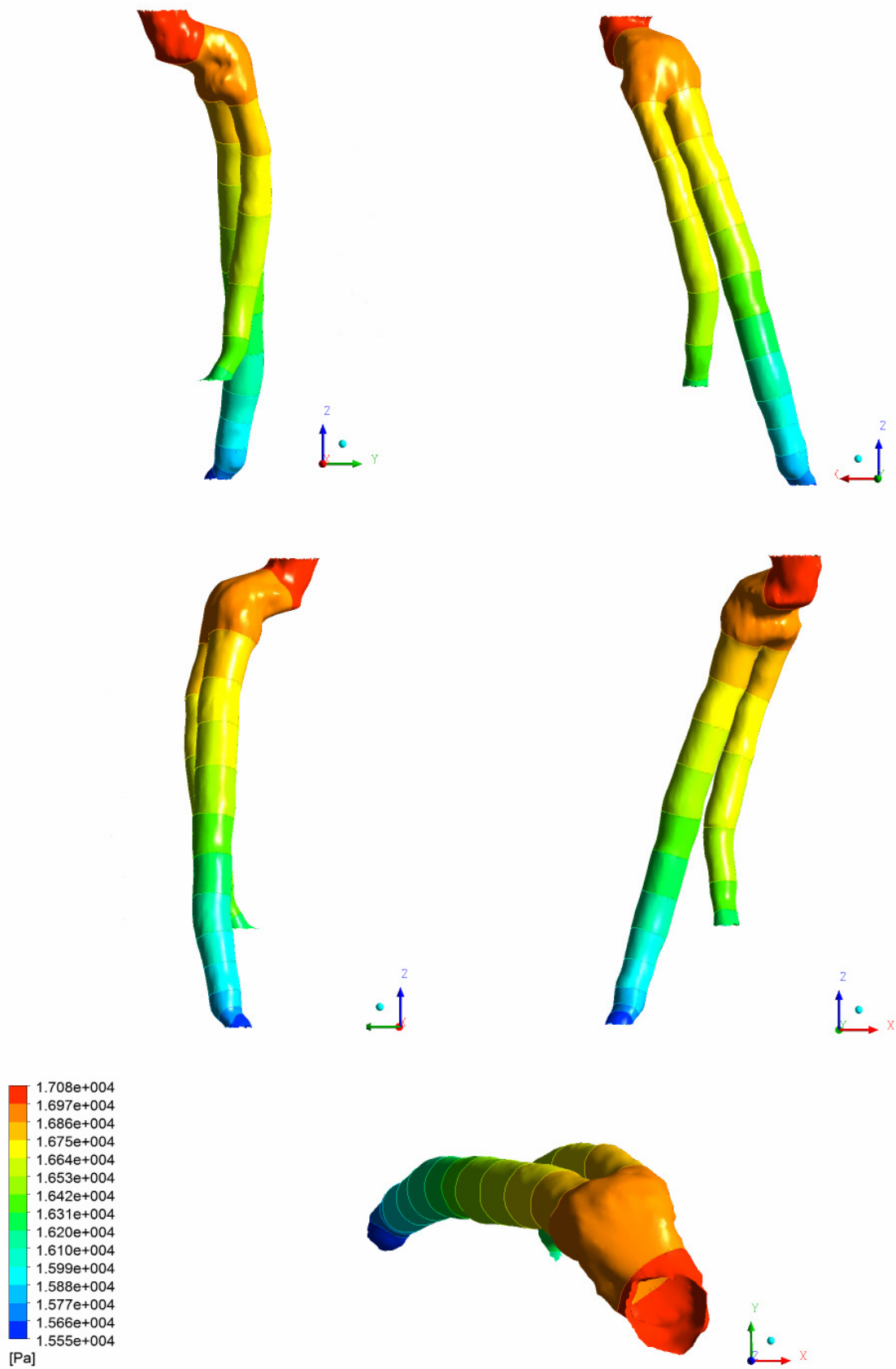
Εναλλαγή στις περιοχές μέγιστης και ελάχιστης διατμητικής τάση παρατηρείται πάλι τη χρονική στιγμή $t_5 = 0.54s$. Εκ νέου οι χαμηλότερες διατμητικές τάσεις βρίσκονται στη κοιλότητα του ενδοαγγειακού μοσχεύματος, ενώ τα σκέλη του παρουσιάζουν αυξημένη διατμητική τάση. Παρόμοια συμπεριφορά παρατηρείται και κατά τη χρονική στιγμή $t_6 = 0.78s$, με τις ελάχιστες διατμητικές τάσεις να περιορίζονται στο κάτω μέρος της κοιλότητας του ενδοαγγειακού μοσχεύματος ενώ οι μέγιστη διατμητική τάση βρίσκεται αποκλειστικά στη περιοχή στένωσης του αριστερού σκέλους του μοσχεύματος.



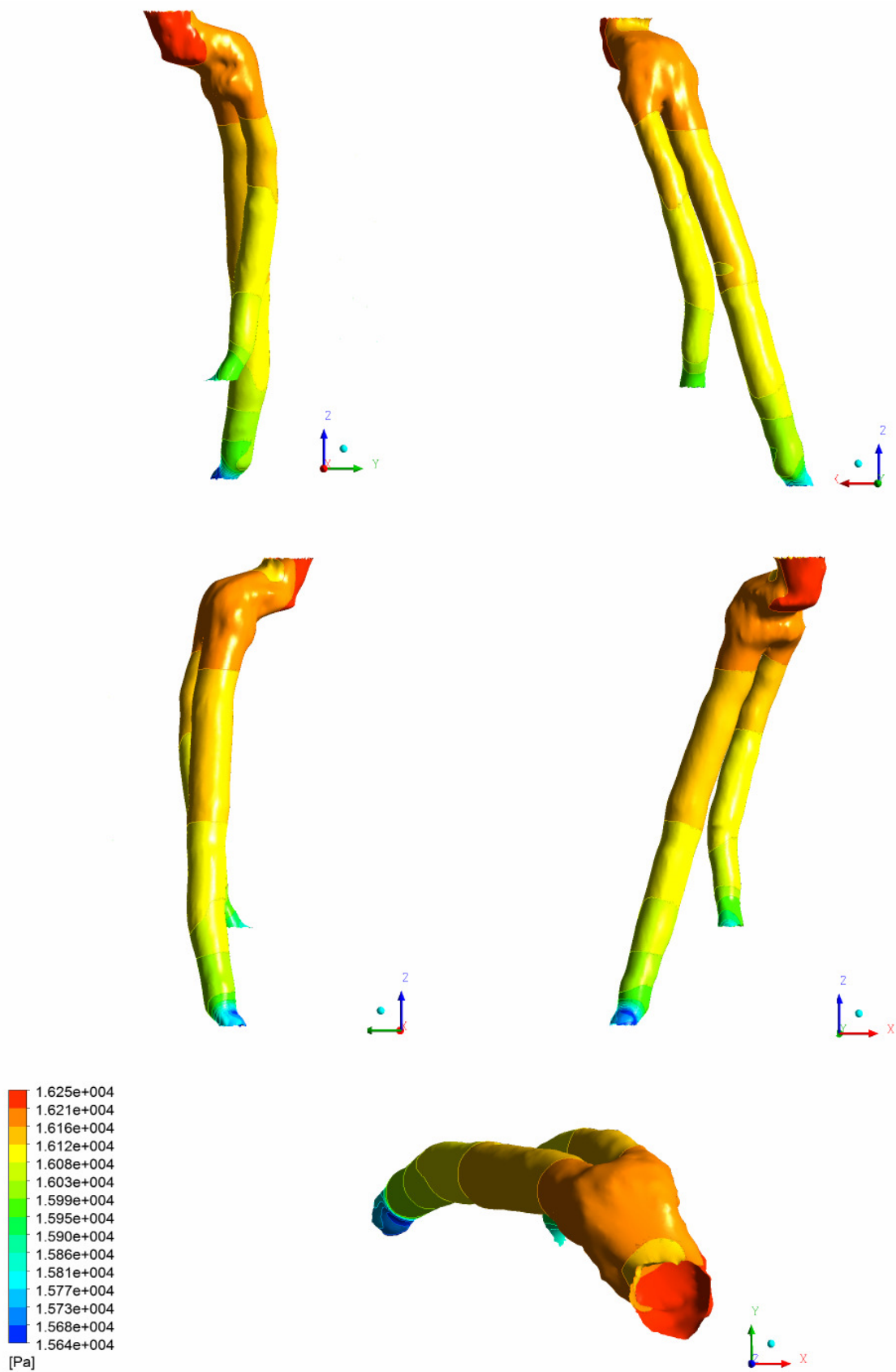
Εικόνα Η περιοχή για την οποία λαμβάνονται οι πιέσεις και διαμητικές τάσεις του ενδοαγγειακού μοσχεύματος.



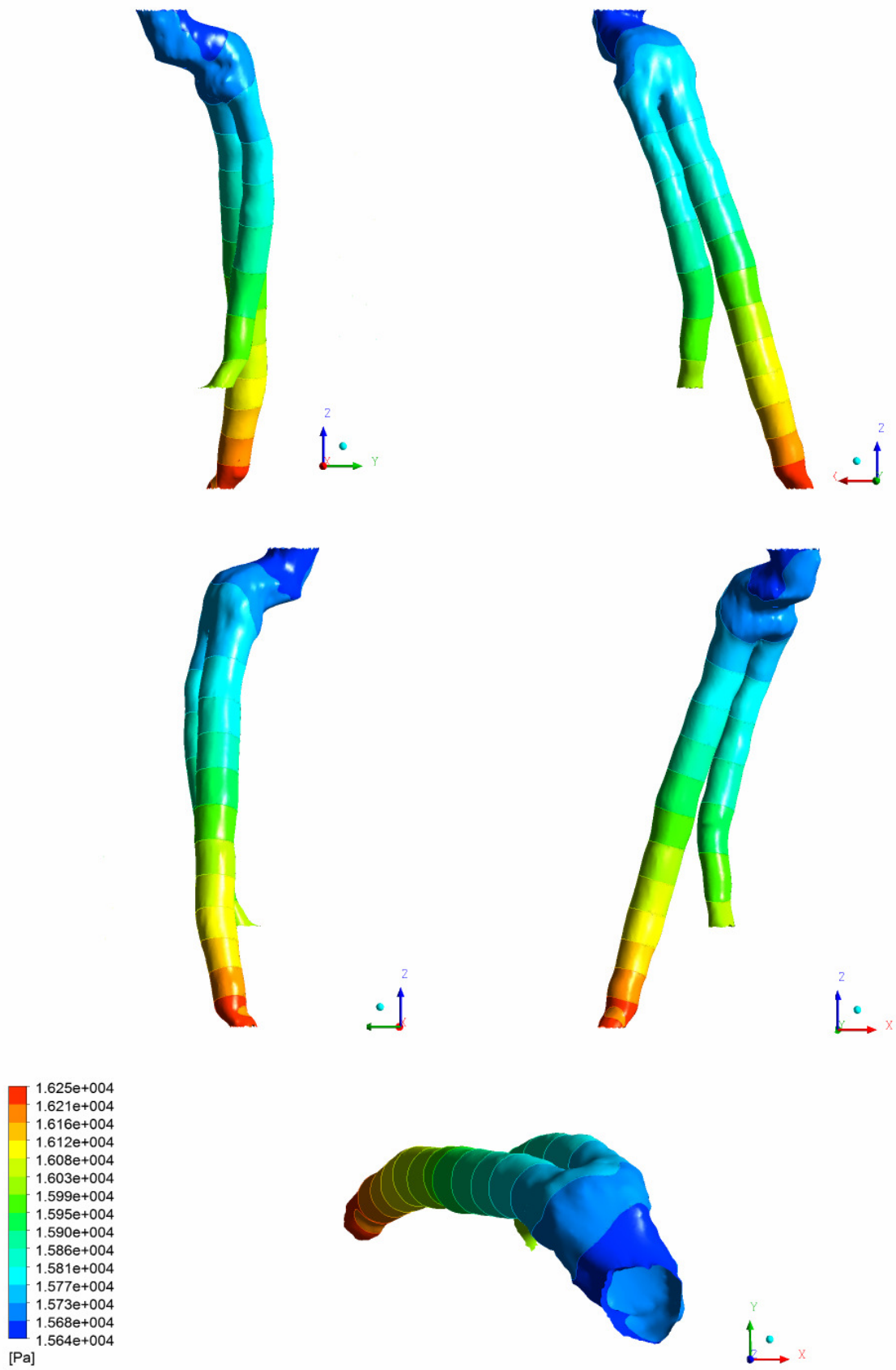
Εικόνα 156 Κατανομή των πιέσεων στο ενδοαγγειακό μόσχευμα για τη χρονική στιγμή $t_1 = 0s$



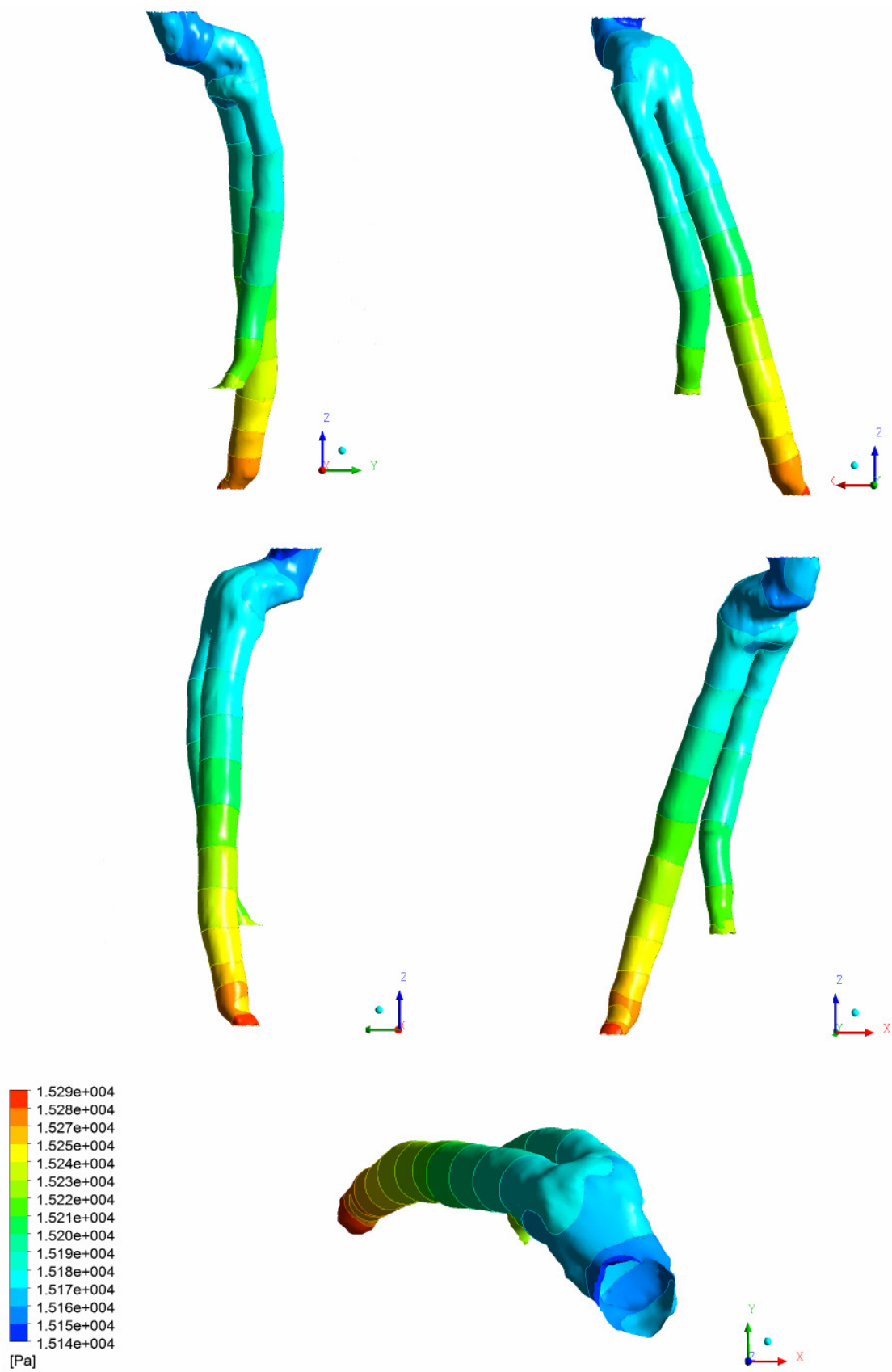
Εικόνα 157 Κατανομή των πιέσεων στο ενδοαγγειακό μόνιωμα για τη χρονική στιγμή $t_2 = 0.24s$



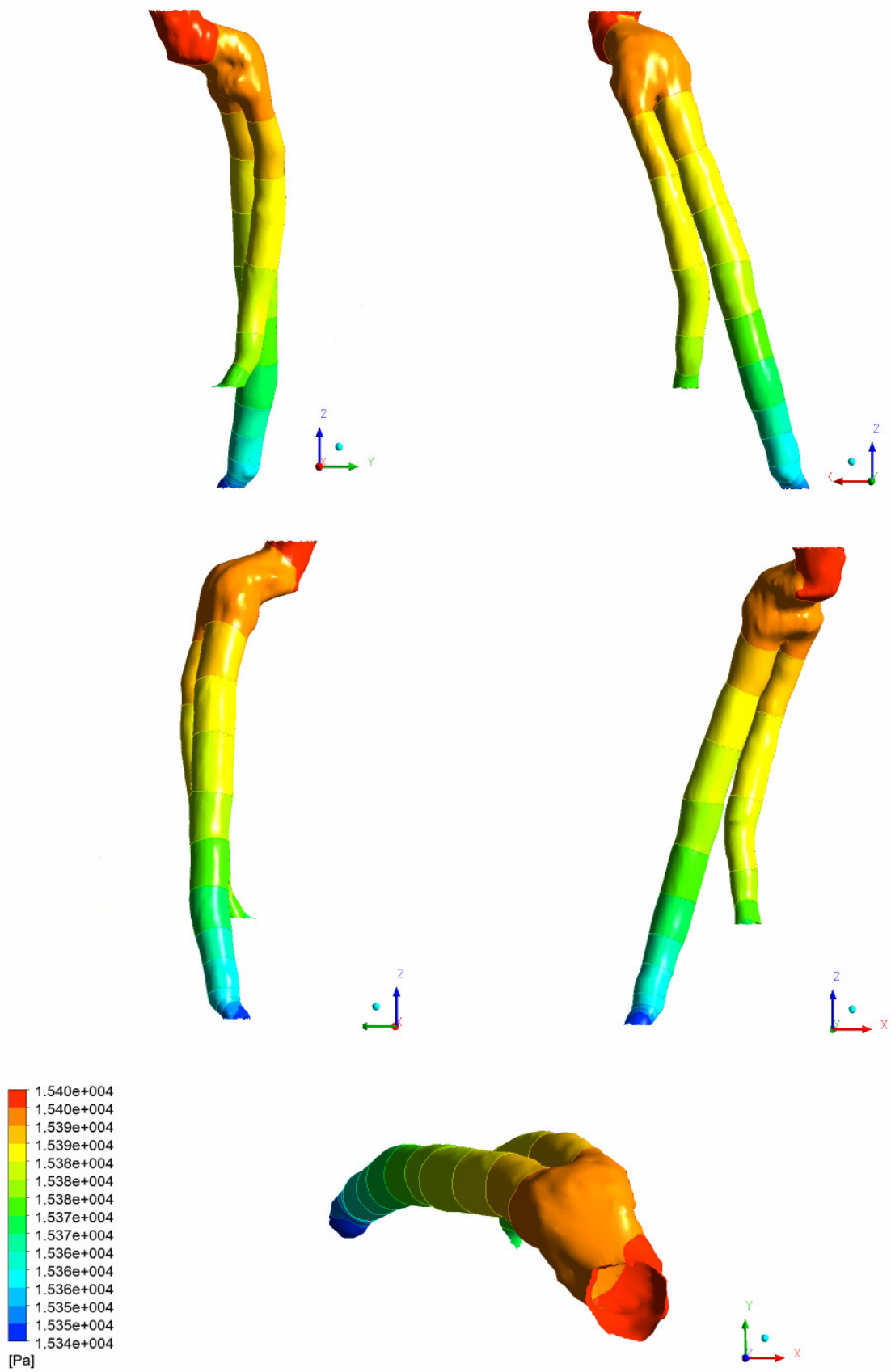
Εικόνα 158 Κατανομή των πιέσεων στο ενδοαγγειακό μόσχευμα για τη χρονική στιγμή $t_3 = 0.32s$



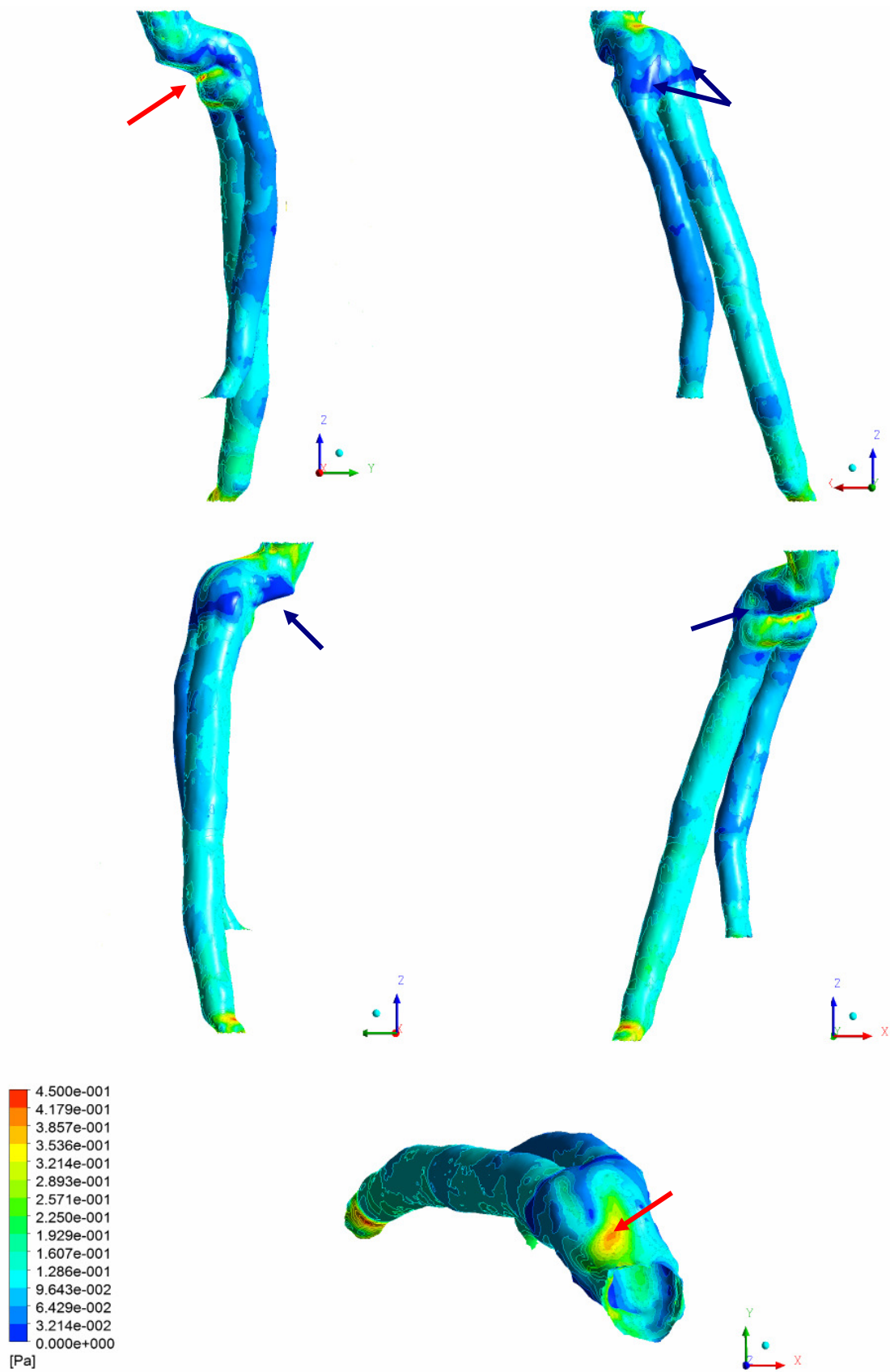
Εικόνα 159 Κατανομή των πιέσεων στο ενδοαγγειακό μόσχευμα για τη χρονική στιγμή $t_4 = 0.44s$



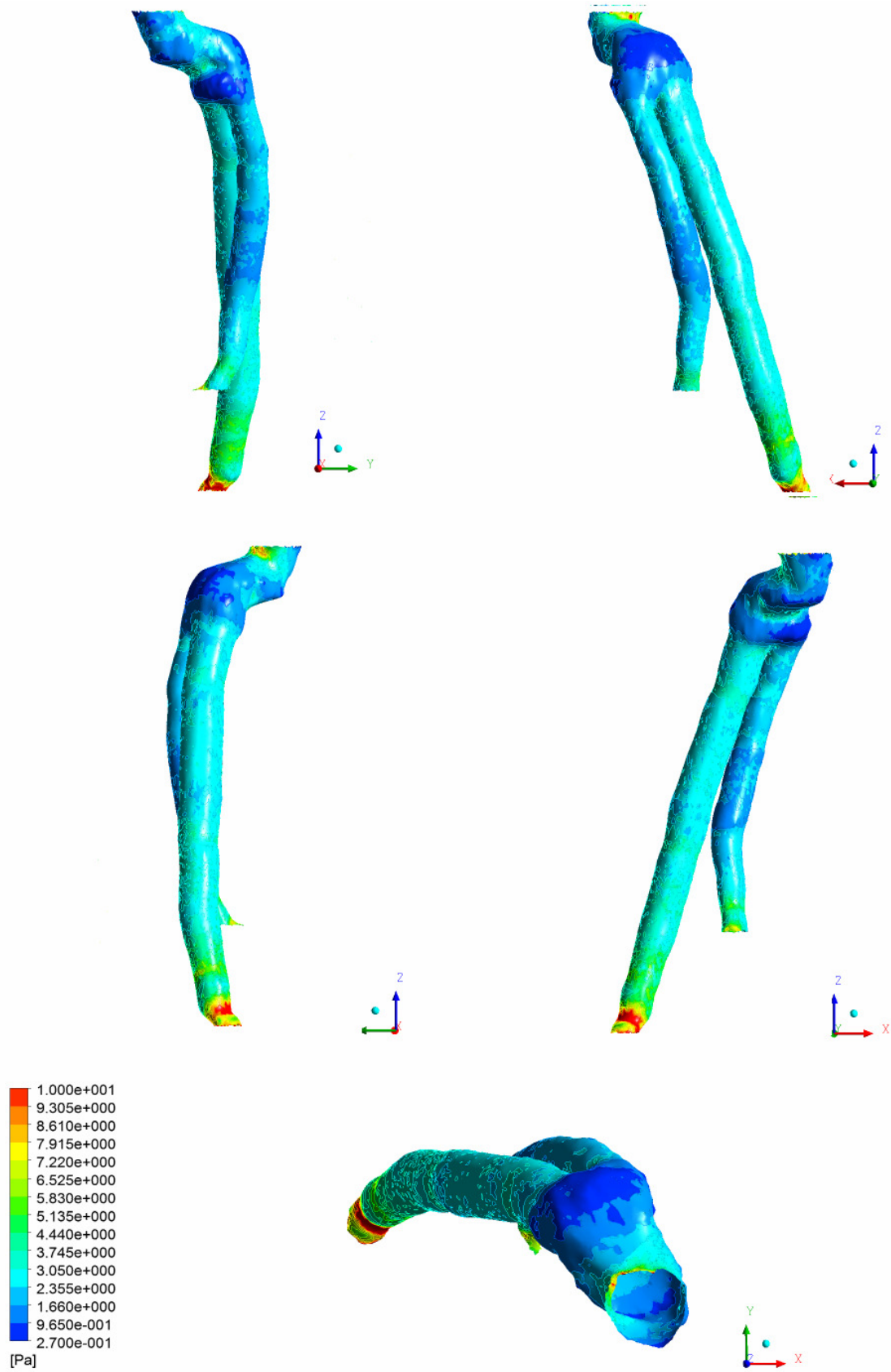
Εικόνα 160 Κατανομή των πιέσεων στο ενδοαγγειακό μόσχευμα για τη χρονική στιγμή $t_5 = 0.54s$



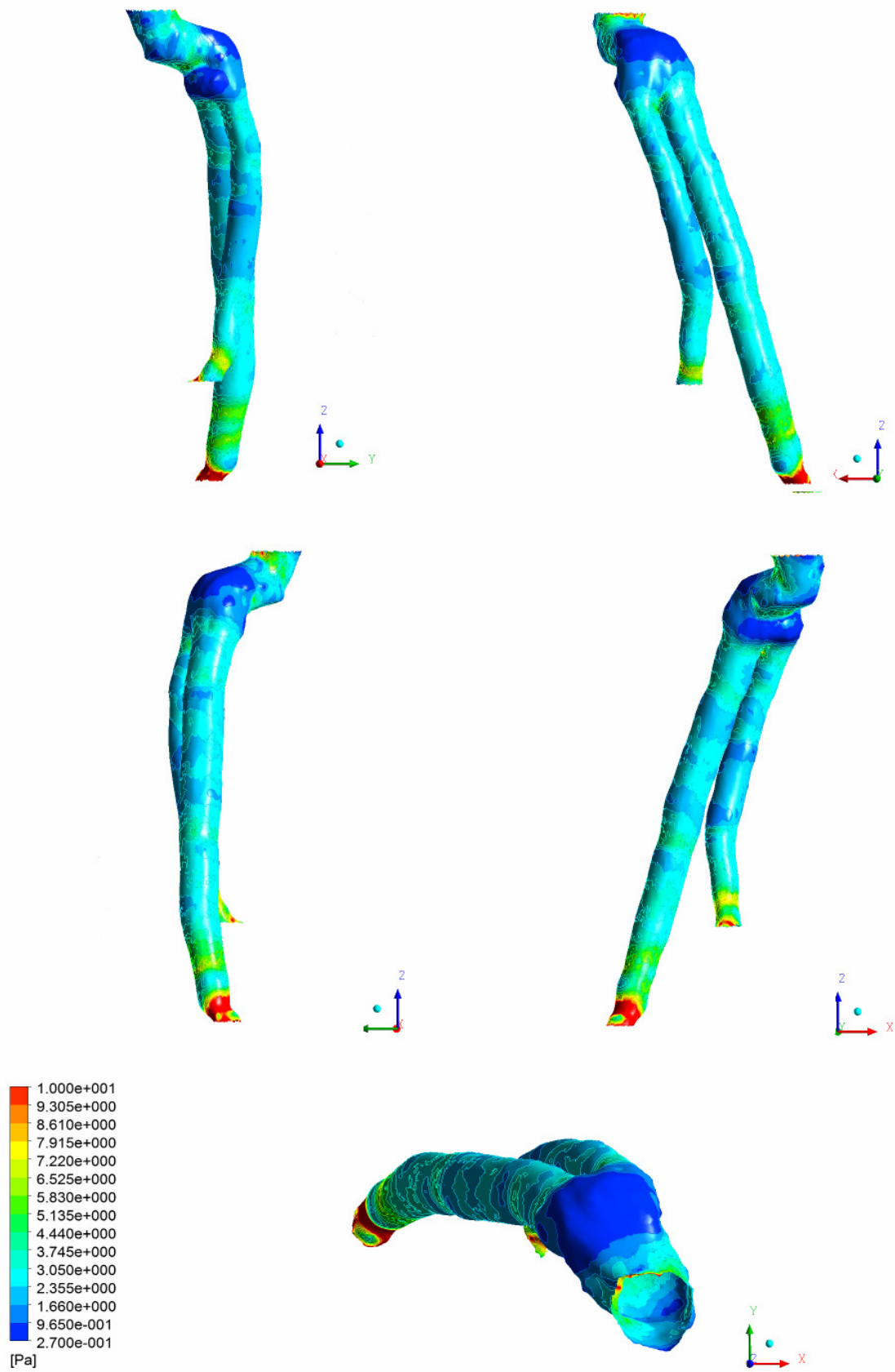
Εικόνα 161 Κατανομή των πιέσεων στο ενδοαγγειακό μόσχευμα για τη χρονική στιγμή $t_6 = 0.78s$



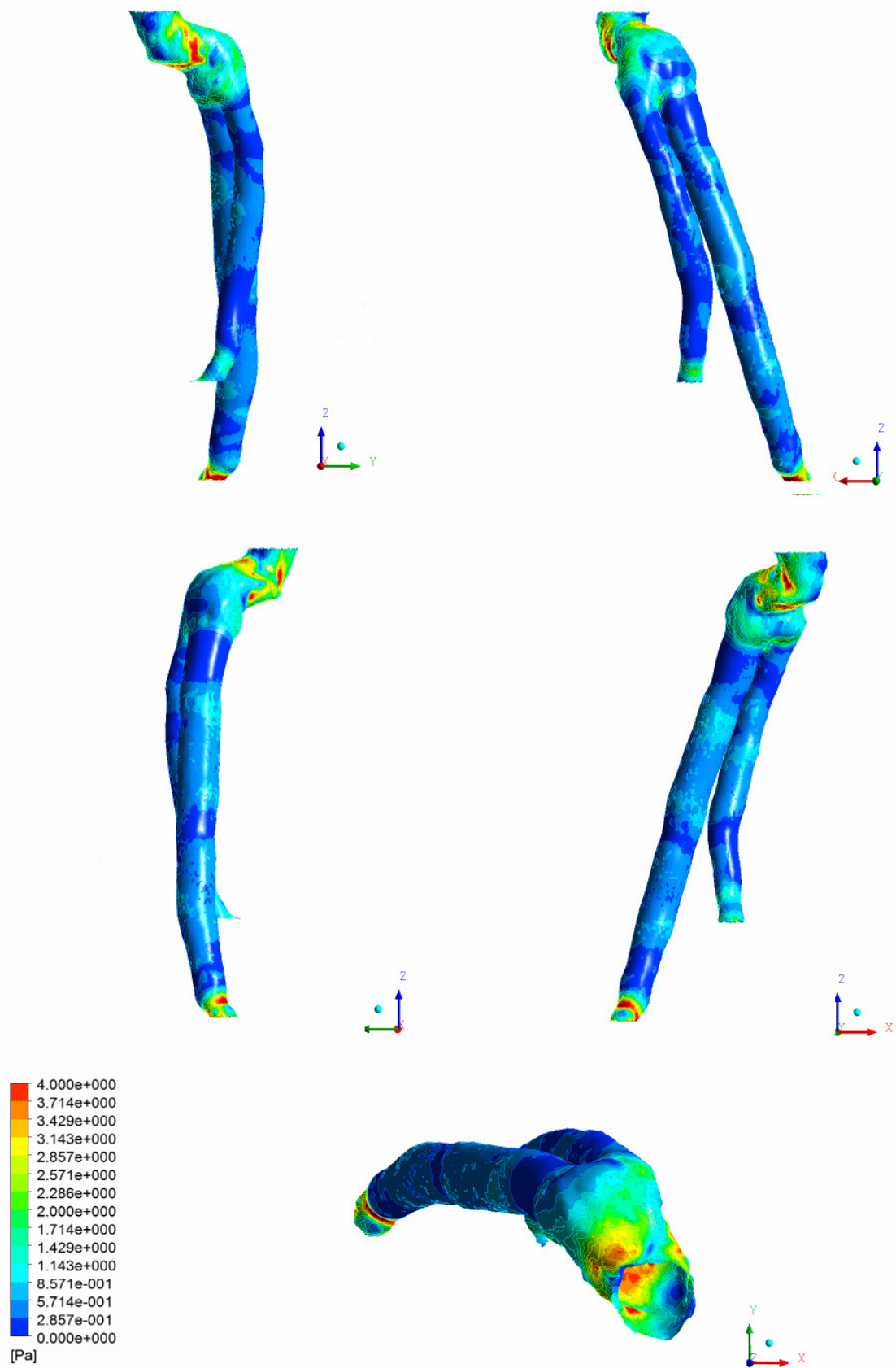
Εικόνα 162 Κατανομή των διατμητικών τάσεων στο ενδοαγγειακό μόσχευμα για τη χρονική στιγμή $t_1 = 0s$



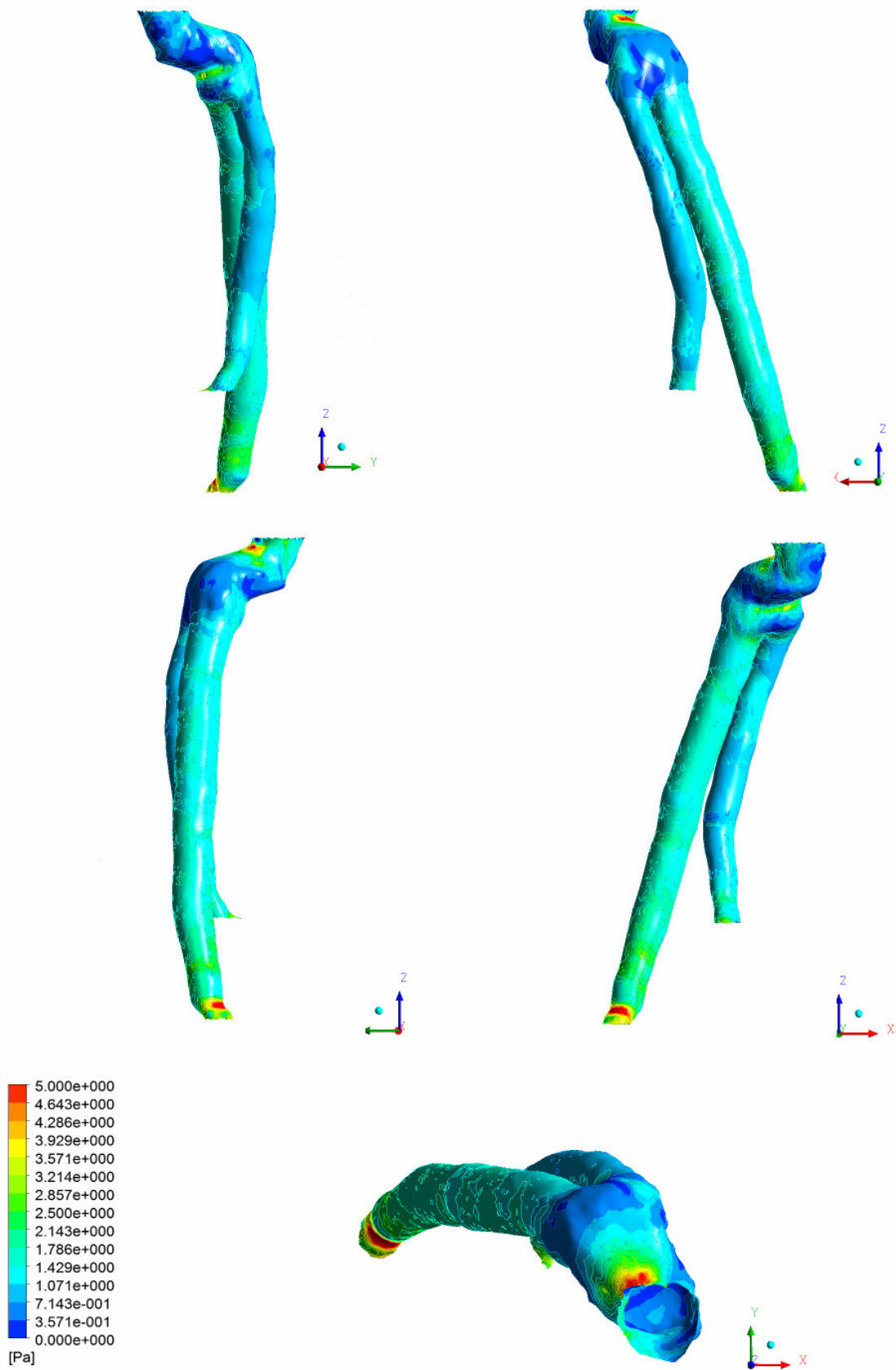
Εικόνα 163 Κατανομή των διατμητικών τάσεων στο ενδοαγγειακό μόσχευμα για τη χρονική στιγμή $t_2 = 0.24s$



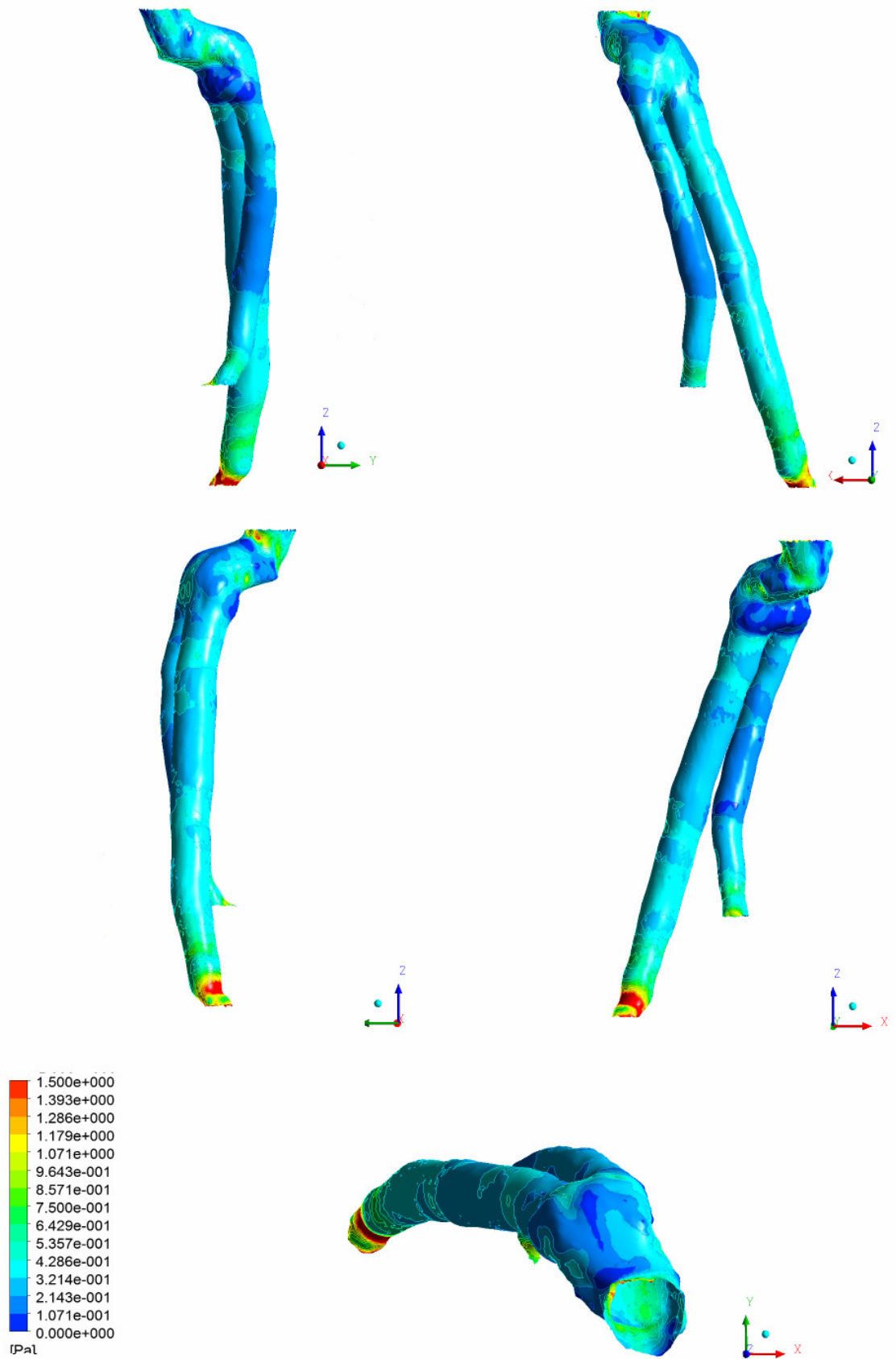
Εικόνα 164 Κατανομή των διατμητικών τάσεων στο ενδοαγγειακό μόσχευμα για τη χρονική στιγμή $t_3 = 0.32s$



Εικόνα 165 Κατανομή των διατμητικών τάσεων στο ενδοαγγειακό μόσχευμα για τη στιγμή $t_4 = 0.44s$



Εικόνα 166 Κατανομή των διατμητικών τάσεων στο ενδοαγγειακό μόσχευμα για τη χρονική στιγμή $t_5 = 0.54s$



Εικόνα 167 Κατανομή των διατμητικών τάσεων στο ενδοαγγειακό μόσχευμα για τη χρονική στιγμή $t_6 = 0.78s$

4.3.4 ΔΥΝΑΜΕΙΣ ΚΑΙ ΡΟΠΕΣ ΣΤΟ ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΑΚΟ ΜΟΣΧΕΥΜΑ

Παρακάτω παρουσιάζονται τα διαγράμματα των δυνάμεων και των ροπών που ασκούνται πάνω στο ενδοαγγειακό μόσχευμα. Οι κατανομές αυτές είναι πολύ σημαντικές, μιας και είναι αυτές, που σε βάθος χρόνου μπορεί να μετατοπίσουν το ενδοαγγειακό μόσχευμα, προκαλώντας εσωτερική διαρροή στο σάκο του ανευρύσματος, και έτσι επαναφέροντας το κίνδυνο ρήξης.

Οι κατανομές όπως παρουσιάζονται έχουν έντονα παλμικό χαρακτήρα, ο οποίος ακολουθεί τη παλμική συμπεριφορά της παροχής του αίματος. Οι μέσες τιμές των κατανομών αυτών, καθώς και η μέγιστες τιμές τους είναι:

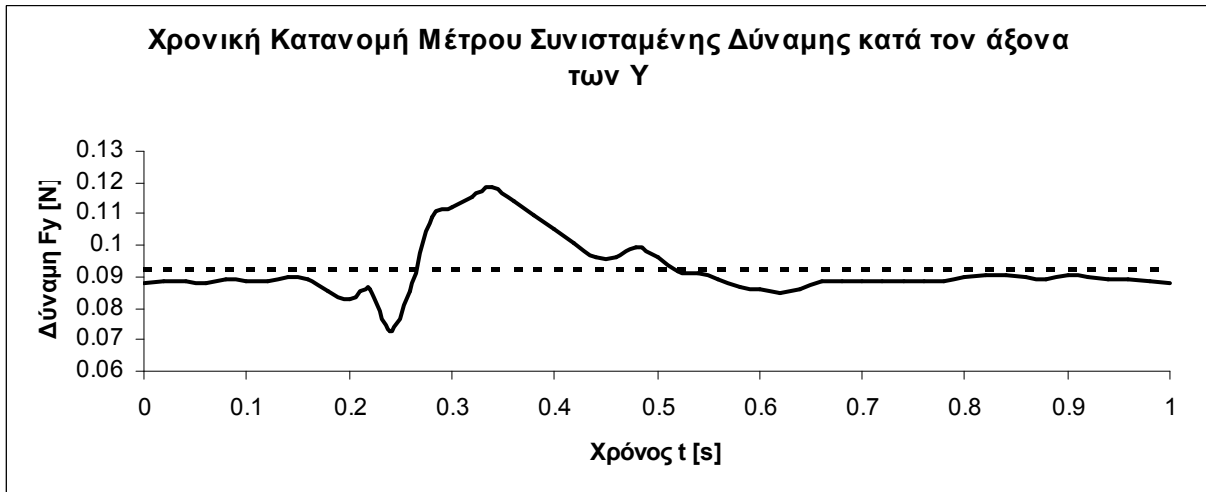
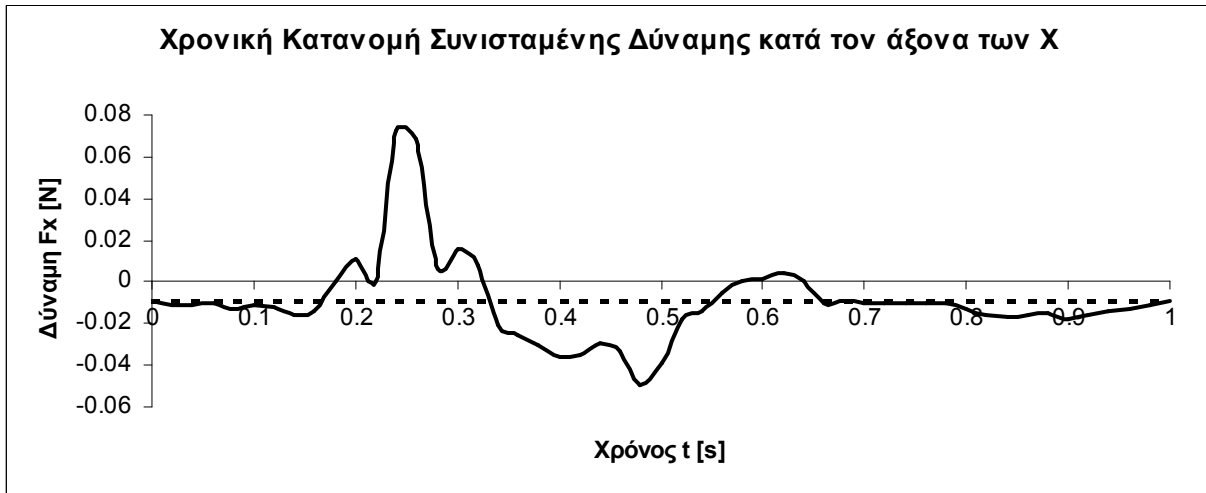
- $\overline{F_x} = -9.45 \cdot 10^{-3} N$, $F_{x_{MAX}} = 7.22 \cdot 10^{-2} N$
- $\overline{F_y} = 9.24 \cdot 10^{-2} N$, $F_{y_{MAX}} = 1.19 \cdot 10^{-1} N$
- $\overline{F_z} = 2.25 N$, $F_{z_{MAX}} = 2.48 N$

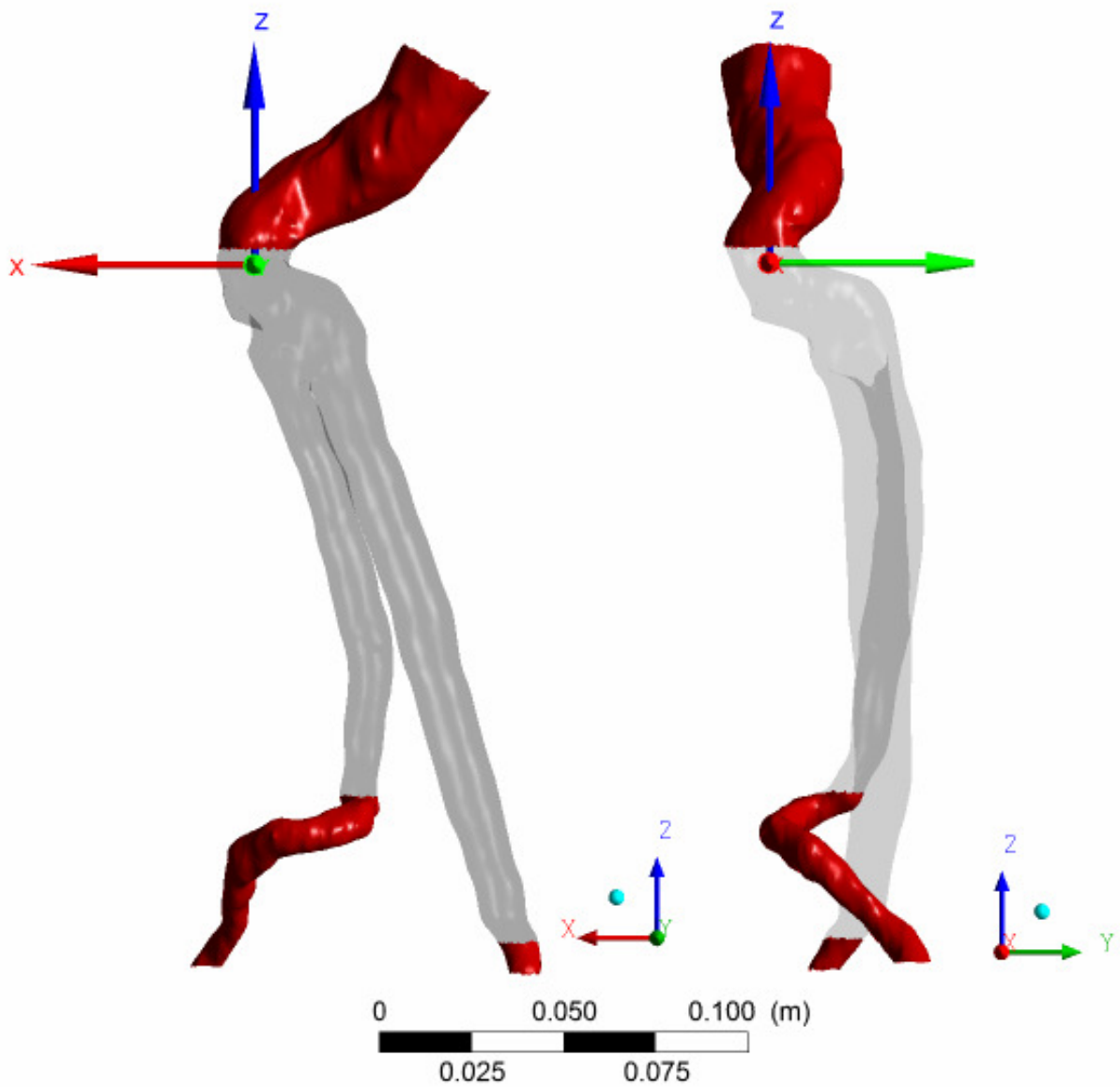
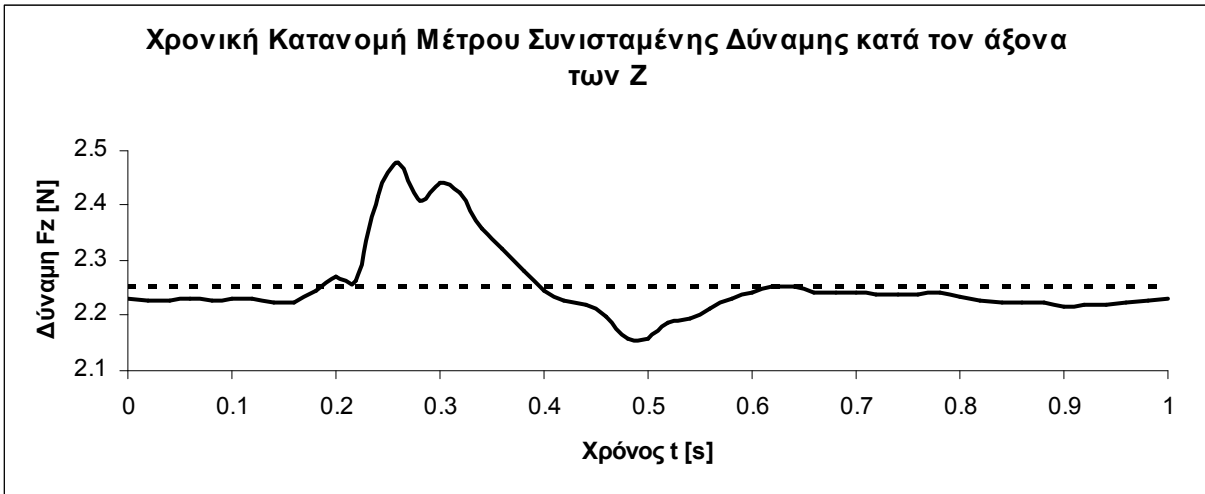
Από τις συνιστώσες της δύναμης όπως γίνεται αντιληπτό μεγαλύτερη σημασία έχει η δύναμη F_z , η οποία είναι τουλάχιστον μια τάξη μεγέθους μεγαλύτερη από τις άλλες δύο. Σημειώνεται ότι για τη δύναμη κατά τον άξονα z δίνεται το μέτρο, η κατεύθυνση της είναι προφανώς αντίθετη με την φορά του άξονα.

Αξίζει εδώ να σημειωθεί ότι το μέτρο της όπως αναφέρει και ο Kleinstreuer (2006), έχει να κάνει με την πίεση του αίματος του ασθενούς. Για αυτό το σκοπό εκτός από την τυπική μοντελοποίηση η οποία περιλαμβάνει πίεση στις εξόδους ίση με 115 mmHg, έγιναν και υπολογισμοί για πίεση ορισμένη στα 160 mmHg, η οποία αντιστοιχεί στη συστολική πίεση υπερτασικού ασθενή και βρέθηκε η μέγιστη δύναμη να είναι ίση με $F_{z_{MAX}} = 3.31 N$. Φαίνεται δηλαδή ότι η δύναμη που εφαρμόζεται είναι ακριβώς ανάλογη με το μέγεθος της συστολικής πίεσης.

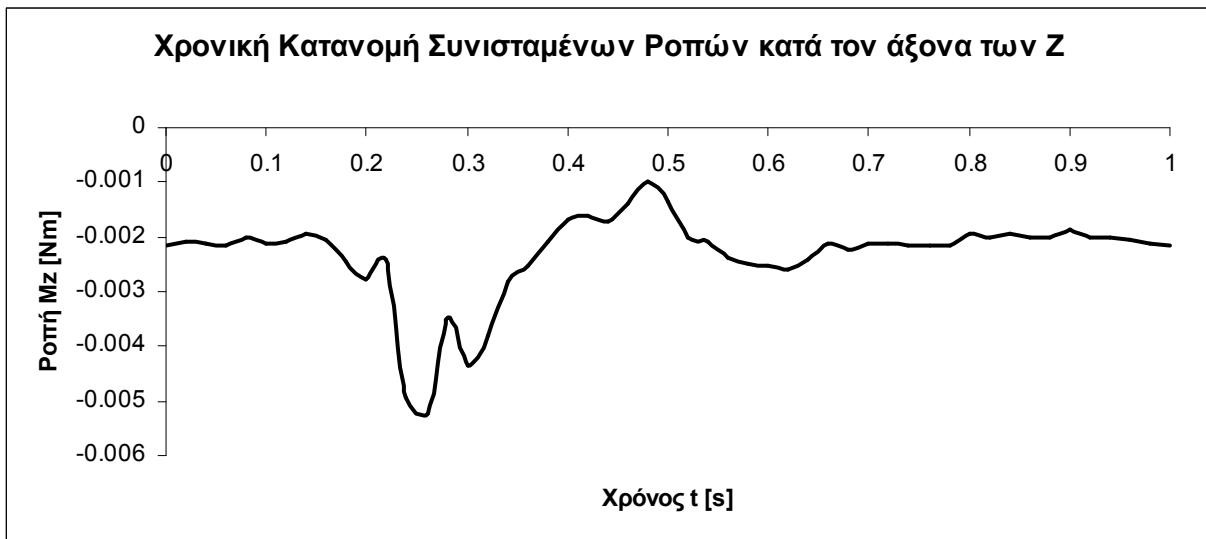
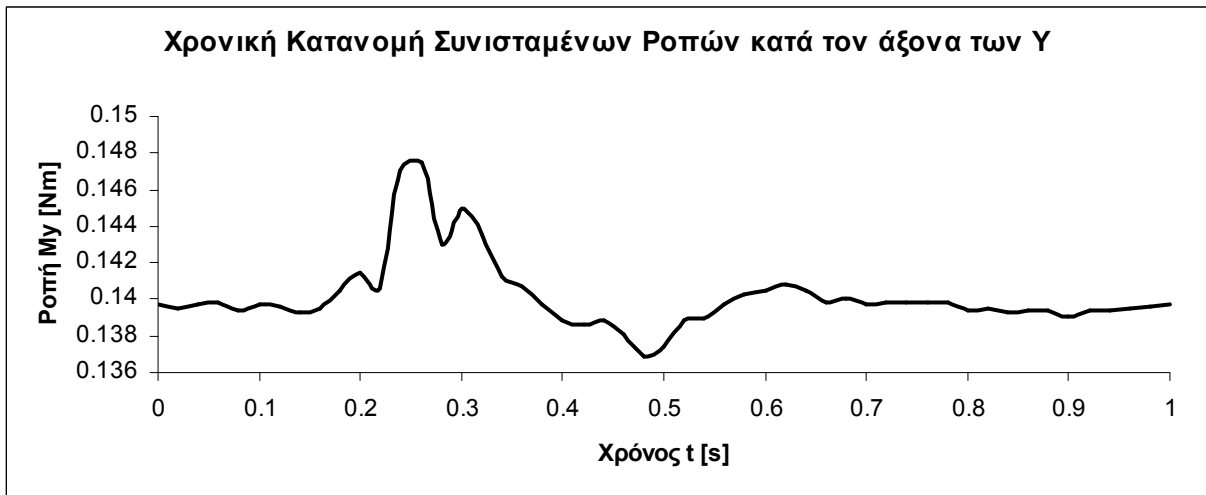
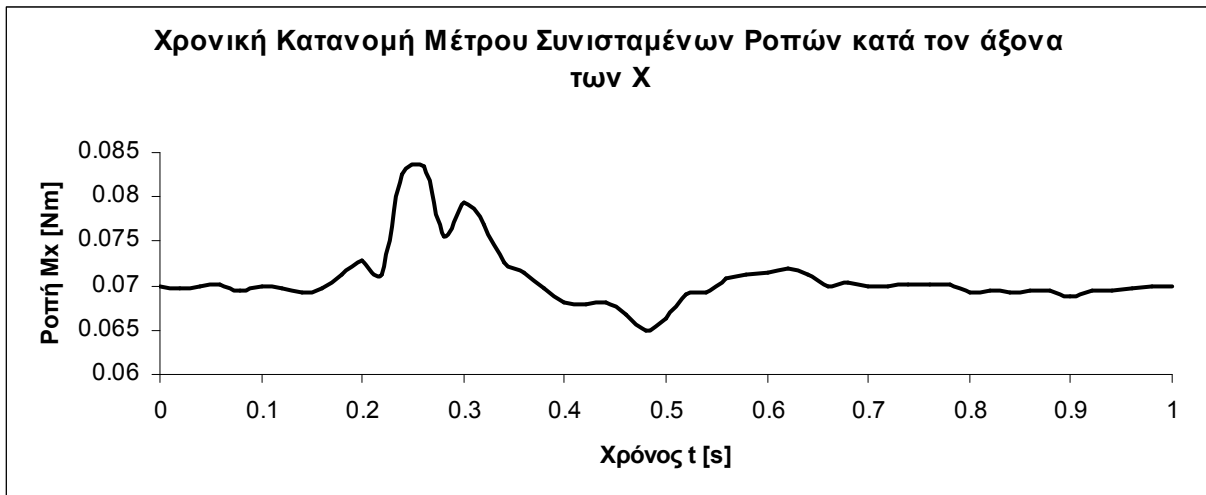
Για τον υπολογισμό των ροπών κατασκευάστηκε ένα νέο σύστημα συντεταγμένων (Εικόνα 168), το οποίο βρίσκεται στο κέντρο της άνω περιοχής αγκίστρωσης. Η περιοχή αυτή είναι που δέχεται τις περισσότερες δυνάμεις και συγκρατεί το μόσχευμα στη θέση του, σε συνεργασία με τα κατώτερα σημεία αγκίστρωσης. Οι μέσες και μέγιστες τιμές αυτών είναι:

- $\overline{M_x} = -7.07 \cdot 10^{-2} Nm$, $M_{x_{MAX}} = -8.35 \cdot 10^{-2} Nm$
- $\overline{M_y} = 1.40 \cdot 10^{-1} Nm$, $M_{y_{MAX}} = 1.48 \cdot 10^{-1} Nm$
- $\overline{M_z} = 2.32 \cdot 10^{-3} Nm$, $M_{z_{MAX}} = 5.23 \cdot 10^{-3} Nm$



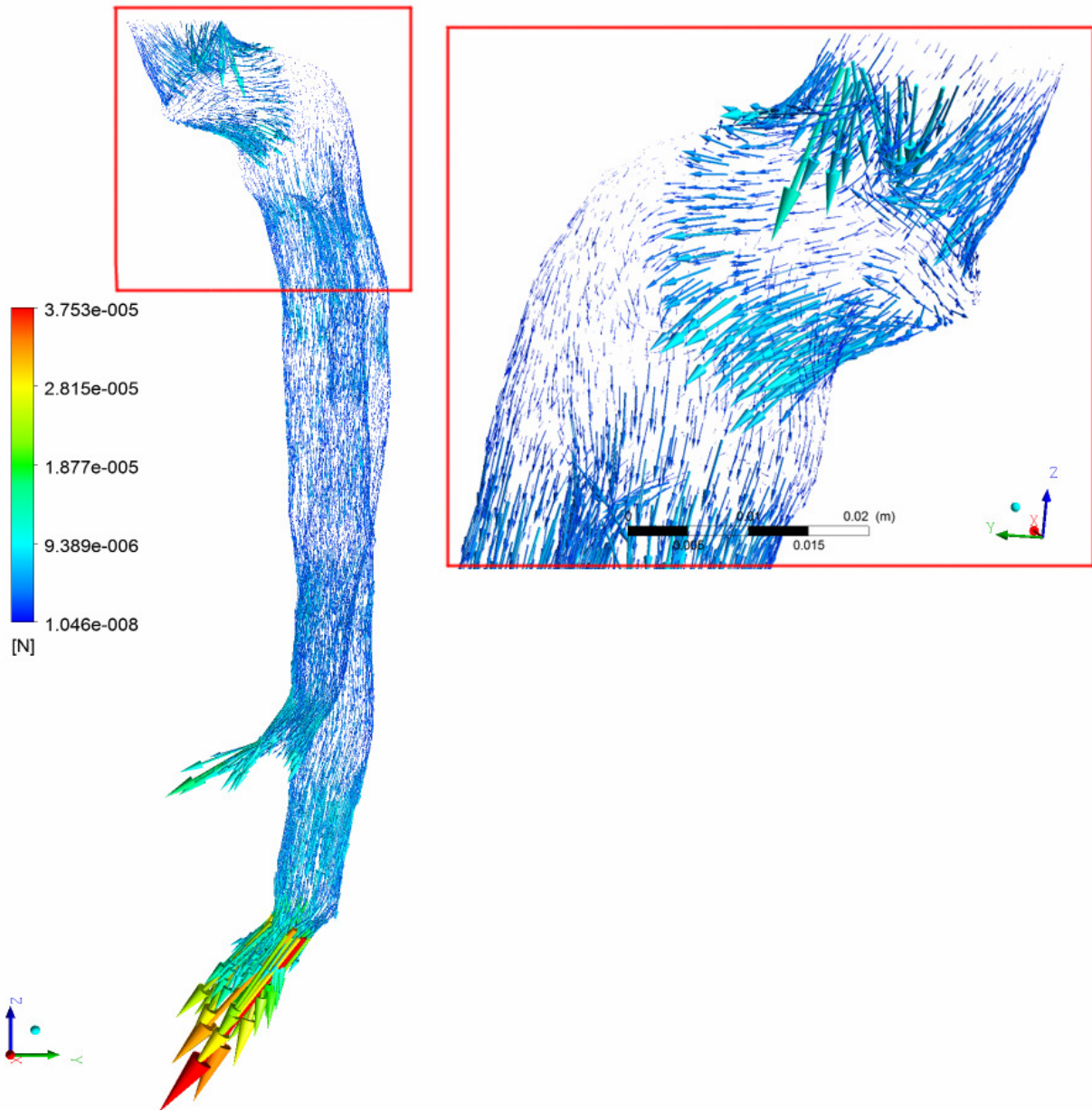


Εικόνα 168 Ο βοηθητικός άξονας συντεταγμένων για τον υπολογισμό των ροπών ως προς το σημείο ανώτερης αγκίστρωσης.



Ενδιαφέρον επίσης παρουσιάζουν τα σημεία εφαρμογής των ανυσμάτων της δύναμης. Όπως φαίνεται και στην εικόνα 169, τα μέγιστα διανύσματα της δύναμης εφαρμόζονται στις

περιοχές του ενδοαγγειακού μοσχεύματος που αντιστοιχούν στα σημεία αγκίστρωσης αυτού. Αυτό μπορεί να μην έχει μεγάλη σημασία, διότι η συνισταμένη δύναμη των διανυσμάτων των δυνάμεων είναι αυτή που θα μετακινήσει το μόσχευμα, αλλά παρόλα αυτά δείχνει μια επιπλέον επικινδυνότητα για τη πιθανή μετατόπιση του μοσχεύματος.



Εικόνα 169 Σημεία εφαρμογής των ανύσμάτων της δύναμης. Παρατηρείται ότι τα μεγαλύτερα σε μέτρο ανύσματα της δύναμης εφαρμόζονται στα σημεία αγκίστρωσης του μοσχεύματος.

4.4 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

4.4.1 ΜΟΝΤΕΛΟ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ

Για το μοντέλο του ανευρύσματος έγινε ανάκτηση δεδομένων από αξονικές τομογραφίες και αναδομήθηκε η πραγματική γεωμετρία του ανευρύσματος με τη βοήθεια του υπολογιστικού πακέτου Materialise MIMICS. Στη συνέχεια έγινε η μοντελοποίηση του ανευρύσματος στο ANSYS-CFX, για μη μόνιμο πεδίο ροής, το οποίο βασιζόταν σε πειραματικά δεδομένα και εξήχθησαν τα παρακάτω συμπεράσματα.

Τα πεδία ροής τα οποία υπολογίστηκαν καταδεικνύουν συσχέτιση της ανάπτυξης του ανευρύσματος με περιοχές ανακυκλοφορίας, δινών και έντονης δραστηριότητας του δευτερεύοντος πεδίου ροής. Συγκεκριμένα, παρατηρήθηκε ότι όλα τα φαινόμενα ανακυκλοφορίας, αποκόλλησης της ροής και δινών, εντοπίστηκαν μέσα στο σάκο του ανευρύσματος. Αυτά τα φαινόμενα συνεπάγονται όπως φάνηκε και στα αποτελέσματα έντονη δραστηριότητα στο δευτερεύον πεδίο ροής, πράγμα που συνεπάγεται την σημαντική ανάπτυξη ταχυτήτων προς το τοίχωμα του αγγείου. Αυτό σημαίνει και τη πιθανή εξασθένηση των κυττάρων του τοιχώματος τα οποία, υπό την επίδραση της πίεσης οδηγούνται πιθανώς σε διάγκωση του αγγείου.

Τα φαινόμενα αυτά του πεδίου ροής συνδέονταν χρονικά με τη φάση της επιβράδυνσης της ροής, η οποία λαμβάνει χώρα κατά τη διαστολή του μυοκαρδίου. Συγκεκριμένα παρατηρήθηκε ότι η ροή διαταράσσεται πολύ εντονότερα κατά τη διάρκεια της διαστολής στον καρδιακό κύκλο, επιβεβαιώνοντας έτσι τη παρατήρηση των Baek και συν. (2009). Συγκεκριμένα παρατηρήθηκε ότι η ροή κατά τη φάση της συστολής απαλλάσσεται σταδιακά από όλα τα φαινόμενα ανακυκλοφορίας και δινών που λαμβάνουν χώρα μέσα στο ανεύρυσμα. Στη συνέχεια και κατά την επιβράδυνση της παροχής αρχίζουν σταδιακά να εμφανίζονται φαινόμενα ανακυκλοφορίας, τα οποία αρχικά βρίσκονται κατάντι της εκβολής του αυλού εισόδου και με κατεύθυνση προς την πίσω πλευρά του ανευρύσματος. Τα φαινόμενα αυτά αναπτύσσονται ταυτόχρονα με την επιβράδυνση της ροής και φτάνουν σε μέγιστο πριν τη νέα συστολή όπου αφομοιώνονται από τα επιταχυνόμενα πεδία ταχυτήτων.

Επίσης εκτός από τις ανακυκλοφορίες παρατηρήθηκαν και ζεύγη δινών τα οποία ήταν εμφανή στις τομές $x-y$ και $y-z$ τα οποία δημιουργούνται κατά τη φάση της επιβράδυνσης και μένουν προσκολλημένα στη πίσω πλευρά του ανευρύσματος. Στη συνέχεια και αυτά διογκώνονται καθώς μειώνεται η παροχή στο αγγείο. Τελικά με την νέα μικρή επιτάχυνση της ροής, χρονική στιγμή t_6 οι δίνες αυτές αποκολλώνται από το πίσω τοίχωμα του αγγείου και μεταφέρονται προς τα μπροστά, όπου καταλήγουν προσκολλημένες στο μπροστινό τοίχωμα του αγγείου μέχρι τη συστολική φάση του καρδιακού κύκλου.

Αντίστοιχη δημιουργία και ανάπτυξη δινών παρατηρήθηκε στο επίπεδο $x-z$. Οι δίνες αυτές αναπτύσσονται ταυτόχρονα με τα άλλα ρευστοδυναμικά φαινόμενα στη δεξιά πλευρά του ανευρύσματος και ταυτόχρονα με το φαινόμενο ανακυκλοφορίας κινούνται προς την αριστερή πλευρά του τοιχώματος του αγγείου.

Τα φαινόμενα αυτά φάνηκε ότι αλληλεπιδρούν με το τοίχωμα του αγγείου μέσα από το διάγραμμα ισοϋψών καμπυλών των διατμητικών τάσεων. Στα διαγράμματα αυτά βρέθηκε ότι οι διατμητικές τάσεις είχαν σχετικά αυξημένες τιμές στις περιοχές όπου βρέθηκαν να αναπτύσσονται ή να συνυπάρχουν φαινόμενα δινών η ανακυκλοφορίας.

Γενικά τα διαγράμματα διατμητικών τάσεων στη περιοχή του σάκου του ανευρύσματος, παρουσίασαν μια σταθερή διατήρηση χαμηλών τιμών διατμητικής τάσης στις περιοχές του ανευρύσματος με μεγαλύτερη διάμετρο. Αυτή η παρατήρηση θα μπορούσε να συνδεθεί και με το ανεπτυγμένο δευτερεύον πεδίο ροής. Ο συνδυασμός των δύο αυτών παρατηρήσεων μπορεί θεωρητικά να οδηγήσει στο συμπέρασμα ότι η διόγκωση του ανευρύσματος συνδέεται με τις χαμηλές τιμές διατμητικής τάσης σε όλη τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου και την ανάπτυξη των φαινομένων του δευτερεύοντος πεδίου ροής και της ανακυκλοφορίας του αίματος.

Ακόμα ελέγχθηκε η διατμητική τάση σε 20 σημεία στο τοίχωμα του αγγείου και σε ακόμα 20 του αυλού ροής. Σε αυτά τα σημεία διαπιστώθηκε ότι η διατμητική τάση αλλάζει συνεχώς φορά και μέτρο με τις συνιστώσες της να κινούνται με παλλόμενη μορφή, η οποία διαρκεί μεταξύ των χρονικών σημείων $t=0.2s$ και $t=0.6s$. Στην υπόλοιπη διάρκεια του καρδιακού κύκλου παρατηρήθηκε ότι η συνιστώσες της διατμητικής τάσης τείνουν στο 0 [Pa].

Τα δεδομένα που συγκεντρώθηκαν για τις διατμητικές τάσεις χρησιμοποιήθηκαν για την αξιολόγηση των περιοχών όπου σχηματίζεται μάζα αρτηριακής θρόμβωσης και αθηροσκλήρωσης. Έχοντας στη διάθεση μας τις εικόνες αξονικής τομογραφίας του ασθενούς

έγινε δυνατή η εξαγωγή των εξής συμπερασμάτων. Η περιοχή όπου βρέθηκε να υπάρχει ο μεγαλύτερος όγκος θρόμβωσης, φάνηκε από τις αξονικές τομογραφίες ότι συμπίπτει με την περιοχή όπου μειώνεται η διάμετρος του αγγείου, επάνω από τις λαγόνιες αρτηρίες. Στη περιοχή αυτή παρατηρήθηκαν τα εξής φαινόμενα διατμητικής τάσης. Από τις ισοϋψείς καμπύλες παρατηρήθηκε ότι στη περιοχή αυτή η διατμητική τάση έχει μεγαλύτερη διακύμανση σε σχέση με τη περιοχή του σάκου του ανευρύσματος. Συγκεκριμένα φάνηκε ότι η διατμητική τάση στη περιοχή αυτή κυμαίνεται από 0 [Pa] μέχρι 3 [Pa] ενώ στο σάκο του ανευρύσματος η διατμητική τάση δεν υπερβαίνει το 1 [Pa]. Η διακύμανση αυτή γίνεται με μια ταλαντωτική μορφή. Η ταλάντωση αυτή λαμβάνει χώρα μεταξύ των χρονικών σημείων $t=0.2s$ και $t=0.6s$. Στη υπολειπόμενη διάρκεια του καρδιακού κύκλου παρατηρήθηκε ότι η διατμητική τάση είναι πάρα πολύ κοντά στα 0 [Pa], ενώ παρουσιάζει ελάχιστη διακύμανση.

Όσον αφορά την κατανομή των πιέσεων στο τοίχωμα του ανευρύσματος παρατηρήθηκε ότι έχει μονότονη συμπεριφορά γενικά. Συγκεκριμένα κατά τη φάση της επιτάχυνσης της ροής βρέθηκε ότι η πίεση είναι μονίμως φθίνουσα, από τη περιοχή της εισόδου της ροής προς τις λαγόνιες αρτηρίες. Αυτή η φάση διαρκεί περίπου μέχρι τη μέγιστη παροχή του καρδιακού κύκλου. Στη χρονική στιγμή αυτή παρουσιάζεται ένα μεταβατικό στάδιο, όπου η πίεση γίνεται ομοιόμορφη σε όλο το μήκος του ανευρύσματος, ενώ εμφανίζεται και ελάχιστο της πίεσης στη κορυφή του ανευρύσματος κοντά στη περιοχή όπου ενώνεται ο αυλός εισόδου με το ανεύρυσμα. Στη συνέχεια κατά τη φάση της επιβράδυνσης η μονοτονία της πίεσης είναι αντίστροφη με τη μέγιστη πίεση να εμφανίζεται στη περιοχή των λαγονίων αρτηριών, ενώ η ελάχιστη πίεση βρίσκεται στη κορυφή του ανευρύσματος κοντά στη περιοχή ένωσης του ανευρύσματος με τον αυλό εισόδου. Η φάση αυτή διαρκεί μέχρι τη νέα επιτάχυνση της παροχής που λαμβάνει χώρα τη χρονική στιγμή $t = 0.78s$, όπου η μονοτονία των πιέσεων γίνεται πάλι φθίνουσα από το ανεύρυσμα προς τις λαγόνιες αρτηρίες. Επίσης παρατηρήθηκε ότι η πίεση στις περιοχές που αναγνωρίστηκαν φαινόμενα από δίνες ή ανακυκλοφορίες, παρουσιάζει μικρές ανωμαλίες.

4.4.2 ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ ΕΝΔΟΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ

Για τη περίπτωση του ενδοαγγειακού μοσχεύματος ακολουθήθηκε η ίδια διαδικασία μοντελοποίησης με αυτή του ανευρύσματος. Η ανάκτηση δεδομένων από αξονικές τομογραφίες και η αναδόμηση της γεωμετρίας έγινε με χρήση του υπολογιστικού πακέτου Materialise MIMICS. Στη συνέχεια έγινε η μοντελοποίηση του ανευρύσματος στο ANSYS-CFX, για μη μόνιμο πεδίο ροής, το οποίο βασιζόταν σε πειραματικά δεδομένα και εξήχθησαν τα παρακάτω συμπεράσματα.

Τα πεδία ροής που υπολογίστηκαν, έδειξαν ότι δημιουργούνται έντονα φαινόμενα ανακυκλοφορίας τα οποία λαμβάνουν χώρα αποκλειστικά στη περιοχή της κοιλότητας του ενδοαγγειακού μοσχεύματος. Στη περιοχή αυτή εκτός από τη φάση της επιτάχυνσης της ροής όπου η ροή είναι ομοιόμορφη, υπάρχουν ανεπτυγμένα φαινόμενα ανακυκλοφορίας και φαινόμενα παραμένουσας ροής. Τα φαινόμενα αυτά επεκτείνονται σε κάποιες χρονικές στιγμές και στη περιοχή του αριστερού σκέλους του ενδοαγγειακού μοσχεύματος.

Με τον υπολογισμό των πεδίων ροής έγινε εφικτός και ο υπολογισμός των παροχών στην έξοδο των αρτηριών για τη περίπτωση του ενδοαγγειακού μοσχεύματος. Όπως υπολογίστηκε η μέση παροχή στη δεξιά λαγονία αρτηρία παραμένει αρκετά χαμηλότερη από αυτή της αριστερής. Όποτε συμπεραίνεται ότι με το ενδοαγγειακό μόσχευμα στη παρούσα περίπτωση δεν έγινε δυνατή η εξομάλυνση των διαφορών μεταξύ των παροχών των δύο λαγονίων αρτηριών.

Η πίεση στο ενδοαγγειακό μόσχευμα παρουσιάζει όμοια συμπεριφορά με αυτή που υπολογίστηκε στο ανεύρυσμα της κοιλιακής αορτής, ενώ και οι διατμητικές τάσεις δεν παρουσιάζουν κάποιο ιδιαίτερο ενδιαφέρον, πλην του γεγονότος ότι γενικά οι ελάχιστες τιμές του βρέθηκαν να είναι στη περιοχή της κοιλότητας του ενδοαγγειακού μοσχεύματος.

Επίσης υπολογίστηκε η χρονική κατανομή των δυνάμεων και των ροπών ως προς τους τρεις άξονες συστήματος συντεταγμένων που βρισκόταν στη περιοχή αγκίστρωσης του μοσχεύματος στο ανεύρυσμα. Όσον αφορά στις δυνάμεις παρατηρήθηκε ότι μεγαλύτερη βαρύτητα είχε η δύναμη ως προς τον άξονα z . Η μέση τιμή της υπολογίστηκε $\overline{F_z} = 2.25N$ ενώ η μέγιστη τιμή της είναι $F_{z_{MAX}} = 2.48N$. Η δύναμη αυτή είναι μια τουλάχιστον τάξη μεγέθους μεγαλύτερη από τις άλλες δύο δυνάμεις. Όσον αφορά στις ροπές, κατασκευάστηκε βοηθητικό σύστημα συντεταγμένων στη περιοχή του σημείου αγκίστρωσης του μοσχεύματος, για να

εξεταστούν οι ροπές ως προς αυτή τη περιοχή ενδιαφέροντος. Πιο αξιόλογο μέγεθος φαίνεται να έχει η ροπή ως προς τον άξονα y του βοηθητικού συστήματος συντεταγμένων. Οι τιμές δε αυτής είναι : $\overline{M}_y = 1.40 \cdot 10^{-1} Nm$, $M_{y_{MAX}} = 1.48 \cdot 10^{-1} Nm$.

4.5 ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Τα αποτελέσματα που εξήχθηκαν με τη μέθοδο μοντελοποίησης που ακολουθήθηκε δίνουν πολύ καλή εικόνα για τα αιμοδυναμικά φαινόμενα του πεδίου ροής. Παρόλα αυτά χρήσιμη θα ήταν η χρήση ακριβέστερων εικόνων απεικονιστικής εξέτασης. Το βήμα των 2,5 mm μεταξύ των τομών της τομογραφίας κρίνεται μεγάλο και πιθανώς επηρεάζει την ακρίβεια του μοντέλου.

Όσον αφορά τα πεδία ροής και τις παροχές παρατηρήθηκε ότι και στις τρεις περιπτώσεις οι παροχές παρέμειναν σταθερές στις εξόδους των λαγονίων αρτηριών με μικρές διακυμάνσεις. Για τις περιπτώσεις αυτές μεταβαλλόταν ουσιαστικά η διαμόρφωση της γεωμετρίας της αριστερής λαγόνιας αρτηρίας που παρουσίαζε ανεύρυσμα (είτε αυξάνοντας τη διάμετρο της στο θεωρητικό μοντέλο, είτε μικραίνοντας τη με τη χρήση του ενδοαγγειακού μοσχεύματος), ενώ η δεξιά λαγόνια παρέμενε αμετάβλητη. Μπορεί να θεωρηθεί λοιπόν ότι βασικό ρόλο στη διαμόρφωση των παροχών του πεδίου ροής έπαιξε η στενότερη δεξιά αρτηρία παρά η διευρυμένη αριστερή.

Για την θεωρία ανάπτυξης της θρόμβωσης και αθηροσκλήρωσης εξήχθησαν πολύ χρήσιμα συμπεράσματα για τη κατανομή των διατμητικών τάσεων στο τοίχωμα. Τα αποτελέσματα που βρέθηκαν με τον συνδυασμό των ισοϋψών καμπυλών και της χρήσης σημείων επί του τοιχώματος του αγγείου, καταδεικνύουν ότι κατά τη φάση της συστολής και χαλάρωσης του καρδιακού κύκλου η κατανομή των διατμητικών τάσεων έχει ταλαντωτική συμπεριφορά ημιτονοειδούς μορφής. Το εύρος της ταλάντωσης αυτής είναι μεγαλύτερο στις περιοχές όπου εμφανίζεται μεγαλύτερη μάζα θρόμβου και αθηροσκλήρωσης από τη διακύμανση στη περιοχή του σάκου του ανευρύσματος. Επίσης για το υπόλοιπο χρονικό διάστημα του καρδιακού κύκλου, εκτός της φάσης επιτάχυνσης και επιβράδυνσης της ροής οι διατμητικές τάσεις παίρνουν μηδενική τιμή εμφανίζοντας αμελητέες διακυμάνσεις. Αυτή η παρατήρηση μπορεί βέβαια να μην προκαλεί την ανάπτυξη της μάζας θρόμβου και αθηρώματος αλλά να συνυπάρχει με αυτή. Σε κάθε περίπτωση πάντως αξίζει να ερευνηθεί

περισσότερο διότι μπορεί να βοηθήσει στην δημιουργία μοντέλου για τον προσδιορισμό της περιοχής ανάπτυξης της μάζας αρτηριακής θρόμβωσης αθηρώματικής πλάκας.

Όσον αφορά τις δυνάμεις που υπολογίστηκαν για το ενδοαγγειακό μόσχευμα βρέθηκε ότι είναι σε ικανοποιητικά επίπεδα και σύμφωνα με τη βιβλιογραφία ο ασθενής δεν διατρέχει κίνδυνο για τη μετατόπιση του μοσχεύματος του. Πάντως η χρήση δεδομένων ρεαλιστικής κατανομής της πίεσης στον καρδιακό κύκλο, θα βοηθούσε στην ακριβέστερη αξιολόγηση των δυνάμεων στο ενδοαγγειακό μόσχευμα και θα έδινε μεγαλύτερο εύρος στη διακύμανση τους.

Επίσης η πίεση του αίματος έδειξε να αποτελεί πολύ σημαντικό παράγοντα για τις δυνάμεις που ασκούνται στο μόσχευμα, μιας και βρέθηκε ότι με χρήση συνοριακής συνθήκης 160 mmHg αντί για 115 mmHg, στις εξόδους των λαγονίων αρτηριών, η δύναμη στο μόσχευμα αυξήθηκε σχεδόν ανάλογα, καταδεικνύοντας το ρόλο που παίζει η πίεση στις δυνάμεις επί του μοσχεύματος.

Όσον αφορά στη μοντελοποίηση, και λύση του προβλήματος, στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής επιλέχθηκαν να γίνουν όσες επαναλήψεις ήταν απαραίτητο έτσι ώστε να επέλθει μονιμότητα στη λύση μεταξύ των διαδοχικών καρδιακών παλμών. Από αυτή τη διαδικασία έγιναν οι παρακάτω παρατηρήσεις. Κατά την πρώτη κιόλας επανάληψη της διαδικασίας επίλυσης, στο δεύτερο κιόλας δηλαδή καρδιακό παλμό, έχουμε μια πολύ καλή εικόνα για το πώς διαμορφώνεται το πεδίο ροής μέσα στον σάκο του ανευρύσματος. Στις επόμενες επαναλήψεις το σφάλμα του πεδίου ταχυτήτων βαίνει μειούμενο μέχρι την πλήρη μονιμότητα του προβλήματος. Με βάση τα παραπάνω συμπεραίνουμε ότι θα μπορούσε να μειωθεί το υπολογιστικό κόστος ακόμα και με δύο μόνο συνεχόμενες επιλύσεις του προβλήματος. Κάτι τέτοιο θα μπορούσε να είχε αντίκτυπο και στην πρακτική αξιοποίηση αυτής της τεχνικής που μελετήθηκε στη παρούσα διπλωματική εργασία.

ΠΡΟΟΠΤΙΚΕΣ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ

Η ανάλυση που έγινε για το παρούσα εργασία έδωσε μια καλή εικόνα του αντίκτυπου των πεδίων ροής στη παθοφυσιολογία τόσο του ανευρύσματος όσο και του ενδοαγγειακού μοσχεύματος. Παρόλα αυτά η μοντελοποίηση του προβλήματος μπορεί να διαφοροποιηθεί έτσι ώστε να δημιουργηθεί ένα ακόμη πιο ρεαλιστικό μοντέλο του προβλήματος. Στόχος

γενικότερα είναι η ανάπτυξη μιας αξιόπιστης διαδικασίας μοντελοποίησης η οποία θα αξιολογεί με ακρίβεια τη καταπόνηση του αγγείου και η οποία θα μπορέσει να χρησιμοποιηθεί για την αξιολόγηση της κλινικής κατάστασης του ασθενούς από τους γιατρούς.

Για μια πληρέστερη ανάλυση της επίδρασης των πεδίων ροής στο τοίχωμα, είναι δυνατή η εισαγωγή μοντελοποίησης αλληλεπίδρασης ρευστού με στερεό (FSI). Η μοντελοποίηση αυτή θα μπορούσε να γίνει με χρήση δεδομένων από εξέταση απεικόνισης, η οποία δίνει καλύτερη εικόνα για τη διαμόρφωση του τοιχώματος όπως η μαγνητική τομογραφία “μαύρου αίματος” (Black Blood MRI). Η τεχνική αυτή ιδανικά θα μπορούσε να συνδυασθεί με ακριβή μοντελοποίηση των ελαστικών ιδιοτήτων του τοιχώματος καθώς και με μοντελοποίηση των εξωτερικών συνθηκών του τοιχώματος, όπως της πίεσης που ασκούν τα υπόλοιπα όργανα σε αυτό και της σπονδυλικής στήλης στην οποία επικάθεται η αορτή και είναι στερεή. Με τον συνδυασμό των παραπάνω μεθόδων μοντελοποίησης θα μπορούσε να ανακτηθεί μια καλή εικόνα για τις πραγματικές συνθήκες καταπόνησης του τοιχώματος.

Επίσης χρήσιμη θα ήταν η εύρεση κατανομής πιέσεων από πειραματικά δεδομένα για να συνδυασθεί με τα πειραματικά δεδομένα της παροχής αίματος στην αορτή. Έτσι θα ήταν δυνατός ο ακριβέστερος προσδιορισμός των πιέσεων στη διάρκεια του καρδιακού κύκλου καθώς επίσης και των δυνάμεων στο ενδοαγγειακό μόσχευμα, οι οποίες όπως δείχθηκε εξαρτώνται άμεσα από την πίεση.

Ενδιαφέρον θα παρουσίαζε επίσης η μοντελοποίηση ειδικών συνθηκών για τον ασθενή όπως έντονης φυσικής δραστηριότητας. Σε αυτές τις συνθήκες η πίεση ανεβαίνει όπως και η καρδιακή συχνότητα, μειώνοντας έτσι τη χρονική διάρκεια του καρδιακού κύκλου. Σε αυτή τη περίπτωση θα εξεταζόταν το χειρότερο σενάριο από άποψης της καταπόνησης του αγγείου ενός ασθενούς.

Ακόμα θα μπορούσε να έχει ενδιαφέρον η δημιουργία μοντέλου γεωμετρίας που εκτός από την κοιλιακή αορτή περιλαμβάνει και τις νεφρικές αρτηρίες. Οι αρτηρίες αυτές είναι πολύ κοντά στην είσοδο του ανευρύσματος, και είναι δυνατό να προκαλέσουν διαταραχές στο πεδίο ροής που θα επηρεάζει τα αιμοδυναμικά φαινόμενα που παρατηρήθηκαν στο ανεύρυσμα.

Τέλος θα μπορούσε να μοντελοποιηθεί το αίμα, ως εργαζόμενο μέσο, από περιπτώσεις ασθενών οι οποίοι χρησιμοποιούν αντιπηκτικά φάρμακα. Τα αντιπηκτικά αραιώνουν το αίμα μικραίνοντας τη πυκνότητά του. Ένα πιο αραιό εργαζόμενο μέσο θα μπορούσε να παρουσιάσει διαφορετικά αποτελέσματα τόσο στα πεδία ροής, όσο και στη

καταπόνηση του τοιχώματος και θα μπορούσε έτσι να προταθεί ως προληπτική θεραπεία για ασθενείς με μικρότερου μεγέθους αγγειακές αλλοιώσεις.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Auer M. and Gasser T., "Reconstruction and Finite Element Mesh Generation of Abdominal Aortic Aneurysms From Computerized Tomography Angiography Data With Minimal User Interactions", *Ieee Transactions on Medical Imaging*, Vol. 29, No. 4, APRIL 2010, pp: 1022-1028
- Ayyalasomayajula A., Polk A., Basudhar A., Missoum S., Nissim L., Vande Geest J., "Three Dimensional Active Contours for the Reconstruction of Abdominal Aortic Aneurysms", *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 38, No. 1, January 2010, pp. 164–176
- Baek H., Jayaraman M.V., Richardson P.D., Karniadakis G.E., "Flow instability and wall shear stress variation in intracranial aneurysms", *Interface. J. R. Soc. Interface* doi: 10.1098/rsif.2009.0476, 2009
- Bankman I., "Handbook of Medical Imaging, Processing and Analysis", Academic Press, San Diego, 2000
- Bedekar A., Pant K., Ventikow Y., Sundaram S., "A computational model combining vascular biology and haemodynamics for thrombosis prediction in anatomically accurate cerebral aneurysms", *Food and Bioproducts Processing*, Volume 83, Issue 2 C, June 2005, Pages 118-126
- Biasetti J., Gasser C., Auer M., Hedin U., Labruto F., "Hemodynamics of the Normal Aorta Compared to Fusiform and Saccular Abdominal Aortic Aneurysms with Emphasis on a Potential Thrombus Formation Mechanism", *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 38, No. 2, February 2010 pp. 380–390
- Bird B., Armstrong R., Hassager O., "Dynamics of polymeric liquids", John Wiley & Sons, York, 1987
- Bluestein D., Dumort K., De Beuele M., Ricotta J., Impellizzeri P., Verheghe B., Verdonck P., "Intraluminal thrombus and risk of rupture in patient specific AAA- FSI Modelling", *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Volume 12, No. 1, February 2009, pp: 73-81

- Bluestein D., Niu L., Schoepfoerster R., Dewanjee M., "Steady flow in an aneurysm model: correlation between fluid dynamics and blood platelet deposition", *Journal of Biomechanical Engineering*, Aug 1996, Vol 118, Issue 3, pp: 280-286
- Casty M., Huebscher W., Jenni R., Anliker M., "Quantitative Ultraschall – Doppler – Diagnostik des arteriellen Kreislaufsystems", *Medita-Sonderheft*, 1/78, 1978, pp: 18-22
- Darling R., Messina C., Brewster D., Ottinger L., "Autopsy study of unoperated abdominal aortic aneurysms. The case for early resection", *Volume 56*, September 1977, pp: 161–164
- Desai M., Eaton-Evans J., Hillery C., Bakhshi R., You Z., Lu J., Hamilton G., M. Seifalian A., "AAA Stent–Grafts: Past Problems and Future Prospects", *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 38, No. 4, April 2010 , pp. 1259–1275
- Diehm C., Allenberg J., Nimura-Eckert K., Veith F., "Παθήσεις των αγγείων", Αρχικός τίτλος: "Colour Atlas of Vascular diseases", Εκδόσεις Παρισιάνου, Αθήνα, 2002
- Doyle B., Cloonan A., Walsh M., Vorp D., McGloughlin T., "Identification of rupture locations in patient-specific abdominal aortic aneurysms using experimental and computational techniques", *Journal of Biomechanics*, Issue 43, 2010, pp: 1408-1416
- Doyle B. and McGloughlin T., "Towards an improvement in aneurysm assessment: Coupling 3D Reconstruction Tools with Engineering Know-How", δημοσιoποιημένο στη σελίδα του πανεστημίου του Limerick, URL: <http://hdl.handle.net/10344/215>, 2009, pp: 1-27
- Figuroa A., Taylor C., Yeh V., Chiou A., Gorrepati M., Zarins C., "Preliminary 3D computational analysis of the relationship between aortic displacement force and direction of endograft movement", *Journal of Vascular Surgery*, Volume 51, Issue 6, June 2010, Pages 1488-1497
- Formaggia L., Quarteroni A., Veneziani A., "Cardiovascular Mathematics, Modeling and simulation of the circulatory system", Springer, Milano, 2009
- Gasser C., Gorgulu G., Folkesson M., Swedenborg J., "Failure of intraluminal thrombus in abdominal aortic aneurysm under static pulsating mechanical loads", *Journal of*

Vascular Surgery, Volume 48, 2008, pp: 179-188

- Gijsen F., Van de Vosse F., Janssen J., "The influence of the non-Newtonian properties of blood on the flow in large arteries: steady flow in a carotid bifurcation model", *Journal of Biomechanics*, Issue 32 (1999), pp: 601-608
- Gresho P., Lee R., "Don't Suppress The Wiggles--They're Telling You Something", *Computers and Fluids* Vol. 9, 1981, pp. 223-253
- Grimshaw G., Thompson J., "Changes in Diameter of the Abdominal Aorta with Age: an epidemiological study", *Journal of Clinical Ultrasound*, Volume 25, 1997, pp: 7-13
- Hannawa K., Eliason J., Upchurch G. Jr, "Gender Differences in Abdominal Aortic Aneurysms", *Journal of Vascular Surgery*, Volume 17, Issue S1, June 2009, Pages S30-S39
- Hausegger K., Schedlbauer P., Deutschmann H., Tiesenhausen K., "Complications in endoluminal repair of abdominal aortic aneurysms", *European Journal of Radiology*, Issue 39, 2001, pp: 22-33
- Herman G., "Fundamentals of computerized tomography: Image reconstruction from projection", 2nd edition, Springer, 2009
- Katrtsis D., Theodorakakos A., Pantos I., Andriotis A., Efstathopoulos E., Siontis G., Karcianas N., Redwood S., Gavaises M., "Vortex formation and recirculation zones in left anterior descending artery stenoses: computational fluid dynamics analysis", *Physics in Medicine and Biology*, Volume 55, 2010, pp: 1395-1411
- Kim H. C., Park S. W., Nam K. W., Choi H., Choi E. J., Jin S., Kim M. G., Sun K., "Determination of accurate stent graft configuration in abdominal aortic aneurysm using computed tomography: a preliminary study", *Clinical Imaging*, Issue 34, 2010, pp: 255-262
- Kleinstreuer C., "Biofluid Dynamics, principles and selected applications", Taylor & Francis, Boca Raton, USA, 2006

- Lasheras J., "The biomechanics of arterial aneurysms", *Annu. Rev. Fluid Mech.* 39, 2007, pp: 293-319.
- Li Z., Kleinstreuer C., "Analysis of biomechanical factors affecting stent-graft migration in an abdominal aortic aneurysm model", *Journal of Biomechanics*, Issue 39, 2006, pp: 2264-2273
- Li Z., Kleinstreuer C., "A comparison between different asymmetric abdominal aortic aneurysm morphologies employing computational fluid-structure interaction analysis", *European Journal of Mechanics B/Fluids*, Volume 26, 2007, pp: 615-631
- Li Z.Y., U-King-Im J., Tang T., Soh E., See T.C., Gillard J., "Impact of calcification and intraluminal thrombus on the computed wall stresses of abdominal aortic aneurysm", *Journal of Vascular Surgery*, Volume 47, 2008, pp: 928-935
- Liu L., Zhang F., Wang R., Shandas R., "Real-time Multi-component Hemodynamic Measurement in Vascular Aneurysms using Echo Particle Image Velocimetry: Comparison of in vitro and Computational Results", 2007 IEEE Ultrasonics Symposium
- Loscalzo J., Creager M., Dzau V., "Vascular Medicine, a text-book of Vascular Biology & Diseases", 2nd Edition, Little Brown and Company, Boston, 1996
- Malek A.M., Alper S.L., Izumo S., "Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis", *JAMA* Volume 282, Issue: 21, 1999, pp: 2035-2042.
- Melas N., Saratzis A., Saratzis N., Lazaridis J., Psaroulis D., Trygonis K., Kiskinis D., "Aortic and Iliac Fixation of Seven Endografts for Abdominal-aortic Aneurysm Repair in an Experimental Model Using Human Cadaveric Aortas", *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, Accepted 2010, ΥΠΟ ΔΥΜΟΣΙΕΥΣΗ
- Mohan I., Harris P., Van Marrewijk C., Laheij R., How T., "Factors and Forces Influencing Stent-Graft Migration After Endovascular Aortic Aneurysm Repair", *Journal of Endovascular Therapy*: Vol. 9, No. 6, pp. 748-755
- Moore K., "Κλινική Ανατομία", Αρχικός τίτλος: "Clinically Oriented Anatomy", 3η Έκδοση, Εκδόσεις Πασχαλίδη, Αθήνα, 1998
- Moore W., "Vascular Surgery, a Comprehensive Review", 5th Edition, W.B. Saunders

Company, Philadelphia, 1998

Moore J., Xu C., Glagov S., Zarins C., Ku D., "Fluid wall shear stress measurements in a model of the human abdominal aorta: oscillatory behavior and relationship to atherosclerosis", *Atherosclerosis* 110, 1994, pp: 225-240.

Morris L., Delassus P., Grace P., Wallis F., Walsh M., McGloughlin T., "Effects of flat, parabolic and realistic steady flow inlet profiles on idealised and realistic stent graft fits through Abdominal Aortic Aneurysms (AAA)", *Medical Engineering Physics*, Volume 28, Issue 1, 2006, pp: 19-26

Morton K. and Mayers D., "Numerical solution of partial differential equations", Cambridge University Press, Cambridge, 2005

Neofytou P. and Tsangaris S., "Flow effects of blood constitutive equations in 3D models of vascular anomalies", *International Journal for Numerical Methods in Fluids*, Issue 51, 2006, pp: 489-510

Neofytou P., Tsangaris S., Kyriakidis M., "Vascular wall flow-induced forces in a progressively enlarged aneurysm model", *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Volume 11, No. 6, December 2008, pp: 615-626

Nicholls S, Gardner J, Meissner M, Johansen H, "Rupture in small abdominal aortic aneurysms", *Journal of Vascular Surgery*, Volume 28, Issue 5, November 1998, pp: 884–888

Olufsen M., Peskin C., Kim W.Y., Pedersen E., Nadim A., Larsen J., "Numerical Simulation and Experimental Validation of Blood Flow in Arteries with Structured-Tree Outflow Conditions", *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 28, pp. 1281–1299, 2000

Pleumeekers H., Hoes A., Van Der Does E., Van Urk H., Hofman A., De Jong P., Grobbee D., "Aneurysms of the abdominal aorta in older adults. The Rotterdam study", *American Journal of Epidemiology*, Volume 142, 1995, pp: 1291-1299

Rayz V., Boussel L., Ge L., Leach J., Martin A., Lawton M., McCulloch C., Saloner D., "Flow Residence Time and Regions of Intraluminal Thrombus Deposition in Intracranial Aneurysms", *Annals of Biomedical Engineering*, 2010, pp: 1-12

- Raz S., Einav S., Alemu Y., Bluestein D., "DPIV Prediction of Flow Induced Platelet Activation—Comparison to Numerical Predictions", *Annals of Biomedical Engineering*, Volume 35, No. 4, April 2007, pp: 493-504
- Redaelli A., Boschetti F., Inzoli F., "The assignment of velocity profiles in finite element simulations of pulsatile flow in arteries", *Computers in Biology and Medicine*, Issue 27, 1997, pp: 233–247
- Rourke M. and McCullough J., "A comparison of the measured and predicted flowfield in a patient-specific model of an abdominal aortic aneurysm", *Journal of Engineering in Medicine*, Volume 222, 2008, pp: 737-750
- Salem M., Rayt H., Hussey G., "Should Asian men be included in abdominal aortic aneurysm screening programmes?", *European Journal of Vascular Surgery*, Issue 38, December 2009, pp: 748–749.
- Schumacer H., Eckstein H., Kallinowski F., Allenberg R., "Morphometry and Classification in Abdominal Aortic Aneurysms: Patient Selection for Endovascular and Open Surgery", *Journal of Endovascular Surgery*, Volume 4, 1997, pp: 39-44
- Scotti C., Finol E., "Compliant biomechanics of abdominal aortic aneurysms: A fluid-structure interaction study", *Computers and Structures*, Volume 85, 2007, pp: 1097-1113
- Scotti C., Jimenez J., Muluk S., Finol E., "Wall stress and flow dynamics in abdominal aortic aneurysms: finite element analysis vs fluid structure interaction", *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Volume 11, No. 3, June 2008, pp: 301-322
- Speelman L., Bosboom E., Schurink G., Buth., Breeuwer M., Jacobs M., van de Vosse F., "Initial stress and nonlinear material behavior in patient specific AAA wall stress analysis", *Journal of Biomechanics*, Volume 42, 2009, pp: 1713-1719
- Teutelink A., Muhs B., Vincken K., Bartels L., Cornelissen S., Van Herwaarden J., Prokop M., Moll F., Verhagen H., "Use of Dynamic Computed Tomography to Evaluate Pre- and Postoperative Aortic Changes in AAA Patients Undergoing Endovascular Aneurysm Repair", *Journal of Endovascular Therapy*, Volume 14, Issue 1, February 2007, pp: 44-49

- Vande Geest J., Wang D., Wisniewski S., Makaroun M., Vorp D., "Towards A Noninvasive Method for Determination of Patient-Specific Wall Strength Distribution in Abdominal Aortic Aneurysms", *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 34, No. 7, July 2006, pp: 1098–1106
- Venkatasubramaniam A., Fagan M., Mehta T., Mylankal K., Ray B., Kuhan G., Chetter C., McCollum P., "A comparative study of aortic wall stress using finite element analysis for ruptured and non-ruptured Abdominal aortic aneurysms", *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, Volume 28, 2004, pp: 168-176
- Volodos S., Sayers R., Gostelow J., Bell P., "Factors affecting the displacement force exerted on a stent graft after AAA repair-an in vitro study", *European Journal of Vascular Surgery*, Volume 27, pp: 596-601
- Vorp D., "Biomechanics of abdominal aortic aneurysm", *Journal of Biomechanics*, Volume 40, Issue 9, 2007, pp: 1887–1902
- Vorp D., Lee P., Wang D., Makaroun M., Nemoto E., Ogawa M., Webster S., "Association of intraluminal thrombus in abdominal aortic aneurysm with local hypoxia and wall weakening", *Journal of Vascular Surgery*, Volume 34, 2001, pp: 291-299
- Waite L., Fine J., "Applied Biofluid Mechanics", Mc Graw-Hill, 2007, New York
- Williams P., "Gray's Anatomy, the anatomical basis of medicine & surgery", 38th Edition, Churchill Livingstone, New York, 1995
- Wolf Y., Thomas F., Brennan F., Goff W., Sise M., Bernstein E., "Computed tomography scanning findings associated with rapid expansion of abdominal aortic aneurysms", *Journal of Vascular Surgery*, Volume 20, 1994, pp: 529-538
- Xenos M., Rambhia, S., Alemu, Y., Einav, S., Ricotta, J., Labropoulos, N., Apostolos, T., Bluestein, D., "Mimics Based Image Reconstruction Augments Diagnosis and Management of Vascular Pathologies: A Study of ruptured Abdominal Aortic Aneurysms", *Mimics Innovation Awards 2009*, <http://uc.materialise.com/mimics/mia2009>

- Zhou S., How T., Black R., Vallabhaneni S., McWilliams R., Brennan J., "Measurement of pulsatile haemodynamic forces in a model of a bifurcated stent graft for abdominal aortic aneurysm repair", *Journal of Engineering in Medicine*, Volume 222, Part H, 2007, pp: 543-549
- Γιαννάκογλου Κ., "Γένεση και Προσαρμογή Αριθμητικών Πλεγμάτων", Εκδόσεις ΕΜΠ, Αθήνα, 1999
- Διονυσίου-Αστερίου Α., "Αθηροσκλήρυνση, βιοχημική προσέγγιση", Εκδόσεις Πασχαλίδης, Αθήνα 1997
- Λουρίδας Γ., Μπουγιούκας Γ., "Επίκτητες Καρδιοπάθειες, σύγχρονες απόψεις στη διάγνωση και θεραπεία", University Studio Press, Θεσσαλονίκη, 1991
- Μπεργελές Γ., "Υπολογιστική Ρευστομηχανική", Εκδόσεις Συμεών, Αθήνα, 2006
- Σταματόπουλος Χ., "Πειραματική και υπολογιστική μελέτη σε μοντέλα αγγείων με παθοφυσιολογικά χαρακτηριστικά", Διδακτορική Διατριβή ΕΜΠ, Σχολή Μηχανολόγων Μηχανικών, Αθήνα 2010
- Σταφανάδης Χ., "Παθήσεις της Καρδιάς", 2η Έκδοση, Εκδόσεις Π.Χ. Πασχαλίδης, Αθήνα, 2009
- Τούτουζας Π., Σταφανάδης Χ., Μπουντούλας Χ., "Καρδιακές Παθήσεις", 2η Έκδοση, Εκδόσεις Παρισιάνου, Αθήνα 2001
- Τσαγγάρης Σ., "Μηχανική των ρευστών", Εκδόσεις Συμεών, Αθήνα 2005
- Τσαγγάρης Σ., "Βιορευστομηχανική και Βιοϊατρική Τεχνολογία", Εκδόσεις Πολυτεχνείου, Αθήνα 2004