



ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ ΚΡΗΤΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΑΡΑΓΩΓΗΣ ΚΑΙ ΔΙΟΙΚΗΣΗΣ
ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΣΠΟΥΔΩΝ
ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΚΑΙ ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΠΡΟΪΟΝΤΩΝ

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΤΟΥ

Γουίλσον Ρ. Κρίσαν

«Ανασύσταση γεωμετρίας εξατομικευμένων ανευρυσμάτων κατιούσας αορτής από τομογραφίες
πριν και μετά την αποκατάσταση με ενδομοσχεύματα»

ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

Γ. Σταυρουλάκης, Καθηγητής (*Επιβλέπων*)

Χρ. Μανόπουλος, Επικ. Καθηγητής Ε.Μ.Π (*Συνεπιβλέπων*)

Ν. Μπιλάλης, Καθηγητής

Χανιά, 2022



TECHNICAL UNIVERSITY OF CRETE
SCHOOL OF PRODUCTION ENGINEERING
& MANAGEMENT
POST GRADUATE STUDIES
PRODUCT DESIGN AND MANUFACTURING

POSTGRADUATE THESIS

of

Wilson R. Krishan

«Geometry reconstruction of patient specific descending aortic aneurysms by
tomography before and after endovascular repair»

THESIS COMMITTEE

G. Stavroulakis, Professor (*supervisor*)

C. Manopoulos, Assist. Professor of NTUA (*co-supervisor*)

N. Bilalis, Professor

Chania , 2022

Everything is theoretically impossible,
until it is done

Robert A. Heinlein (*1907-1988*)

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η παρούσα διπλωματική εργασία εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Βιορευστομηχανικής & Βιοϊατρικής Τεχνολογίας του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου, στο πλαίσιο του Μεταπτυχιακού Προγράμματος Σπουδών “Σχεδίαση και Παραγωγή Προϊόντων” της Σχολής Μηχανικών Παραγωγής και Διοίκησης του Πολυτεχνείου Κρήτης. Ο στόχος της παρούσας εργασίας είναι η τρισδιάστατη αναδόμηση ανθρώπινων ανευρυσματικών αορτών ασθενών με ανεύρυσμα θωρακικής, κοιλιακής και θωρακοκοιλιακής αορτής, καθώς και η αναδόμηση αορτών μετά τη χειρουργική επέμβαση από αρχεία, τα οποία προκύπτουν από διαγνωστικές απεικονιστικές τεχνικές CT (*Computed Tomography*) ή MRI (*Magnetic Resonance Imaging*). Τα ανώνυμα ιατρικά αρχεία παρείχε η Αγγειοχειρουργική Κλινική του Πανεπιστημιακού Γενικού Νοσοκομείου «Αττικόν» της Ιατρικής Σχολής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών κατόπιν έγκρισης της Επιτροπής Ηθικής και Δεοντολογίας της Έρευνας. Στα δεδομένα εικόνας εφαρμόζεται η μέθοδος της αντίστροφης μηχανικής (*Reverse engineering*), ώστε να καταστεί δυνατή η εμβιομηχανική ανάλυση του οργάνου. Η προσέγγιση αυτή χρησιμοποιεί δεδομένα για την ανασύσταση του αορτικού τοιχώματος, από ένα εύρος τιμών που αναγράφεται στη βιβλιογραφία για την συγκεκριμένη ανατομική περιοχή της αορτής.

Εν συνεχεία πραγματοποιείται μορφολογική ανάλυση των παθολογικών ανευρυσματικών αορτών πριν και μετά την αποκατάσταση με τη χρήση των κατάλληλων λογισμικών πακέτων. Σκοπός των μεθόδων ανάλυσης είναι η όσο το δυνατόν ρεαλιστική απεικόνιση των εξατομικευμένων αορτικών δομών σε περιβάλλον CAD. Χρησιμοποιούνται οι δυνατότητες κατάλληλων λογισμικών όπως το λογισμικό *RadiAnt™ Dicom Viewer* για την απεικόνιση των τομογραφιών, το ελεύθερο *3D Slicer* για την αναδόμηση του αορτικού αυλού, το *Vascular Modeling Toolkit (VMTK)* για τη μορφολογική ανάλυση των παθολογικών αορτών πριν και μετά την αποκατάσταση και το *Meshmixer™ Autodesk* για την πλεγματοποίηση των δομών την εξομάλυνσή τους και την δημιουργία αορτικού τοιχώματος. Τα εξαγόμενα επιφανειακά και στερεά εξατομικευμένα μοντέλα αναδόμησης χρησιμοποιούνται, τόσο για την υπολογιστική τους προσομοίωση α) σε συνθήκες καταπόνησης με επιβολή εσωτερικής πίεσης αλλά και

β) σε συνθήκες μη μόνιμης ροής αίματος, όσο και για την αναπαραγωγή τους με τρισδιάστατη εκτύπωση.

ABSTRACT

This thesis was prepared at the Laboratory of Biofluid Engineering & Biomedical Technology of the National Technical University of Athens, within the framework of the Master's Program "Product Design and Manufacturing" of the School of Production Engineering and Management of the Technical University of Crete. The aim of this work is the three-dimensional reconstruction of human aneurysmal aortas of patients with thoracic, abdominal and thoracoabdominal aortic aneurysm, as well as the reconstruction of aortas after surgery from files from diagnostic imaging techniques CT (*Computed Tomography*) or MRI (*Magnetic Resonance Imaging*). The anonymized medical records were provided by the Vascular Surgery Clinic of the «Attikon» University General Hospital of the School of Medicine of the National and Kapodistrian University of Athens, after approval by the Research Ethics and Ethics Committee. Reverse engineering is applied to the image data to enable biomechanical analysis of the organ. This approach uses data for the reconstruction of the aortic wall, from a range of values listed in the literature for the specific anatomical region of the aorta.

Subsequently, a morphological analysis of the pathological aneurysmal aortas before and after the restoration is carried out using the appropriate software. The purpose of the analysis methods is to visualize as realistic as possible the individualized aortic structures in a CAD environment. The capabilities of appropriate software such as the *RadiAnt™ Dicom Viewers* software to visualize the tomographs, the free package 3D Slicer to reconstruct the aortic lumen, the Vascular Modeling Toolkit (*VMTK*) to analyze the morphology of pathological aortas before and after reconstruction, and *Meshmixer™ Autodesk* for the meshing of the structures, their smoothing and the creation of the aortic wall. The extracted surface and solid personalized reconstruction models are used, both for their computational simulation a) in stress conditions with internal pressure imposition and b) in non-permanent blood flow conditions, and for their reproduction by 3D printing.

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Από τη θέση αυτή θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον επιβλέποντα κ. Χρήστο Μανόπουλο Επίκουρο Καθηγητή Ε.Μ.Π. και Διευθυντή του Εργαστηρίου Βιορευστομηχανικής & Βιοϊατρικής Τεχνολογίας του Τομέα Ρευστών της Σχολής Μηχανολόγων Μηχανικών Ε.Μ.Π. για την εμπιστοσύνη του στην ανάθεση της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας και για τη συνεχή υποστήριξή του, την αμέριστη βοήθεια του και την άψογη συνεργασία μας σε όλη τη διάρκεια της εκπόνησης της εργασίας αυτής. Θερμές ευχαριστίες θα ήθελα να απευθύνω επίσης στον συνεπιβλέποντα Καθηγητή κ. Γεώργιο Σταυρουλάκη και τον Καθηγητή κ. Νικόλαο Μπιλάλη για τις πολύτιμες συμβουλές που μου προσέφεραν κατά τη διάρκεια της διπλωματικής εργασίας. Ιδιαίτερα θα ήθελα να ευχαριστήσω τους Αγγειοχειρουργούς κ. Ιωάννη Κακίση, Καθηγητή της Αγγειοχειρουργικής Κλινικής του Πανεπιστημιακού Γενικού Νοσοκομείου «Αττικόν» της Ιατρικής Σχολής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών και κ. Κωνσταντίνο Μουλακάκη, Επιμελητή Α' στην ίδια κλινική και νυν Αναπληρωτή Καθηγητή της Αγγειοχειρουργικής Κλινικής του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Ρίου του Τμήματος Ιατρικής, της Σχολής Επιστημών Υγείας του Πανεπιστημίου Πατρών, για τα δεδομένα των αξονικών τομογραφιών που παρείχαν. Ευχαριστώ επίσης θερμά το Μεταδιδάκτορα του Εργαστηρίου Βιορευστομηχανικής & Βιοϊατρικής Τεχνολογίας Ε.Μ.Π. κ. Αναστάσιο Ράπτη για την πολύτιμη βοήθειά του, οποιαδήποτε στιγμή χρειάστηκε.

Τέλος, τη συγκεκριμένη εργασία την αφιερώνω στα σημαντικότερα άτομα της ζωής μου, την πολυαγαπημένη μου οικογένεια κυρίως τον πατέρα μου το Ράντα Κρίσαν, που θέλω να του εκφράσω το μεγαλύτερο "ευχαριστώ", ο οποίος αφιέρωσε όλη του τη ζωή, προκειμένου να φτάσω στη θέση στην οποία βρίσκομαι.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ	18
1.1 Η ΕΝΝΟΙΑ ΤΗΣ ΑΝΤΙΣΤΡΟΦΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ	18
1.2 ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ	19
1.3 ΤΑ ΟΦΕΛΗ ΑΝΤΙΣΤΡΟΦΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ	19
1.4 ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΗΣ ΑΝΤΙΣΤΡΟΦΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ	21
1.5 ΒΑΣΙΚΑ ΒΗΜΑΤΑ ΑΝΤΙΣΤΡΟΦΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ.....	22
2 ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ ΤΟΥ ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ.....	24
2.1 Η ΚΑΡΔΙΑ	24
2.1.1 Ανατομία της καρδιάς.....	24
2.1.2 Καρδιακός παλμός	25
2.1.3 Μηχανική του καρδιακού κύκλου.....	26
2.1.4 Κυκλοφορικό σύστημα της καρδιάς.....	28
3 ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ ΑΟΡΤΗΣ	30
3.1 ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΤΗΣ ΑΟΡΤΗΣ	31
3.1.1 Ανιούσα θωρακική αορτή.....	31
3.1.2 Αορτικό τόξο	32
3.1.3 Κατιούσα θωρακική αορτή	32
3.1.4 Κοιλιακή αορτή.....	32
3.2 ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΙΣΤΟΛΟΓΙΑΣ ΤΗΣ ΑΟΡΤΗΣ	33
3.2.1 Εσωτερικό στρώμα (<i>intima</i>).....	33
3.2.2 Μεσαίο στρώμα (<i>media</i>).....	34
3.2.3 Εξωτερικό στρώμα (<i>adventitia</i>).....	34
3.3 ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΑΟΡΤΗΣ.....	35
3.3.1 Ορισμός ανευρύσματος.....	35
3.3.2 Ταξινόμηση ανευρυσμάτων	36
3.3.3 Θεραπεία - Αντιμετώπιση	39
4 ΜΕΘΟΔΟΙ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΜΟΡΙΑΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ.....	41
4.1 ΓΕΝΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ.....	44
4.2 ΕΞΑΓΩΓΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ (DICOM).....	44
5 ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΩΝ ΑΟΡΤΙΚΩΝ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΩΝ.....	46

5.1 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΑΠΟ MRI ΑΞΟΝΙΚΕΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ.....	46
5.2 ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΗΣ ΑΟΡΤΗΣ	47
5.3 ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΤΕΛΙΚΩΝ ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΩΝ ΜΟΝΤΕΛΩΝ.....	52
6 ΕΞΟΜΑΛΥΝΣΗ ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΩΝ ΑΟΡΤΙΚΩΝ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΩΝ.....	55
6.1 ΕΞΟΜΑΛΥΝΣΗ ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΗΣ ΑΟΡΤΗΣ	57
6.2 ΕΞΟΜΑΛΥΝΣΗ ΤΕΛΙΚΩΝ ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΩΝ ΜΟΝΤΕΛΩΝ.....	60
7 ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ	63
8 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΑΟΡΤΙΚΩΝ ΤΟΙΧΩΜΑΤΩΝ	69
9 ΜΟΡΦΟΛΟΓΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΩΝ ΠΑΘΟΛΟΓΙΚΩΝ ΑΟΡΤΩΝ ΜΕ VMTK.....	73
9.1 ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ VASCULAR MODELING TOOLKIT (VMTK)	73
9.2 ΓΡΑΜΜΗ ΕΝΤΟΛΩΝ ANACONDA PROMPT.....	74
9.3 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΩΝ CENTERLINES.....	76
9.4 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΩΝ CENTERLINES ΣΤΑ ΑΟΡΤΙΚΑ ΤΟΙΧΩΜΑΤΑ.....	78
9.5 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΕΛΙΚΩΝ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ VMTK	82
10 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	96
11 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	97

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

ΠΙΝΑΚΑΣ 1 ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ MRI ΤΩΝ ΑΣΘΕΝΩΝ	48
ΠΙΝΑΚΑΣ 2 ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ MRI ΤΩΝ ΑΣΘΕΝΩΝ ΤΗΣ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΔΙΑΜΕΤΡΟΥ ΤΗΣ ΑΟΡΤΗΣ.....	54
ΠΙΝΑΚΑΣ 3 ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΤΩΝ ΑΣΘΕΝΩΝ	69
ΠΙΝΑΚΑΣ 4 ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ [MENSEL, 2013]	69

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

ΕΙΚΟΝΑ 1.1 ΓΕΝΙΚΕΥΜΕΝΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΑΝΤΙΣΤΡΟΦΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ [SIEMENS, 2016].....	21
ΕΙΚΟΝΑ 1.2 ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ	22
ΕΙΚΟΝΑ 1.3 ΒΗΜΑΤΙΚΗ ΕΠΙΣΚΟΠΗΣΗ ΑΝΤΙΣΤΡΟΦΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ [ANALYTICS VIDHYA, 2021].....	23
ΕΙΚΟΝΑ 2.1 ΕΣΩΤΕΡΙΚΗ ΟΨΗ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ [BELLEZA, 2017]	24
ΕΙΚΟΝΑ 2.2 ΣΧΗΜΑΤΙΚΗ ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΤΗΣ ΣΥΣΤΟΛΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΔΙΑΣΤΟΛΙΚΗΣ ΦΑΣΗΣ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ [CARDIOLOGY RESOURCE, 2015].....	27
ΕΙΚΟΝΑ 2.3 ΤΟ ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ [OTTESEN, OLUFSEN AND LARSEN, 2004]	29
ΕΙΚΟΝΑ 2.4 ΟΙ ΑΡΤΗΡΙΕΣ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ [UNIVERSITY OF MINNESOTA, 2011]	29
ΕΙΚΟΝΑ 3.1 (Α) ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΟ ΑΟΡΤΙΚΟ ΤΟΞΟ (Β) ΤΟ ΚΥΡΙΟ ΑΙΜΟΦΟΡΟ ΑΓΓΕΙΟ ΠΟΥ ΠΑΡΕΧΕΙ ΑΙΜΑ ΣΕ ΟΛΟΚΛΗΡΟ ΤΟ ΣΩΜΑ [SALAMEH, BLACK AND RATCHFORD, 2018]	30
ΕΙΚΟΝΑ 3.2 ΤΑ ΚΥΡΙΑ ΜΕΡΗ ΤΗΣ ΑΟΡΤΗΣ.....	31
ΕΙΚΟΝΑ 3.3: ΟΙ ΣΤΙΒΑΔΕΣ ΤΟΥ ΑΡΤΗΡΙΑΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ [HAIKU DECK, 2019].....	33
ΕΙΚΟΝΑ 3.4 Η ΚΟΙΛΙΑΚΗ ΑΟΡΤΗ ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΙΚΗ ΝΟΣΟ [IATRONET, 2022]	36
ΕΙΚΟΝΑ 3.5 ΤΥΠΟΙ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ [IATRONET, 2022].....	37
ΕΙΚΟΝΑ 3.6 ΑΝΤΙΜΕΤΩΠΙΣΗ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ ΑΟΡΤΗΣ [HUANG, 2016]	40
ΕΙΚΟΝΑ 3.7 ΑΝΟΙΚΤΗ ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΑΝΤΙΜΕΤΩΠΙΣΗ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ [MEDICINE, 2021] .	40
ΕΙΚΟΝΑ 4.1 ΓΕΝΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ [A. NEUMANN. 2014 CREATIVE COMMONS ATTRIBUTION- ALIKE]	42
ΕΙΚΟΝΑ 4.2 ΣΧΗΜΑΤΙΚΗ ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΠΡΟΒΟΛΗΣ ΜΕ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΑ Χ [A. NEUMANN. 2014 CREATIVE COMMONS ATTRIBUTION-ALIKE].....	42
ΕΙΚΟΝΑ 4.3 ΣΧΗΜΑΤΙΚΗ ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ [A. NEUMANN. 2014 CREATIVE COMMONS ATTRIBUTION-ALIKE].....	43
ΕΙΚΟΝΑ 4.4 ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑΣ ΑΡΧΕΙΩΝ DICOM [FILECLOUD 2022].....	45
ΕΙΚΟΝΑ 5.1 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΚΑΙ 3D ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ ΣΤΗ ΜΕΓΙΣΤΗ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΤΟΥ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ ΤΗΣ ΑΟΡΤΗΣ.....	47

ΕΙΚΟΝΑ 5.2 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΖΩΤΙΚΩΝ ΟΡΓΑΝΩΝ ΣΕ 3 ΕΠΙΠΕΔΑ.....	49
ΕΙΚΟΝΑ 5.3 ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ “ΜΑΣΚΑΣ” (ΠΡΑΣΙΝΗ).....	49
ΕΙΚΟΝΑ 5.4 ΤΜΗΜΑΤΑ ΤΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΣΕ ΤΡΙΑ ΕΠΙΠΕΔΑ (ΟΨΕΙΣ), ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΟΛΟΚΛΗΡΩΣΗ ΤΗΣ ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑΣ ΤΗΣ ΜΑΣΚΑΣ.....	50
ΕΙΚΟΝΑ 5.5 3D ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΟΥ ΑΥΛΟΥ ΡΟΗΣ ΤΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΤΟΥ ΑΣΘΕΝΗ ΑΙ.....	51
ΕΙΚΟΝΑ 5.6 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΗΣ ΜΕΓΙΣΤΗΣ ΔΙΑΜΕΤΡΟΥ ΤΩΝ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΙΚΩΝ ΑΟΡΤΩΝ (Α) 5.8 cm (Β) 7.25 cm.....	51
ΕΙΚΟΝΑ 5.7 ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΘΩΡΑΚΙΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ ΑΙ & ΑΙΙ.....	52
ΕΙΚΟΝΑ 5.8 ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ -ΘΩΡΑΚΙΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ ΒΙΙΙ & ΒΙV	52
ΕΙΚΟΝΑ 5.9 ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΘΩΡΑΚΙΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ CV	53
ΕΙΚΟΝΑ 5.10 ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΘΩΡΑΚΙΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ DVI	53
ΕΙΚΟΝΑ 5.11 ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ - ΘΩΡΑΚΙΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ ΕVΙΙ.....	54
ΕΙΚΟΝΑ 6.1 ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ STL ΑΡΧΕΙΟΥ [RUBIO, 2022].....	56
ΕΙΚΟΝΑ 6.2 ΠΑΡΑΔΕΙΓΜΑ ΓΡΗΓΟΡΗΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ (<i>FAST SOLID TYPE</i>) [MESHMIXER AUTODESK, 2018]	57
ΕΙΚΟΝΑ 6.3 ΠΑΡΑΔΕΙΓΜΑ ΑΚΡΙΒΗΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ (<i>ACCURATE SOLID TYPE</i>) [MESHMIXER AUTODESK, 2018]	58
ΕΙΚΟΝΑ 6.4 ΜΕΤΑΤΡΟΠΗ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ ΑΙ ΑΠΟ ΣΤΕΡΕΟΛΙΘΟΓΡΑΦΙΚΗ ΣΕ ΣΤΕΡΕΑ ΜΟΡΦΗ	58
ΕΙΚΟΝΑ 6.5 Η ΕΞΟΜΑΛΥΝΣΗ ΤΗΣ 3D ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΤΟΥ ΑΥΛΟΥ ΤΗΣ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΑΙ....	59
ΕΙΚΟΝΑ 6.6 Η ΕΞΟΜΑΛΥΝΣΗ ΤΗΣ 3D ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΤΟΥ ΑΥΛΟΥ ΤΗΣ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ ΤΟΥ ΑΙ & ΑΙΙ.....	60
ΕΙΚΟΝΑ 6.7 Η ΕΞΟΜΑΛΥΝΣΗ ΤΗΣ 3D ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΤΟΥ ΑΥΛΟΥ ΤΗΣ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ ΤΟΥ ΒΙΙΙ & ΒΙV	60
ΕΙΚΟΝΑ 6.8 Η ΕΞΟΜΑΛΥΝΣΗ ΤΗΣ 3D ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΤΟΥ ΑΥΛΟΥ ΤΗΣ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ ΤΟΥ CV.....	61
ΕΙΚΟΝΑ 6.9 Η ΕΞΟΜΑΛΥΝΣΗ ΤΗΣ 3D ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΤΟΥ ΑΥΛΟΥ ΤΗΣ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ ΤΟΥ DVI.....	61

ΕΙΚΟΝΑ 6.10 Η ΕΞΟΜΑΛΥΝΣΗ ΤΗΣ 3D ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΤΟΥ ΑΥΛΟΥ ΤΗΣ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ ΤΟΥ EVII	62
ΕΙΚΟΝΑ 7.1 ΔΙΑΧΩΡΙΣΜΟΣ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ ΣΕ 3 ΤΜΗΜΑΤΑ ΤΟΥ ΑΣΘΕΝΗ ΑΙ	64
ΕΙΚΟΝΑ 7.2 ΈΝΩΣΗ (<i>BOOLEAN UNION</i>) ΤΩΝ ΔΙΑΧΩΡΙΣΜΕΝΩΝ ΤΜΗΜΑΤΩΝ ΤΗΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ ΑΝΑ ΤΜΗΜΑ	65
ΕΙΚΟΝΑ 7.3 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΑΝΩΜΑΛΗΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ ΚΑΤΑ ΤΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΤΗΣ ΕΝΩΣΗΣ	65
ΕΙΚΟΝΑ 7.4 ΕΞΟΜΑΛΥΝΣΗ ΤΗΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ ΣΤΟ ΣΗΜΕΙΟ ΤΗΣ ΕΝΩΣΗΣ	66
ΕΙΚΟΝΑ 7.5 ΤΟΜΗ ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ ΤΗΣ ΑΟΡΤΗΣ	67
ΕΙΚΟΝΑ 7.6 ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΟΥ ΑΥΛΟΥ ΤΗΣ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΙΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΑΙ.....	68
ΕΙΚΟΝΑ 8.1 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΕΛΙΚΟΥ ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ ΑΙ & ΑΙΙ	70
ΕΙΚΟΝΑ 8.2 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΕΛΙΚΟΥ ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ ΒΙΙΙ & ΒΙV	70
ΕΙΚΟΝΑ 8.3 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΕΛΙΚΟΥ ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ CV	71
ΕΙΚΟΝΑ 8.4 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΕΛΙΚΟΥ ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ DVI	71
ΕΙΚΟΝΑ 8.5 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΕΛΙΚΟΥ ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ EVII	72
ΕΙΚΟΝΑ 9.1 ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ VMTK.....	74
ΕΙΚΟΝΑ 9.2 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΔΙΑΚΛΑΔΩΣΗΣ ΤΩΝ CENTERLINES	76
ΕΙΚΟΝΑ 9.3 ΤΕΛΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΩΝ CENTERLINES ΚΑΙ ΔΙΑΚΛΑΔΩΣΗΣ ΤΟΥ ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ.	78
ΕΙΚΟΝΑ 9.4 ΤΕΛΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΩΝ CENTERLINES ΚΑΙ ΔΙΑΚΛΑΔΩΣΗΣ ΤΟΥ ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ ΤΟΥ ΑΣΘΕΝΗ ΑΙ & ΑΙΙ	79
ΕΙΚΟΝΑ 9.5 ΤΕΛΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΩΝ CENTERLINES ΚΑΙ ΔΙΑΚΛΑΔΩΣΗΣ ΤΟΥ ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ ΤΟΥ ΑΣΘΕΝΗ ΒΙΙΙ & ΒΙV	79
ΕΙΚΟΝΑ 9.6 ΤΕΛΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΩΝ CENTERLINES ΚΑΙ ΔΙΑΚΛΑΔΩΣΗΣ ΤΟΥ ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ ΤΟΥ ΑΣΘΕΝΗ CV.....	80
ΕΙΚΟΝΑ 9.7 ΤΕΛΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΩΝ CENTERLINES ΚΑΙ ΔΙΑΚΛΑΔΩΣΗΣ ΤΟΥ ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ ΤΟΥ ΑΣΘΕΝΗ DVI	80
ΕΙΚΟΝΑ 9.8 ΤΕΛΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΩΝ CENTERLINES ΚΑΙ ΔΙΑΚΛΑΔΩΣΗΣ ΤΟΥ ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ ΤΟΥ ΑΣΘΕΝΗ EVII	81

ΕΙΚΟΝΑ 9.9 ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΡΑΒΔΟΓΡΑΜΜΑΤΩΝ ΤΟΥ ΑΣΘΕΝΗ ΑΙ	83
ΕΙΚΟΝΑ 9.10 ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΡΑΒΔΟΓΡΑΜΜΑΤΩΝ ΤΟΥ ΑΣΘΕΝΗ ΑΙΙ	85
ΕΙΚΟΝΑ 9.11 ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΡΑΒΔΟΓΡΑΜΜΑΤΩΝ ΤΟΥ ΑΣΘΕΝΗ ΒΙΙΙ	87
ΕΙΚΟΝΑ 9.12 ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΡΑΒΔΟΓΡΑΜΜΑΤΩΝ ΤΟΥ ΑΣΘΕΝΗ ΒΙV	89
ΕΙΚΟΝΑ 9.13 ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΡΑΒΔΟΓΡΑΜΜΑΤΩΝ ΤΟΥ ΑΣΘΕΝΗ C V	91
ΕΙΚΟΝΑ 9.14 ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΡΑΒΔΟΓΡΑΜΜΑΤΩΝ ΤΟΥ ΑΣΘΕΝΗ D VΙ	93
ΕΙΚΟΝΑ 9.15 ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΡΑΒΔΟΓΡΑΜΜΑΤΩΝ ΤΟΥ ΑΣΘΕΝΗ E VΙΙ	95

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΩΝ ΚΑΙ ΑΚΡΩΝΥΜΩΝ

ASCII	American Standard Code for Information Interchange
CT	Computed Tomography
CL	Centerlines
cm	centimeter
DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine
ESV	End Systolic Volume
MRI	Magnetic Resonance Imaging
MR	Magnetic Resonance
mL	milliliter
mm	millimeter
NEMA	National Electrical Manufacturers Association
PTFE	Polytetrafluoroethylene
STL	Stereolithography
SV	Stroke Volume
sec	second
VMTK	Vascular Modeling Toolkit
AKA	Ανεύρυσμα Κοιλιακής Αορτής
ΜΕΘ	Μονάδα Εντατικής Θεραπείας

1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Ο όρος μηχανική αναφέρεται στη διαδικασία σχεδιασμού, κατασκευής, συναρμολόγησης και συντήρησης προϊόντων και συστημάτων. Χωρίζεται σε δύο κατηγορίες: την κλασική μηχανική και την αντίστροφη μηχανική. Στην κλασική μηχανική, οι μηχανικοί σχεδιάζουν προϊόντα με βάση τις κατάλληλες προδιαγραφές και την ενσωμάτωσή τους σε ένα σύστημα. Ωστόσο, σε ορισμένες περιπτώσεις μπορεί να χρειαστεί να αντιγραφεί ένα υπάρχον τμήμα, υποσύνολο ή προϊόν χωρίς ψηφιακή μοντελοποίηση. Η διαδικασία αντιγραφής ενός υπάρχοντος εξαρτήματος, υποσυνόλου ή προϊόντος χωρίς το στάδιο της ψηφιακής μοντελοποίησης ονομάζεται αντίστροφη μηχανική. [Datta, 2010]

1.1 Η έννοια της αντίστροφης μηχανικής

Η αντίστροφη μηχανική βρίσκει χρήση σε ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών στον βιομηχανικό σχεδιασμό και την αναπαραγωγή του όπως στην περίπτωση της ιατρικής και της παραϊατρικής εφαρμόζοντας σε ιατρικές χειρουργικές επεμβάσεις (πχ. *κρανιακά, οδοντικά εμφυτεύματα*) με τη χρήση ιατρικών δεδομένων (*αξονική τομογραφία*). Η αδυναμία πλήρους κατανόησης της μηχανικής του ανθρώπινου σώματος οδήγησε στην ανάπτυξη της αντίστροφης μηχανικής, ενός σημαντικού εργαλείου στις επιστήμες της ζωής και στις βιομηχανίες. Οι κατασκευαστές ιατρικών συσκευών χρησιμοποιούν δεδομένα (*DICOM*) με ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων στην αντίστροφη μηχανική για

να μοντελοποιήσουν με ακρίβεια προσαρμοσμένα εξαρτήματα που ταιριάζουν καλύτερα σε μεμονωμένους ασθενείς. [Datta, 2010]

1.2 Ιστορική αναδρομή

Η αντίστροφη μηχανική χρησιμοποιείται εδώ και πολύ καιρό ως μέσο απόκτησης τεχνολογικών πληροφοριών, ιδίως σε περιόδους πολέμου. Στη σύγχρονη εποχή, η αντίστροφη μηχανική έχει γίνει επίσης δημοφιλής στο στρατιωτικό προσωπικό που ερευνά τις τεχνολογίες κατασκευής άλλων εθνών. Δεδομένου ότι οι υπολογιστές έχουν αναπτυχθεί για την εκτέλεση μαθηματικών υπολογισμών και οι συσκευές σάρωσης έχουν γίνει μικρότερες -με ή χωρίς επαφή-, η πρακτική της διακριτοποίησης της γεωμετρίας στον τομέα του σχεδιασμού αυτοκινήτων έχει αυξηθεί σε δημοτικότητα. Η επίδραση της αντίστροφης μηχανικής στη βιομηχανία είναι θετική επειδή ενθαρρύνει τον ανταγωνισμό με την εισαγωγή δαπανηρών προϊόντων και τονώνει την πρόσθετη ανάπτυξη. Επιπλέον, η αντίστροφη μηχανική παρέχει ένα εργαλείο υψηλής τεχνολογίας που συμβάλλει στην επιτάχυνση της διαδικασίας αναθεώρησης για τη μελλοντική ανάπτυξη της αεροπορικής βιομηχανίας. Η συμβολή της αντίστροφης μηχανικής γίνεται όλο και πιο σημαντική στη βιομηχανία λόγω της προόδου των σύγχρονων τεχνολογιών και των απαιτήσεων της αγοράς. Από την έναρξη των αεροπορικών υπηρεσιών στις αρχές του 1900 έως την ανάπτυξη των αεροσκαφών τζετ στη δεκαετία του 1950, έφερε επανάσταση στους τρόπους μεταφοράς μέσα σε λιγότερο από 50 χρόνια. [Kumar, Jain and Pathak, 2013]

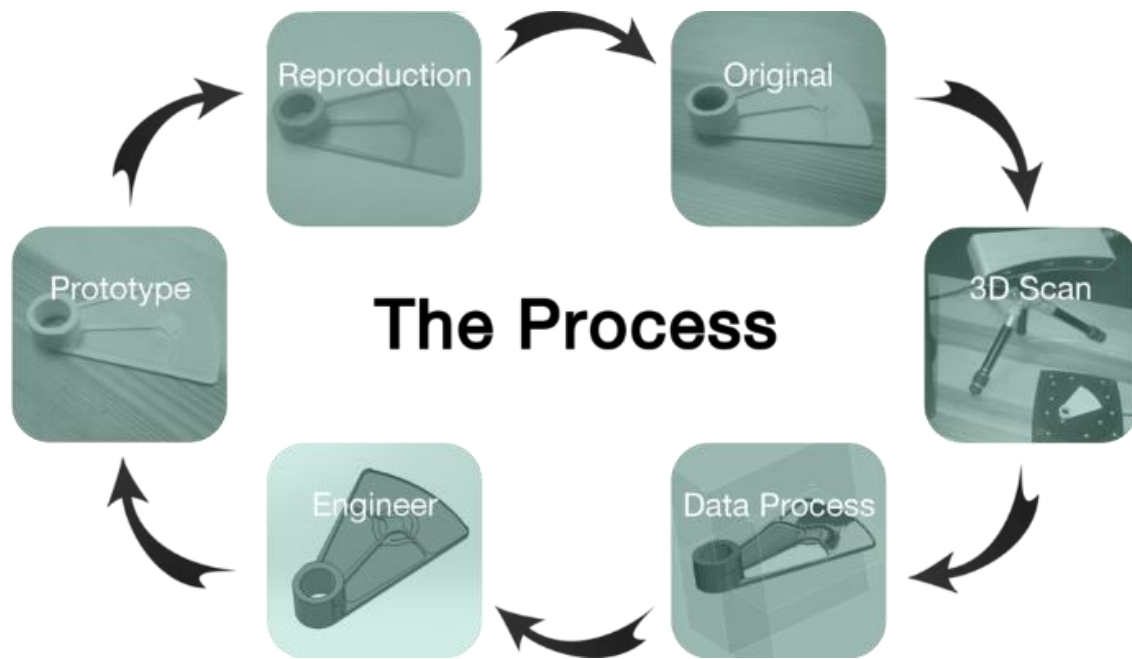
1.3 Τα οφέλη αντίστροφης μηχανικής

Η αντίστροφη μηχανική είναι μια σημαντική δεξιότητα για τους ακόλουθους λόγους:

- Η αντίστροφη μηχανική επιτρέπει την εξερεύνηση των προϊόντων που ήδη υπάρχουν. Προσδιορίζοντας τον τρόπο με τον οποίο οι χρήστες θα χρησιμοποιήσουν ένα προϊόν μπορούν να βρεθούν καινοτόμους τρόπους για να βελτιωθούν τα υπάρχοντα προϊόντα

- Στον τομέα της αντίστροφης μηχανικής, ο στόχος είναι η αναδημιουργία ενός μοντέλου χωρίς τη χρήση σχεδίου. Χρησιμοποιώντας αυτή τη διαδικασία, οι εταιρείες μπορούν να κατασκευάσουν ένα παλιό και παρωχημένο προϊόν
- Δημιουργία δεδομένων για ανακατασκευή τμήματος ενός προϊόντος που δεν υπάρχουν σχεδιαστικά δεδομένα ή έχουν χαθεί
- Ανάλυση θετικών και αρνητικών χαρακτηριστικών των προϊόντων
- Οι εταιρείες μπορούν να επισκευάσουν ένα υπάρχον προϊόν χρησιμοποιώντας αυτή την τεχνική μηχανικής. Αυτό μπορεί επίσης να τις βοηθήσει να εντοπίσουν κοινά σφάλματα στο σχεδιασμό ενός προϊόντος και να μάθουν πώς να τα διορθώνουν για μελλοντικά έργα, εξοικονομώντας αρκετό χρόνο
- Δημιουργία δεδομένων για τη δημιουργία οδοντικών ή πρόσθετων, μηχανικών ιστών ή άλλα πρόσθετα μέρη του σώματος για τη μοντελοποίηση ανθρώπινων μελών και τη διενέργεια χειρουργικών επεμβάσεων
- Επανεξέταση των επιδόσεων και της λειτουργίας του προϊόντος για τον προσδιορισμό νέων ευκαιριών βελτίωσης.
- Ο ποιοτικός έλεγχος ενός εξαρτήματος με τον αρχικό του σχεδιασμό και η σύγκριση ενός εξαρτήματος με τις πραγματικές του διαστάσεις που λαμβάνονται από ένα σύστημα μπορούν να βοηθήσουν να διασφαλιστεί ότι κάθε εξάρτημα είναι αξιόπιστο και λειτουργικό.

Η μέθοδος αυτή είναι η διαδικασία ανάλυσης ενός υπάρχοντος σχεδίου ή μοντέλου και η αποκάλυψη των βημάτων που χρησιμοποιήθηκαν για τη δημιουργία του. Η διαδικασία της αντίστροφης μηχανικής περιλαμβάνει τη χρήση εργαλείων και λογισμικού σχεδίασης με τη βοήθεια υπολογιστή (*CAD*) για την καταγραφή της γεωμετρίας του εξαρτήματος που αναλύεται και την παρουσίαση αυτών των δεδομένων σε ακριβέστερη μορφή από αυτή που αρχικά καταγράφηκε στον αρχικό σχεδιασμό. Μόλις καταγραφούν αυτές οι πληροφορίες, γίνονται οι αλλαγές που απαιτούνται στο μοντέλο. Δοκιμάζεται η απόδοση του εξαρτήματος και, τέλος, προσομοιώνεται μια σειρά παραγωγής για να αποδειχθεί ότι μπορεί να κατασκευαστεί με επιτυχία. [Gul, 2017]

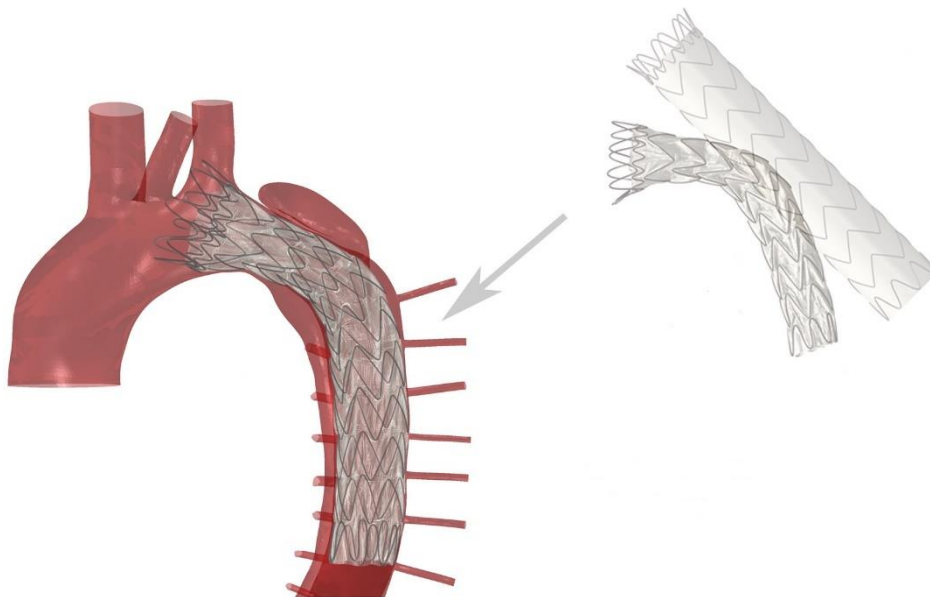


Εικόνα 1.1 Γενικευμένη διαδικασία αντίστροφης μηχανικής [Siemens, 2016]

1.4 Εφαρμογές της αντίστροφης μηχανικής

Η αντίστροφη μηχανική είναι μια διεπιστημονική επιστήμη και μπορεί να εφαρμοστεί σχεδόν σε κάθε τομέα παγκοσμίως. Οι κύριες εφαρμογές της είναι είτε η αναδημιουργία μιας κατοπτρικής εικόνας του αρχικού εξαρτήματος, είτε η αποκωδικοποίηση του μηχανισμού μιας λειτουργίας, είτε η παρακολούθηση των γεγονότων που συμβαίνουν. Χρησιμοποιείται ευρέως στις βιομηχανίες λογισμικού και πληροφορικής, από το λογισμικό ανάπτυξης κώδικα έως την ασφάλεια δικτύων στο Διαδίκτυο. Χρησιμοποιείται επίσης για την ανακατασκευή γεγονότων λίγο πριν και αμέσως μετά από ατυχήματα στην αεροπλοΐα, την αυτοκινητοβιομηχανία και άλλες βιομηχανίες μεταφορών. Η ιατροδικαστική επιστήμη είναι ένας άλλος τομέας όπου η αντίστροφη μηχανική χρησιμοποιείται για να βοηθήσει στην εξιχνίαση εγκλημάτων- για παράδειγμα, με ιατροδικαστικά στοιχεία που συλλέγονται σε τόπους εγκλήματος. Άλλοι τομείς, όπως τα ιατρικά συστήματα, χρησιμοποιούν την αντίστροφη μηχανική για να δημιουργήσουν πολύπλοκες συσκευές ή να βελτιώσουν τις υπάρχουσες- άλλοι -για παράδειγμα, η αρχιτεκτονική- τη χρησιμοποιούν για εννοιολογικό σχεδιασμό, [Gu, 2017]

Η εφεύρεση της ψηφιακής τεχνολογίας έφερε επανάσταση στον τομέα της αντίστροφης μηχανικής στις βιομηχανίες βιοεπιστημών και ιατρικών συσκευών. Σε σύγκριση με άλλες βιομηχανίες, οι εφαρμογές της ψηφιοποιημένης αντίστροφης μηχανικής σε αυτές τις βιομηχανίες έχουν αντιμετωπίσει περισσότερες προκλήσεις και έχουν προχωρήσει με πιο μέτριο ρυθμό. Ένας λόγος για αυτό είναι ότι το ανθρώπινο σώμα δεν είναι καλά κατανοητό, οπότε η αντίστροφη μηχανική έχει καταλάβει μια μοναδική θέση σε αυτές τις βιομηχανίες, ιδίως στην εφαρμογή τεχνητών εξαρτημάτων στο ανθρώπινο σώμα. Η εφαρμογή σαρωμένων εικόνων με ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων στην αντίστροφη μηχανική αποτελεί σημαντικό βοήθημα για τους μηχανικούς στην ακριβή μοντελοποίηση προσαρμοσμένων εξαρτημάτων που ταιριάζουν καλύτερα σε έναν μεμονωμένο ασθενή [Wang, 2010].



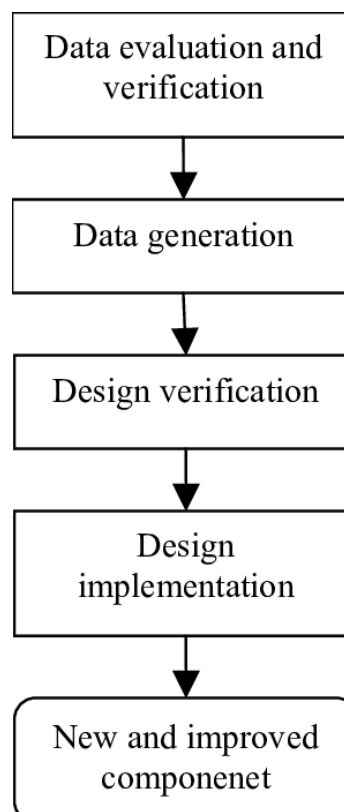
Εικόνα 1.2 Σχεδίαση αορτικού μοσχεύματος

1.5 Βασικά βήματα αντίστροφης μηχανικής

Η αντίστροφη μηχανική είναι μια διαδικασία που χρησιμοποιείται για την αποδόμηση και την ανάλυση του σχεδιασμού του λογισμικού. Ο όρος χρησιμοποιείται συχνά για να

περιγράψει τη διαδικασία αντιγραφής ή μετάφρασης του πηγαίου κώδικα από μια γλώσσα προγραμματισμού σε μια άλλη. Η στρατηγική που συνηθίζεται να ακολουθείται για μια ολοκληρωμένη διαδικασία αντίστροφης μηχανικής περιλαμβάνει τα ακόλουθα στάδια: [Tamarez-Gomez, 2007]

1. Λόγοι για τη χρήση της μεθόδου
2. Μέγεθος του αντικειμένου
3. Αριθμός των αντικειμένων που θα σαρωθούν
4. Εκτίμηση της πολυπλοκότητας του αντικειμένου
5. Υλικό
6. Χαρακτηριστικά εξωτερικής επιφάνειας
7. Γεωμετρικά χαρακτηριστικά
8. Απαιτούμενη ακρίβεια



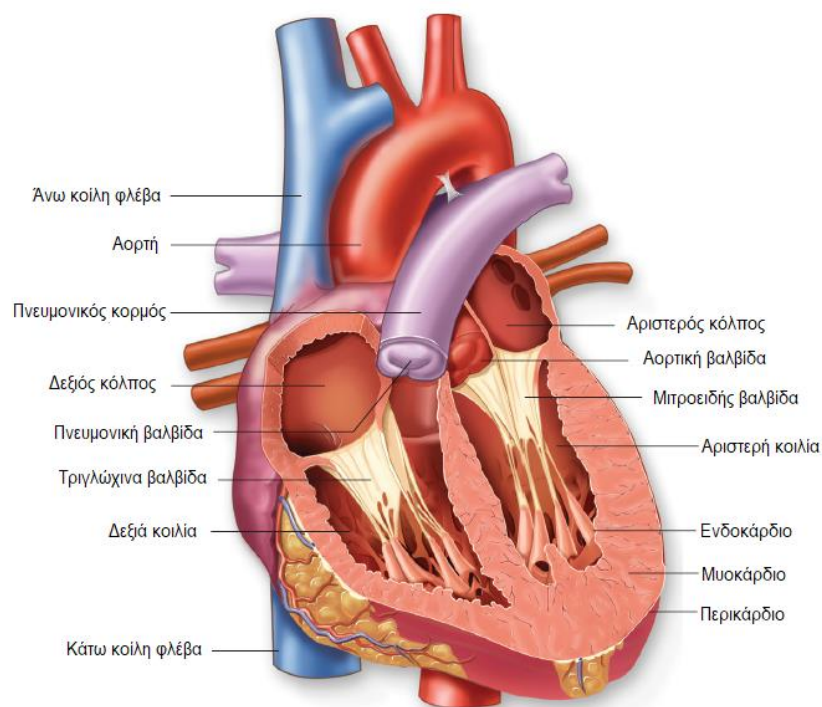
Εικόνα 1.3 Βηματική επισκόπηση αντίστροφης μηχανικής [Analytics Vidhya, 2021]

2 ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ ΤΟΥ ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

2.1 Η καρδιά

2.1.1 Ανατομία της καρδιάς

Η καρδιά είναι μια αντλία που ρυθμίζει τη ροή του αίματος με τη βοήθεια του κυκλοφορικού συστήματος. Περιλαμβάνει τέσσερις θαλάμους: δύο φλεβικές βαλβίδες, την κοίλη φλέβα και τον κόλπο- δύο θαλάμους άντλησης- και δύο κολποκοιλιακές βαλβίδες που ρυθμίζουν τη ροή του αίματος προς και από τους κόλπους [Hall, 2011].



Εικόνα 2.1 Εσωτερική όψη της καρδιάς [Belleza, 2017]

Ο δεξιός κόλπος της καρδιάς δέχεται το αίμα από όλα τα μέρη του σώματος μέσω των μεγάλων φλέβων, το προωθεί δεξιά κοιλία και από εκεί στην πνευμονική κυκλοφορία με στόχο την οξυγόνωση του. Εν συνεχεία, το πλούσιο σε οξυγόνο αίμα προωθείται από τους πνεύμονες στον αριστερό κόλπο και από εκεί στην αριστερή κοιλία. Η τελευταία αποτελεί το πιο σημαντικό τμήμα του μυοκαρδίου, διότι με τη συστολή της διοχετεύεται το οξυγονωμένο πλέον αίμα σε όλο το σώμα, μέσω της αορτής και των μεγάλων αρτηριών μέχρι αυτό να επιστρέψει στο δεξιό κόλπο [Guyton and Coleman, 1984].

Οι κοιότητες της καρδιάς επικοινωνούν μέσω τεσσάρων βαλβίδων, οι οποίες αποτελούνται από μικρά μέρη πολύ λεπτού, αλλά ισχυρού ιστού, τις γλωχίνες και επιτρέπουν τη δίοδο του αίματος προς μία μόνο κατεύθυνση [Betts, 2013]. Για παράδειγμα, η μιτροειδής βαλβίδα ανοίγει κατά τη διάρκεια της συστολής του αριστερού κόλπου και το αίμα περνάει στην αριστερή κοιλία, ενώ κλείνει κατά τη σύσπαση της κοιλίας και απαγορεύει την αντίστροφη ροή του αίματος προς τον κόλπο.

Αυτές οι βαλβίδες είναι οι εξής:

- η τριγλώχιν, μεταξύ δεξιού κόλπου και δεξιάς κοιλίας,
- η πνευμονική, μεταξύ δεξιάς κοιλίας και πνευμονικής αρτηρίας,
- η μιτροειδής ή διγλώχιν, μεταξύ αριστερού κόλπου και αριστερής κοιλίας και
- η αορτική, μεταξύ αριστερής κοιλίας και αορτής

2.1.2 Καρδιακός παλμός

Η χρονική περίοδος από το τέλος μιας συστολής της καρδιάς μέχρι το τέλος της επόμενης καλείται καρδιακός παλμός ή καρδιακός κύκλος. Κάθε καρδιακός παλμός αρχίζει με την αυτόματη γένεση ενός δυναμικού ενέργειας στο φλεβόκομβο. Αυτός ο Κόμβος εντοπίζεται στο πρόσθιο τμήμα του δεξιού κόλπου, κοντά στην εκβολή της άνω κοίλης φλέβας το δε δυναμικό ενέργειας επεκτείνεται με ταχύτητα και στους δύο κόλπους και από εκεί προς τις κοιλίες. Όμως εξαιτίας της ειδικής διαρρύθμισης του συστήματος αγωγής από τους κόλπους της κοιλίας, παρατηρείται καθυστέρηση μεγαλύτερη από 0.1 sec για τη δίοδο της διέγερσης από τους κόλπους στις κοιλίες. Με αυτόν τον τρόπο παρέχεται στους κόλπους η ευκαιρία να συστέλλονται πριν από τις

κοιλίες με αποτέλεσμα την άντληση αίματος πριν από την έντονη κοιλιακή συστολή. Έτσι οι κόλποι λειτουργούν ως εναυσματικές αντλίες για τις κοιλίες, οι οποίες με τη σειρά τους παρέχουν την κύρια πηγή της δύναμης για την προώθηση του αίματος μέσα από το αγγειακό σύστημα [Hall, 2011].

2.1.3 Μηχανική του καρδιακού κύκλου

Κάθε καρδιακός παλμός αποτελείται από δύο φάσεις: τη συστολή και τη διαστολή. Η συστολή είναι η περίοδος της κοιλιακής σύσπασης και της έγχυσης αίματος, ενώ η διαστολή είναι η περίοδος της κοιλιακής “χαλάρωσης” και της πλήρωσης των κοιλιών με αίμα [Vander and Sherman, 2001].

2.1.3.1 Συστολή

Η συστολή μπορεί να διαιρεθεί σε δύο τμήματα. Το πρώτο τμήμα είναι γνωστό ως ισομετρική σύσπαση (*isovolumetric contraction*). Κατά τη φάση αυτή και οι τέσσερις βαλβίδες της καρδιάς είναι κλειστές και οι κοιλίες της καρδιάς συσπώντας ισόογκα, δηλαδή, χωρίς ταυτόχρονη έγχυση αίματος. Η αύξηση της κοιλιακής πίεσης είναι τόσο απότομη (σε διάστημα 0.05 *sec*), ώστε σε κάποια χρονική στιγμή η κοιλιακή πίεση να υπερβαίνει στιγμιαία την αορτική ή την πνευμονική αντίστοιχα. Τη χρονική στιγμή αυτή ανοίγουν η αορτική και η πνευμονική βαλβίδα και επιτρέπεται η ροή αίματος, προς το αρτηριακό σύστημα με χαμηλή αντίσταση. Η φάση εκροής υποδιαιρείται σε δύο τμήματα. Το πρώτο τμήμα είναι μια σύντομη εκροή, κατά την οποία ο κοιλιακός όγκος μειώνεται απότομα και το άλλο τμήμα είναι μία αργή εκροή. Η αργή αυτή εκροή είναι άμεσα συνδεδεμένη με τη μείωση της ισχύος της κοιλιακής σύσπασης κοντά στο τέλος της συστολής. Η πίεση στην αορτή θα υπερβεί την κοιλιακή πίεση σε αυτή τη φάση, λόγω της μετατροπής της κινητικής ενέργειας σε πίεση [Vander and Sherman, 2001].

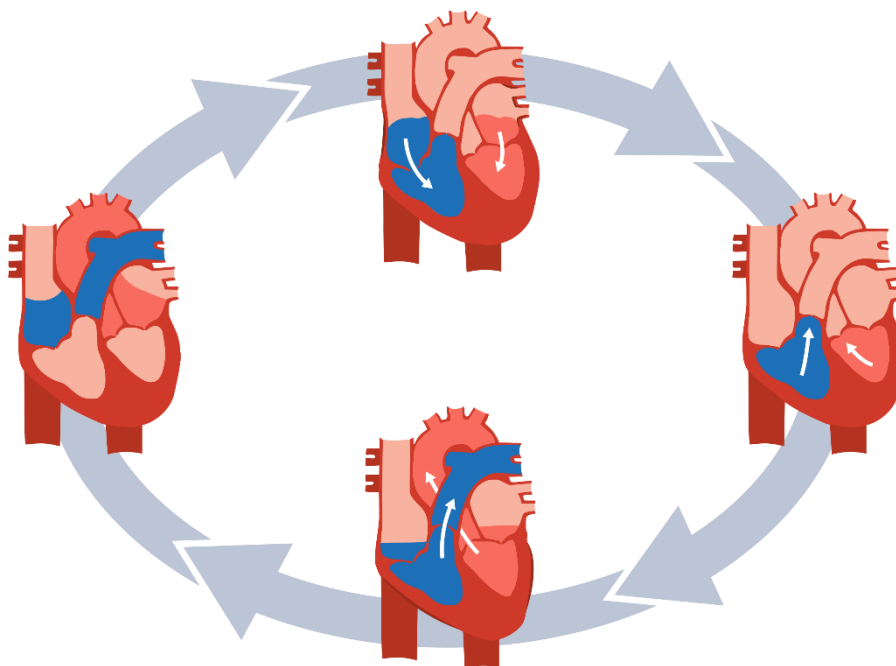
Η ποσότητα του αίματος που διοχετεύεται από την αριστερή κοιλία στην αορτή καλείται όγκος παλμού (*Stroke Volume – SV*) και κυμαίνεται περίπου στα 70 *mL*. Πρέπει να σημειωθεί ότι δεν εκρέει όλη η ποσότητα αίματος από την καρδιά κατά τη συστολή.

65 *mL*, περίπου παραμένουν μέσα στην κοιλία. Αυτή η ποσότητα αίματος που μένει καλείται τελικός όγκος συστολής (*End Systolic Volume – ESV*).

2.1.3.2 Διαστολή

Η διαστολική φάση μπορεί να διαιρεθεί ομοίως σε δύο τμήματα. Η πρωτοδιαστολή (*early diastole*) αρχίζει με απότομη πτώση της κοιλιακής πίεσης, ώστε αυτή να γίνει μικρότερη από την πίεση στην αορτή και να κλείσει η αορτική βαλβίδα. Ακολουθεί η φάση της ισομετρικής “χαλάρωσης” (*isovolumic relaxation*), κατά την οποία η πίεση, με τις δύο βαλβίδες κλειστές, εξακολουθεί να πέφτει, μέχρις ότου φτάσει στην κολπική. Παράλληλα, το αίμα μεταφέρεται από την αορτή στην περιφέρεια και η αορτική πίεση μειώνεται. Όταν η κοιλιακή πίεση πέσει κάτω από την κολπική, η μιτροειδής βαλβίδα ανοίγει και προκαλείται απότομη πλήρωση της κοιλίας μέσω της σύσπασης του κόλπου.

Ο αριστερός κόλπος ακολουθεί μια αντίστοιχη πορεία· γεμίζει από την πνευμονική κυκλοφορία κατά την κοιλιακή συστολή και τροφοδοτεί την κοιλία ενεργά με αίμα κατά την κοιλιακή διαστολή [Vander and Sherman, 2001].



Εικόνα 2.2 Σχηματική αναπαράσταση της συστολικής και της διαστολικής φάσης της καρδιάς [Cardiology Resource, 2015]

2.1.4 Κυκλοφορικό σύστημα της καρδιάς

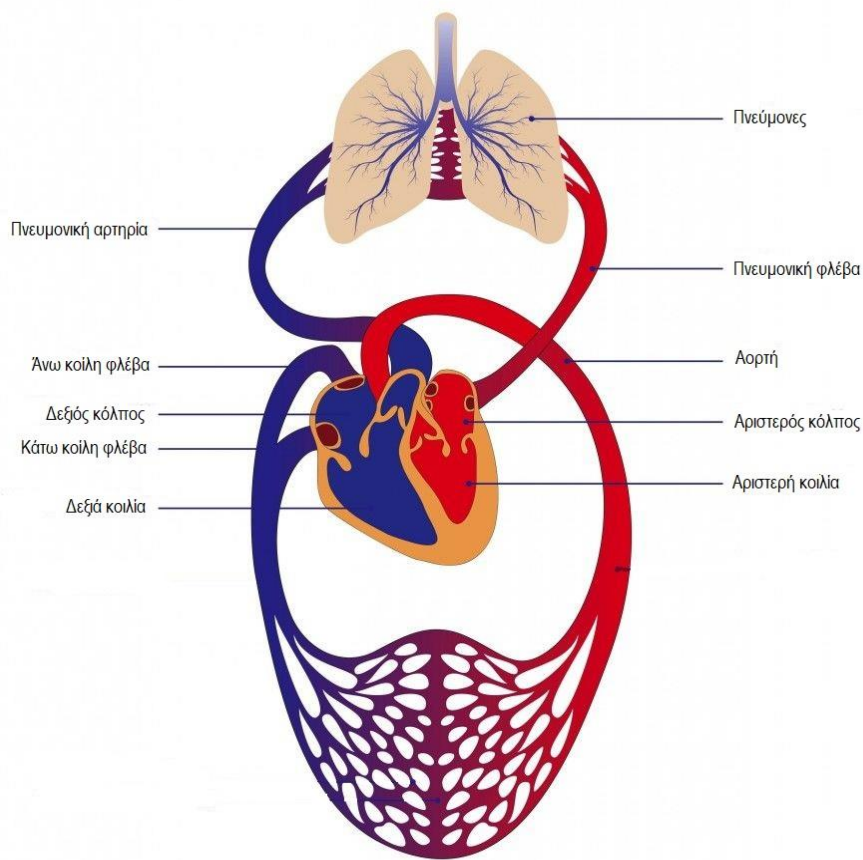
Το κυκλοφορικό σύστημα αποτελείται από αγγεία αίματος τα οποία μεταφέρουν στοιχεία και οξυγόνο σε περιφερειακούς ιστούς, τα οποία εξουδετερώνουν τα ζημιογόνα προϊόντα μεταβολισμού. Ανατομικά αποτελείται από τη συστηματική κυκλοφορία και την πνευμονική κυκλοφορία.

2.1.4.1 Συστημική κυκλοφορία

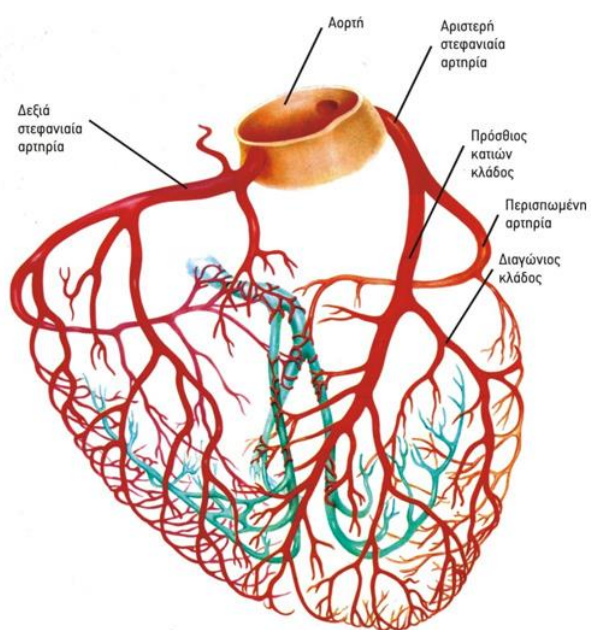
Η συστηματική κυκλοφορία ξεκινά με την αορτή και ακολούθως συνεχίζει με μεγάλα αγγεία με παρόμοια ιστολογικά και βιομηχανικά χαρακτηριστικά. Όσο μικραίνουν τα αγγεία, αλλάζει σταδιακά η δομή αλλά και τα χαρακτηριστικά τους. Τελικά, υπάρχουν οι μικρές αρτηρίες και ένα σύστημα τριχοειδών τα οποία ελέγχουν τον όγκο του αίματος που μπαίνει στον περιφερειακό ιστό. Μετά τα φλεβίδια, το αίμα συλλέγεται από τις φλέβες οι οποίες επιστρέφουν το αίμα στην καρδιά μέσω δυο κύριων φλεβικών αγγείων, την άνω και την κάτω κοίλη φλέβα [Phillips, 2011]

2.1.4.2 Πνευμονική κυκλοφορία

Η πνευμονική κυκλοφορία ξεκινά με το πνευμονικό στέλεχος, που χωρίζεται σε δυο πνευμονικές αρτηρίες οι οποίες εισέρχονται στον πνεύμονα και αφού διακλαδωθούν σε πολλαπλά μικρότερα αγγεία, έρχονται σε επαφή με το αναπνευστικό σύστημα, έχοντας σαν αποτέλεσμα την οξυγονοποίηση του αποξυγονωμένου αίματος από τους περιφερειακούς ιστούς. Το οξυγονωμένο αίμα συλλέγεται μέσω ενός συστήματος πνευμονικών φλεβών καταλήγοντας ως τέσσερις μεγάλες πνευμονικές φλέβες στο δεξί κόλπο [Phillips, 2011]



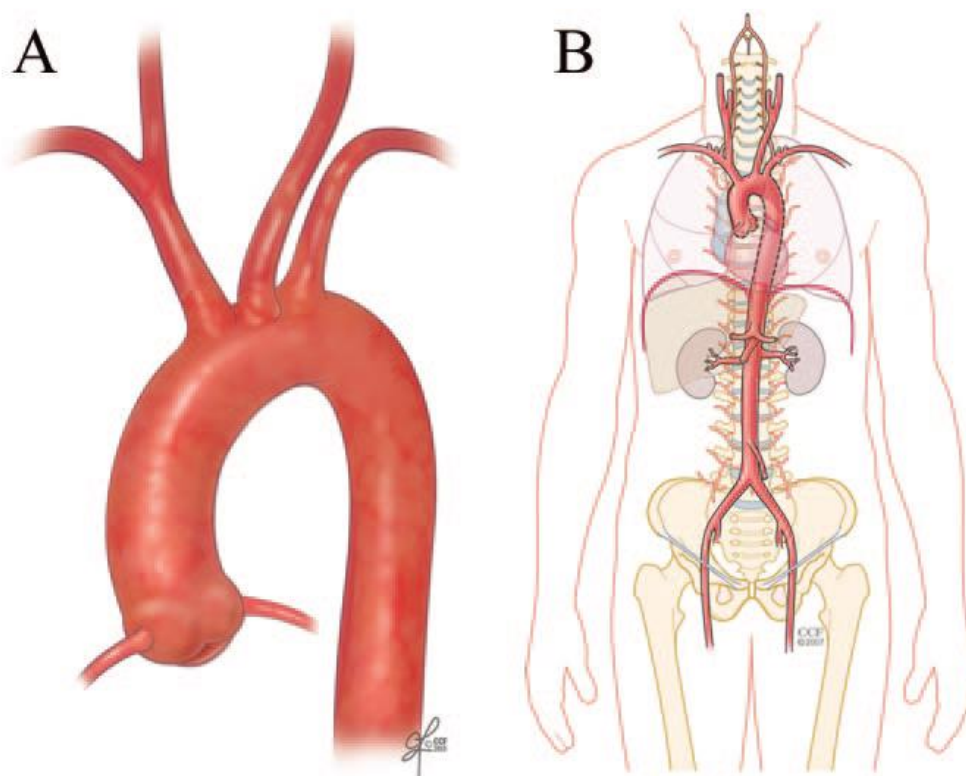
Εικόνα 2.3 Το κυκλοφορικό σύστημα της καρδιάς [Ottesen, Olufsen and Larsen, 2004]



Εικόνα 2.4 Οι αρτηρίες της καρδιάς [University of Minnesota, 2011]

3 ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ ΑΟΡΤΗΣ

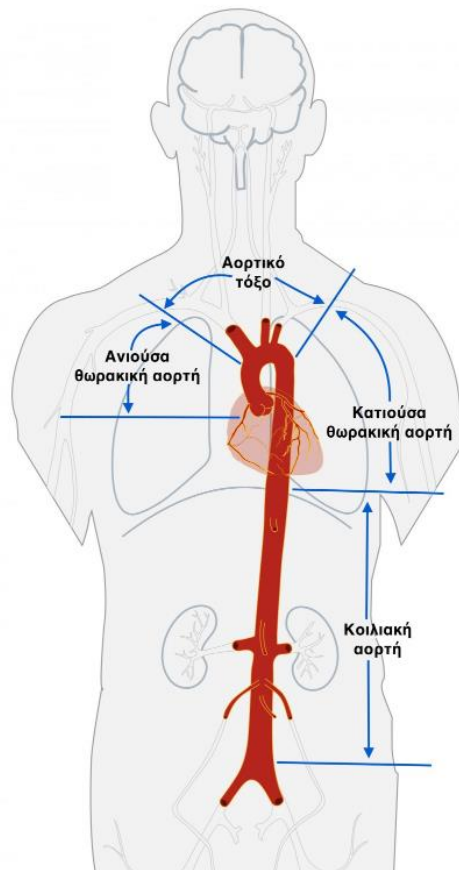
Η αορτή είναι η μεγαλύτερη αρτηρία του σώματος. Ξεκινά από την κορυφή της αριστερής κοιλίας, η οποία είναι ο μυϊκός θάλαμος άντλησης της καρδιάς. Η καρδιά αντλεί αίμα από αυτόν τον θάλαμο μέσω ενός ανοίγματος στη δεξιά κοιλία σε μια μεγαλύτερη αρτηρία που ονομάζεται αορτή. Τρία φύλλα σε κάθε πλευρά αυτού του ανοίγματος κλείνουν μεταξύ τους για να επιτρέπουν τη μονόδρομη ροή και να αποτρέπουν την αντίστροφη ροή του αίματος στις κοιλότητες.



Εικόνα 3.1 (Α) Φυσιολογικό αορτικό τόξο (Β) το κύριο αιμοφόρο αγγείο που παρέχει αίμα σε ολόκληρο το σώμα [Salameh, Black and Ratchford, 2018]

3.1 Στοιχεία ανατομία της αορτής

Το αγγείο ξεκινάει από την καρδιά ως Ανιούσα Αορτή, συνεχίζει ως Αορτικό τόξο, διασχίζει τον θώρακα ως Κατιούσα Θωρακική Αορτή και περνά στην κοιλιακή χώρα ως Κοιλιακή Αορτή.



Εικόνα 3.2 Τα κύρια μέρη της αορτής

3.1.1 Ανιούσα θωρακική αορτή

Αποτελεί τη συνέχεια του ανωτέρου τμήματος της καρδιάς από την οποία διαχωρίζεται με την αορτική βαλβίδα. Εκτείνεται σε ύψος περίπου 5 cm από το επίπεδο του κάτω ορίου του 3^{ου} πλευρικού χόνδρου, όπισθεν του αριστερού ημιμορίου του στέρνου έως το επίπεδο του 2^{ου} πλευρικού χόνδρου. Η πορεία της σχηματίζει ελαφρά καμπύλη με μικρή κάμψη έμπροσθεν και δεξιά του επιμήκη άξονα της καρδιάς. Η αορτική ρίζα αποτελεί το ανατομικό όριο μεταξύ της αριστερής κοιλίας και της ανιούσης αορτής.

3.1.2 Αορτικό τόξο

Αποτελεί τη συνέχεια της ανιούσης αορτής στο επίπεδο του άνω ορίου της 2ης δεξιάς στερνοπλευρικής άρθρωσης και σχηματίζει δύο κυρτές καμπύλες. Πορεύεται αρχικά προς τα άνω και πίσω, έμπροσθεν της τραχείας και στη συνέχεια αριστερά και κάτω. Στο επίπεδο του 4ου θωρακικού σπονδύλου μεταπίπτει στην κατιούσα θωρακική αορτή. Το άνω όριο του τόξου εντοπίζεται περίπου 2.5 *cm* κάτωθεν της λαβής του στέρνου.

3.1.3 Κατιούσα θωρακική αορτή

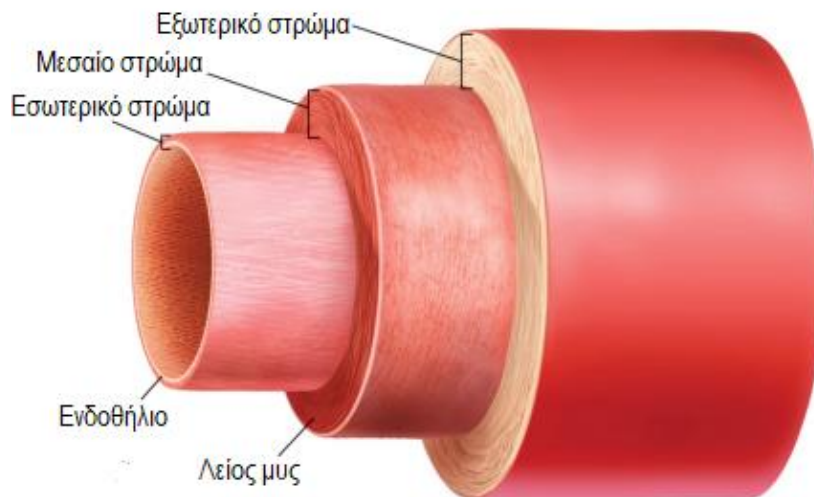
Στη μελέτη και αντιμετώπιση παθολογίας του αορτικού τόξου καθοριστικό παράγοντα αποτελεί η ανατομική μελέτη της θωρακικής μοίρα της κατιούσας αορτής, που αποτελεί τη συνέχει του αορτικού τόξου. Το αρχικό της σημείο ορίζεται στο κάτω όριο του 4ου θωρακικού σπονδύλου και πορευόμενη αρχικά αριστερά της σπονδυλικής στήλης και εν συνεχεία έμπροσθεν αυτής (διαγράφοντας κυρτή καμπύλη), καταλήγει του ορίου του 12^{ου} θωρακικού σπονδύλου, στο ύψος του αορτικού χιάσματος του διαφράγματος.

3.1.4 Κοιλιακή αορτή

Η κοιλιακή αορτή αρχίζει από το διάφραγμα και πορεύεται προς τα πίσω μέχρι τη διακλάδωση. Περιλαμβάνει κλάδους από τις κάτω φρενικές αρτηρίες, κλάδους της κοιλιακής αρτηρίας, νεφρικές αρτηρίες, άνω μεσεντέριο αρτηρία, κάτω μεσεντέριο αρτηρία, οσφυϊκή και σπονδυλική αρτηρία και λαγόνιες αρτηρίες. Η φυσιολογική διάμετρος της υπερηβικής κοιλιακής αορτής είναι 20 *mm* - η διάμετρος της υποβλεννογόνιας κοιλιακής αορτής είναι μικρότερη από 20 *mm*. Από πρακτική άποψη, η κοιλιακή αορτή έχει πάχος περίπου όσο ο μέσος αντίχειρας ενός άνδρα .

3.2 Στοιχεία ιστολογίας της αορτής

Το μεγαλύτερο από τα αιμοφόρα αγγεία είναι η αορτή, η οποία είναι μια διατεταμένη αρτηρία. Η αορτή αποτελείται από τρία στρώματα (χιτώνες): το εσωτερικό στρώμα (*intima*), το μεσαίο στρώμα (*media*) και το εξωτερικό στρώμα (*adventitia*) [Corrine, Packer, Bicker and Jeffery, 2022].



Εικόνα 3.3: Οι στιβάδες του αρτηριακού τοιχώματος [Haiku Deck, 2019]

3.2.1 Εσωτερικό στρώμα (*intima*)

Είναι το στρώμα που έρχεται σε επαφή με το αίμα και αποτελείται από ένα μόνο στρώμα ενδοθηλιακών κυττάρων ενσωματωμένων σε εξωκυτταρική μήτρα και ένα λεπτό υποκείμενο βασικό έλασμα, το οποίο αναφέρεται επίσης ως βασική μεμβράνη, παρέχοντας δομική υποστήριξη στο αρτηριακό τοίχωμα. Ένα τέτοιο στρώμα παρέχει μια μη θρομβογόνο επιφάνεια έτσι ώστε το αίμα να μπορεί να ρέει μέσω της αρτηρίας χωρίς να σχηματίζει θρόμβο. Το βασικό έλασμα περιέχει μη ινιδιακούς τύπους κολλαγόνου, μόρια προσκόλλησης λαμινίνη, φιμπρονεκτίνη και άλλα μόρια εξωκυτταρικής μήτρας. Έχει παρατηρηθεί ότι ο προσανατολισμός των ινών κολλαγόνου στο υποενδοθηλιακό στρώμα μέσω του πάχους δεν είναι ομοιόμορφος αλλά διασκορπισμένος. Ο έσω χιτώνας είναι πολύ λεπτός, από 0.05 έως 0.1 mm, και η συμβολή του στις μηχανικές ιδιότητες σε υγιείς νεαρές ανθρώπινες αρτηρίες δεν είναι σημαντική. Ενώ, με τη γήρανση και σε

περίπτωση παθολογικών καταστάσεων, ο έσω χιτώνας γίνεται παχύτερος (από 0.2 έως 0.4 mm) και πιο άκαμπτος και αναπτύσσει μια πιο περίπλοκη και ετερογενή δομή. Αυτές οι παθολογικές αλλαγές συνδέονται με αλλοιώσεις στις μηχανικές ιδιότητες, οι οποίες διαφέρουν σημαντικά από αυτές των υγιών αρτηριών. Τέλος, χωρίζεται από τα μέσα με το εσωτερικό ελαστικό έλασμα, το οποίο συχνά θεωρείται μέρος του.

3.2.2 Μεσαίο στρώμα (media)

Το στρώμα αυτό είναι το μεσαίο και παχύτερο στρώμα της αρτηρίας, δηλαδή από 0,1 έως 0,5 mm, κατασκευασμένο από λεία μυϊκά κύτταρα, ελαστίνη και κολλαγόνο βυθισμένα σε μια υδατική αλεσμένη ουσία που περιέχει πρωτεογλυκάνες, γνωστή ως μήτρα. Τέτοιες ίνες είναι διατεταγμένες σε επαναλαμβανόμενες ελασματώδεις μονάδες που χωρίζονται από λεπτά φύλλα ελαστίνης, σχηματίζοντας ομόκεντρα μεσαία στρώματα. Το πάχος τέτοιων μονάδων είναι σχεδόν ανεξάρτητο από την ακτινική θέση κατά μήκος του τοιχώματος, αλλά ο αριθμός τους μειώνεται όσο αυξάνεται η απόσταση από την καρδιά, έτσι ώστε οι ελασματοειδείς μονάδες να απουσιάζουν σε μικρές μυϊκές αρτηρίες. Η πολυστρωματική δομή προσδίδει υψηλή αντοχή στα μέσα και εξηγεί πώς ένα τέτοιο στρώμα καθορίζει τις μηχανικές ιδιότητες ολόκληρου του τοιχώματος του αγγείου. Στα μέσα, οι ίνες κολλαγόνου ευθυγραμμίζονται κατά μήκος της περιφερειακής κατεύθυνσης με πολύ μικρή διασπορά. Αυτή η δομική διάταξη δίνει στα μέσα τη δυνατότητα να μεταφέρουν φορτία στην περιφερειακή κατεύθυνση. Προφανώς, η κατανομή του κολλαγόνου δεν παρουσιάζει αλλαγές στις αθηρωματικές αρτηρίες. Το μέσο διαχωρίζεται από το adventitia με το εξωτερικό ελαστικό έλασμα.

3.2.3 Εξωτερικό στρώμα (adventitia)

Τέλος το στρώμα αυτό είναι το εξωτερικό στρώμα της αρτηρίας και αποτελείται κυρίως από ίνες κολλαγόνου, ελαστίνη, νεύρα, ινοβλάστες, ινοκύτταρα. Το μέγεθος πάχους της επιφανείας είναι πιο λεπτό από το μέσο, δηλαδή από 0.25 έως 0.40 mm. Η επιφανειακή κοιλότητα περιβάλλεται συνεχώς από χαλαρό συνδετικό ιστό, ο οποίος συχνά παρέχει πρόσθετη δομική υποστήριξη. Όσον αφορά τον έσω χιτώνα, οι ιστολογικές ενδείξεις έχουν αποδείξει τη διασπορά των ινών κολλαγόνου στο πρόσθιο στρώμα, το οποίο παραμένει επίσης στις αθηρωματικές αρτηρίες. Οι ίνες κολλαγόνου

τείνουν να διατηρούν έναν αξονικό προσανατολισμό και να παραμένουν χαλαρές σε χαμηλές πιέσεις, αλλά καθώς αυξάνεται η πίεση ισιώνονται, ενισχύοντας το αρτηριακό τοίχωμα και αποτρέποντας την υπερβολική τάση και τη ρήξη της αρτηρίας. Τα καρδιαγγειακά νοσήματα αντιμετωπίζονται, κατά περίπτωση, μέσω της πρόληψης παραγόντων κινδύνου, της φαρμακευτικής θεραπείας και τέλος της χειρουργικής επέμβασης.

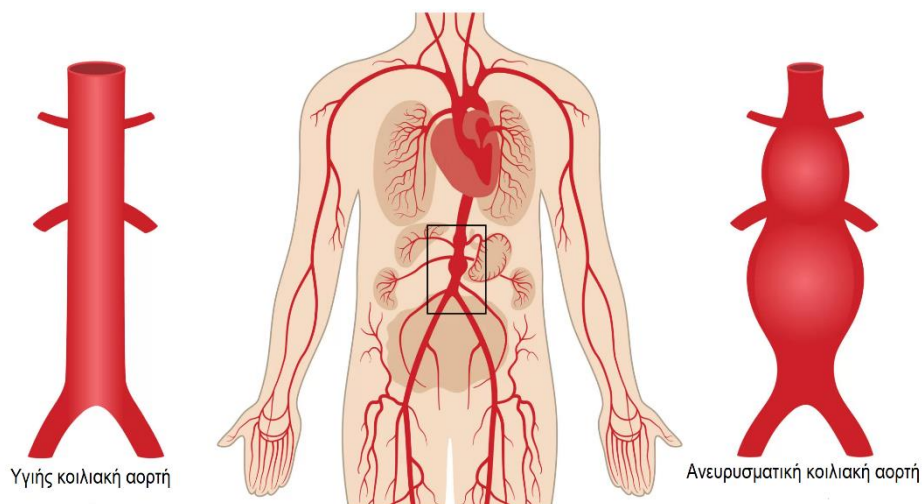
3.3 Ανεύρυσμα αορτής

3.3.1 Ορισμός ανευρύσματος

Ανεύρυσμα είναι η μόνιμη, εντοπισμένη διάταση της αορτής, της οποίας η διάμετρος είναι τουλάχιστον κατά 50% μεγαλύτερη από την αναμενόμενη διάμετρο της φυσιολογικής αορτής [Jagat, Zubin, Eapen, Robert and Harrington, 2017].

Κλινικά ως ανεύρυσμα ορίζεται κάθε διάταση που ξεπερνά 1.5 φορά την διάμετρο της φυσιολογικής αορτής για το δεδομένο ύψος, βάρος και φύλλο του ασθενούς.

Πρακτικά κάθε ανεύρυσμα πάνω από 5cm πρέπει να χειρουργείται. Η αορτή είναι η μεγαλύτερη αρτηρία του σώματος (*ένα αγγείο που μεταφέρει πλούσιο σε οξυγόνο αίμα*). Κατά προσέγγιση η διάμετρός είναι περίπου 3 εκατοστά. Αυτή η αρτηρία εκτείνεται από την καρδιά, μέσω του θώρακα και της κοιλιάς ως τα κάτω άκρα, διαιρείται σε αιμοφόρα αγγεία που τροφοδοτούν χέρια, πόδια και κάθε όργανο συμπεριλαμβανομένου του εγκεφάλου μας. Το ανεύρυσμα είναι μια διόγκωση (*σαν ένα μπαλόνι*), της αορτής που εμφανίζεται όταν το τοίχωμα του αγγείου αποδυναμωθεί. Η υπέρταση αποτελεί έναν προδιαθεσικό παράγοντα. Το ανεύρυσμα αορτής χρήζει χειρουργικής διόρθωσης πριν ραγεί. Η επέμβαση περιλαμβάνει την αντικατάσταση του αποδυναμωμένου τμήματος του αγγείου με μόσχευμα (*τεχνητό πλαστικό σωλήνα*).



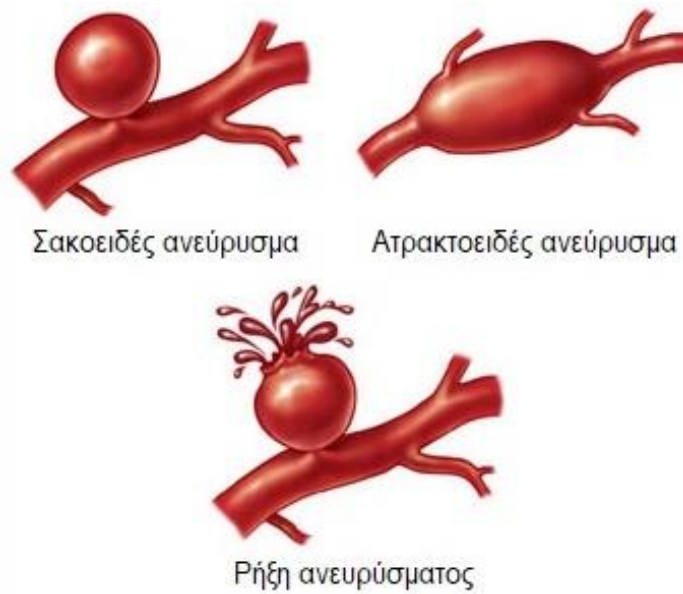
Εικόνα 3.4 Η κοιλιακή αορτή πριν και μετά την ανευρυσματική νόσο [Iatronet, 2022]

3.3.2 Ταξινόμηση ανευρυσμάτων

3.3.2.1 Με βάση τη μορφολογία

Τα ανευρύσματα διακρίνονται ανάλογα με τη μορφολογία τους σε α) ατρακτοειδή: διάχυτη συγκεντρική ακτινωτή διάταση, που αφορά όλη την περιφέρεια της αρτηρίας και β) σακοειδή: τοπική έκκεντρη ακτινωτή διάταση, που αφορά μέρος της περιφέρειας της αρτηρίας (βλ. *Εικόνα 3.5*)

Αν το ανεύρυσμα δεν γίνει αντιληπτό, το τοίχωμα της αορτής συνεχίζει να εξασθενεί και το ανεύρυσμα συνεχίζει να μεγαλώνει. Τελικά, το ανεύρυσμα γίνεται τόσο μεγάλο και το τοίχωμά του τόσο ανίσχυρο, ώστε συμβαίνει ρήξη (*όριο θραύσης*). Όταν συμβεί αυτό, προκαλείται σοβαρή εσωτερική αιμορραγία, μια κατάσταση που είναι μοιραία στις περισσότερες περιπτώσεις.



Εικόνα 3.5 Τύποι ανευρύσματος [Iatronet, 2022]

3.3.2.2 Με βάση τον τύπο τους

A. Αληθή

Η βλάβη στο τοίχωμα των αληθών ανευρυσμάτων εντοπίζεται σε όλους τους χιτώνες (έσω, μέσο, έξω) του αορτικού τοιχώματος. Τα εκφυλιστικά ανευρύσματα σχετίζονται με την αθηρωμάτωση και μερικά λοιμώδη ανήκουν σε αυτή την κατηγορία [Johnston and Wayne, 1991]

B. Ψευδή

Το τοίχωμα των ψευδοανευρυσμάτων αποτελείται μόνο από τον έξω χιτώνα της αορτής και τον περιαορτικό ινώδη ιστό ή ενδέχεται να μην υπάρχει ούτε ο έξω χιτώνας και το ψευδές ανεύρυσμα να έχει σχηματιστεί από εξαγγειωμένο αίμα που συγκρατείται από τους γύρω ιστούς. Στην δημιουργία ψευδοανευρυσμάτων μπορεί να οδηγήσουν οι τραυματικές κακώσεις της θωρακικής αορτής, οι διαβρωτικές νεοπλασματικές και οι φλεγμονώδεις μάζες. [Johnston and Wayne, 1991]

3.3.2.3 Με βάση την αιτιολογική ταξινόμηση των ανευρυσμάτων

Τα ανευρύσματα της θωρακικής αορτής ταξινομούνται και ανάλογα με την αιτιολογία τους σε:

- Ανευρύσματα λόγω χρόνιας υπέρτασης
- Εκφυλιστικά ανευρύσματα
- Τραυματικά ανευρύσματα
- Διαχωρισμός
- Ανευρύσματα που οφείλονται σε λοιμώξεις
- Ανευρύσματα οφειλόμενα σε διαταραχές συνδετικού ιστού
- Ανευρύσματα οφειλόμενα σε αγγειίτιδες
- Συγγενή ανευρύσματα
- Φαρμακευτικά Ανευρύσματα
- Οφειλόμενα σε εγκυμοσύνη ανευρύσματα

3.3.3 Θεραπεία - Αντιμετώπιση

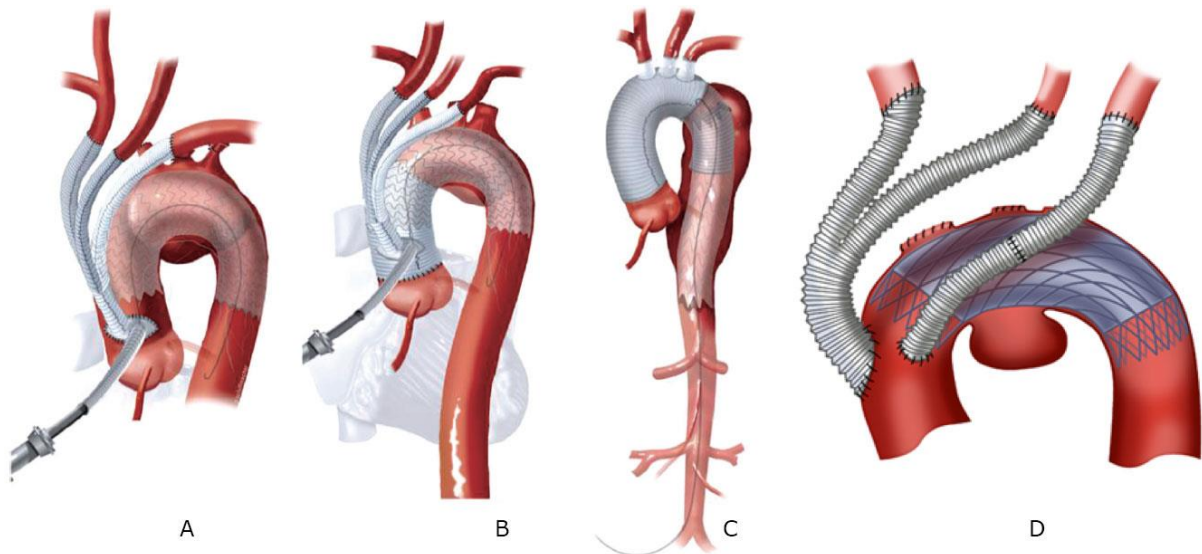
Τα χρόνια αορτικά ανευρύσματα, με την πάροδο του χρόνου, μεγεθύνονται σταδιακά, η διάμετρός τους μεγαλώνει, το πάχος του τοιχώματος ελαττώνεται και ο κίνδυνος ρήξης ολοένα και αυξάνεται. Όταν η διάμετρος της ανευρυσματικής αορτής ξεπεράσει το όριο των 6 *cm*, ο κίνδυνος ρήξης αυξάνεται σημαντικά και σε συνδυασμό με την υπέρταση που μπορεί να παρουσιάζει ο ασθενής, ακόμα περισσότερο. Τα ραγέντα ΑΚΑ χρήζουν επείγουσας χειρουργικής αντιμετώπισης, ενώ τα συμπτωματικά χρήζουν άμεσης χειρουργικής επέμβασης, ανεξαρτήτως μεγέθους ανευρύσματος ή της παρουσίας των συνοδών νόσων που το επιτείνουν (*στεφανιαία νόσος, χρόνια αναπνευστική πνευμονοπάθεια*). Σε τέτοιες περιπτώσεις, ο προβλεπόμενος κίνδυνος επιπλοκών υπερβαίνει τον προβλεπόμενο κίνδυνο χειρουργικής επέμβασης. [Brewster. 2003]

Οι τρόποι με τους οποίους αντιμετωπίζεται το ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής, είναι οι εξής: η συντηρητική θεραπεία, με την προοπτική επέμβασης όταν είναι εφικτό, και η άμεση επέμβαση. Η άμεση επέμβαση γίνεται είτε με χειρουργική αποκατάσταση ανοιχτού ανευρύσματος, είτε με την τοποθέτηση ενδαγγειακού μοσχεύματος [Brewster, 2003]. Το ποια από τις παραπάνω μεθόδους θα χρησιμοποιηθεί, εξαρτάται από την γενικότερη κλινική εικόνα του ασθενούς, η οποία καταδεικνύει και την καλύτερη δυνατή αντιμετώπιση του ΑΚΑ.

Όταν η διάμετρος της αορτής ξεπεράσει τα 5.5 *cm* τότε η ένδειξη για χειρουργική επέμβαση είναι επιβεβλημένη. Μάλιστα, η θνητότητα ενός ανευρύσματος διαμέτρου κάτω των 5.5 *cm* δεν υπερβαίνει το 1%, ενώ για ανευρύσματα μεγαλύτερα των 5.5 *cm* που παραμένουν ανεγχείρητα η θνητότητα δεκαπλασιάζεται. Κατά συνέπεια η αντιμετώπιση του ανευρύσματος μέχρις ότου ξεπεράσει τα 5,5 *cm* σε διάμετρο πρέπει να είναι συντηρητική. Αντίθετα, μετά τα 5.5 *cm* η αντιμετώπιση είναι επεμβατική.

Η κλασική, ανοικτή χειρουργική αντιμετώπιση συνίσταται σε εκτομή του ανευρυσματικού σάκου, αφαίρεση δηλαδή του ελαττωματικού τμήματος της κοιλιακής αορτής, και αντικατάστασή του από συνθετικό μόσχευμα. Η επέμβαση απαιτεί διάνοιξη της κοιλιάς και κατά κανόνα μετεγχειρητική παρακολούθηση στη Μονάδα Εντατικής Θεραπείας (ΜΕΘ). Το μόσχευμα είναι από πολύ ισχυρό συνθετικό υλικό είτε πολυεστέρας (*Dacron*), είτε πολυτετραφλουοραιθυλένιο (*PTFE*) στο μέγεθος της φυσιολογικής αορτής (βλ. *Εικόνα 3.6*). Διαρκεί δια βίου και είναι σχεδόν απίθανο να

χρειαστεί να αντικατασταθεί. Η επέμβαση αυτή έχει επιτυχία στο 90-98% των περιπτώσεων και ουσιαστικά εξαλείφει τον κίνδυνο μελλοντικής ρήξης του ανευρύσματος. [Wassef, 2001]



Εικόνα 3.6 Αντιμετώπιση ανευρύσματος αορτής [Huang, 2016]



Εικόνα 3.7 Ανοικτή Χειρουργική αντιμετώπιση ανευρυσματικής αορτής
[Medicine, 2021]

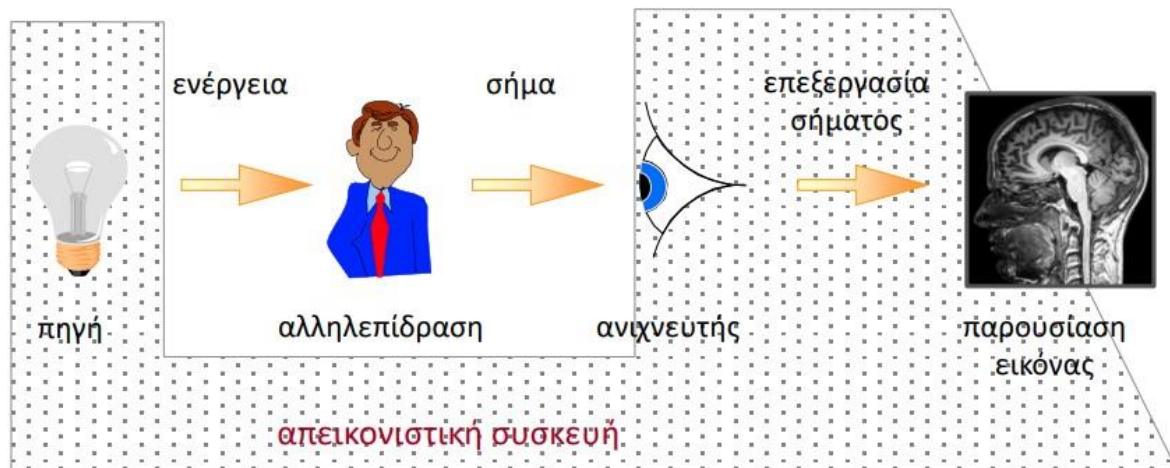
4 ΜΕΘΟΔΟΙ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΜΟΡΙΑΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

Η μη επεμβατική απεικόνιση δημιουργεί μια οπτική αναπαράσταση της εσωτερικής δομής ή και λειτουργίας ενός (*εν ζωή*) οργανισμού με βάση έμμεση πληροφορία που προκύπτει ως αποτέλεσμα της αλληλεπίδρασης κάποιας μορφής ακτινοβολίας με την ύλη. Η εικόνα που προκύπτει είναι η απεικόνιση της τρισδιάστατης κατανομής μιας συγκεκριμένης ιδιότητας των ιστών. Ανάλογα με την απεικονιστική μέθοδο και το φαινόμενο αλληλεπίδρασης στο οποίο βασίζεται, είναι δυνατό να έχουμε πληροφορία για την ανατομία, τη λειτουργία, ακόμα και το μεταβολισμό συγκεκριμένων δομών μέσα στον οργανισμό.

Κάθε σύστημα απεικόνισης της εσωτερικής ανατομίας και λειτουργίας του ανθρώπινου σώματος βασίζεται στην αλληλεπίδραση μεταξύ κάποιας πηγής ενέργειας και της ύλης. Ένα γενικό μοντέλο των συστημάτων ιατρικής απεικόνισης απεικονίζεται διαγραμματικά στην Εικόνα 4.1. Κάποιο είδος ενέργειας προκαλεί την εκπομπή ενός σήματος από ένα αντικείμενο (*ανθρώπινο σώμα*) και στη συνέχεια το σήμα αυτό αναλύεται από ειδικό εξοπλισμό για να μετατραπεί σε οπτική εικόνα που μπορεί να υποστεί περαιτέρω επεξεργασία σε χρήσιμα δεδομένα.

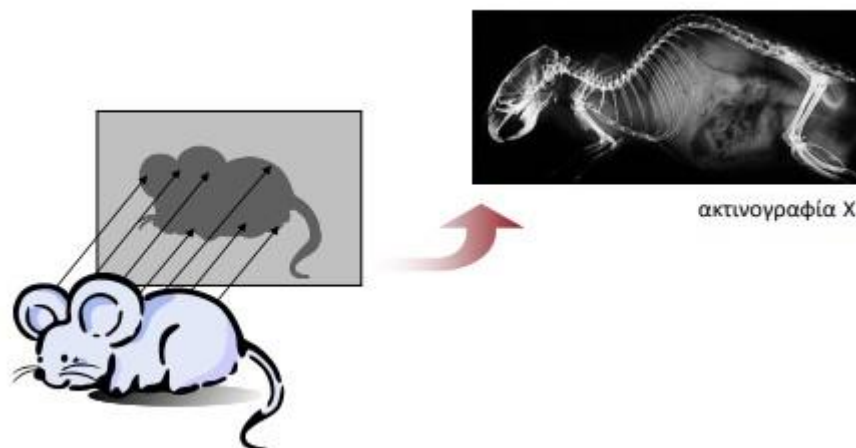
Όλες οι μέθοδοι ιατρικής απεικόνισης ακολουθούν σε γενικές γραμμές το μοντέλο αυτό, και διαφοροποιούνται μόνο ως προς το είδος της ενέργειας που χρησιμοποιείται και κατ' επέκταση και ως προς το είδος της αλληλεπίδρασης με τους ανθρώπινους ιστούς. Βέβαια, υπάρχουν και διαφοροποιήσεις ως προς τις μηχανικές, μαθηματικές ή και υπολογιστικές μεθόδους που χρησιμοποιούνται για την πρόσληψη και ανακατασκευή του εκπεμπόμενου σήματος και την καταγραφή και παρουσίαση της τελικής εικόνας. Για να μπορεί μια μορφή ενέργειας να χρησιμοποιηθεί για ιατρική απεικόνιση, θα πρέπει να μπορεί να διαπεράσει το ανθρώπινο σώμα και να απορροφηθεί τμηματικά από τους ιστούς ή να διασκορπιστεί απ' αυτούς ή να προκαλέσει την εκπομπή μιας άλλης μορφής ενέργειας. Στις περισσότερες κατηγορίες ιατρικής απεικόνισης, το ανθρώπινο σώμα είναι ένας δέκτης μιας αρχικής ακτινοβολίας (*οποιασδήποτε φύσης*),

αλληλοεπιδρά με την ακτινοβολία και ως αποτέλεσμα εκπέμπει συγκεκριμένο σήμα. Η αρχική πηγή ενέργειας εξαρτάται άμεσα από το είδος και την ενέργεια της ακτινοβολίας που χρησιμοποιείται σε κάθε μέθοδο ιατρικής απεικόνισης.



Εικόνα 4.1 Γενικό μοντέλο απεικόνισης [A. Neumann. 2014 Creative Commons Attribution-Alike]

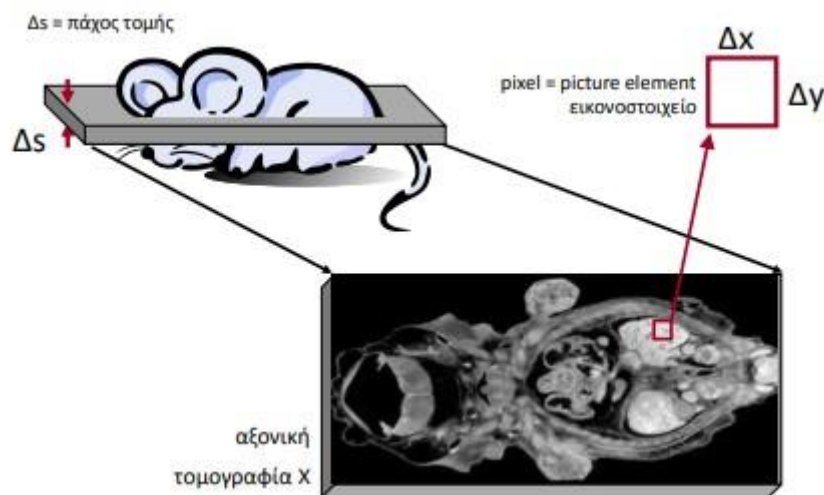
Οι μέθοδοι προβολικής απεικόνισης βασίζονται στην προβολή της τρισδιάστατης εσωτερικής δομής σε ένα επίπεδο. (βλ. Σχήμα 4.2)



Εικόνα 4.2 Σχηματική αναπαράσταση προβολής με ακτινογραφία X
[A. Neumann. 2014 Creative Commons Attribution-Alike]

Αντίθετα, η τομογραφική απεικόνιση (ή αλλιώς 2D ή 2D απεικόνιση, δηλαδή απεικόνιση σε 2 διαστάσεις) είναι η αναπαράσταση της εσωτερικής δομής μιας τομής του ανθρώπινου σώματος. (βλ. Σχήμα 4.3) Τομογραφική απεικόνιση μπορεί να προκύψει τόσο από ανακατασκευή εικόνας από μεμονωμένες προβολές, όσο και από πραγματική συλλογή σήματος επιλεκτικά από διαφορετικά σημεία του επιπέδου της τομής.

Τέλος, η ογκομετρική απεικόνιση (ή αλλιώς 3D ή 3D απεικόνιση, δηλαδή απεικόνιση σε 3 διαστάσεις) είναι η πραγματική τρισδιάστατη αναπαράσταση της εσωτερικής δομής του σώματος. Ογκομετρικές ή αλλιώς 3 D εικόνες της εσωτερικής δομής συνήθως προέρχονται από μαθηματική ανακατασκευή που βασίζεται σε πολλαπλές διαδοχικές τομογραφικές εικόνες. Ωστόσο υπάρχουν και συγκεκριμένες απεικονιστικές μέθοδοι όπου η συλλογή σήματος γίνεται χωριστά και επιλεκτικά από κάθε στοιχειώδη όγκο.



Εικόνα 4.3 Σχηματική αναπαράσταση τομογραφικής απεικόνισης [A. Neumann. 2014 Creative Commons Attribution-Alike]

Οι σημαντικότερες από τις μεθόδους που χρησιμοποιούνται σήμερα για μη επεμβατική απεικόνιση ανθρώπου και άλλων οργανισμών είναι οι εξής:

- Η κλασική ακτινογραφία
- Η αξονική τομογραφία
- Η απεικόνιση με χρήση ραδιοϊσοτόπων

- Η απεικόνιση με βάση υπέρηχους είναι τα πιο συνηθισμένα είδη διαγνωστικής απεικόνισης και χρησιμοποιούνται σήμερα ευρέως σε κλινική ρουτίνα αλλά και για έρευνα.
- Η μαγνητική τομογραφία

4.1 Γενικές αρχές αξονικής τομογραφίας

Η εικόνα που παράγεται από ένα σύστημα υπολογιστικής τομογραφίας αποτελεί την καταγραφή των τιμών του συντελεστή εξασθένησης των ακτίνων X. Σε κάθε τιμή του συντελεστή εξασθένησης αποδίδεται μια απόχρωση του γκρι. Έτσι ένα σύστημα αξονικής τομογραφίας χωρίζεται σε δύο τμήματα, το μετρητικό τμήμα (πηγή και ανιχνευτές) και το υπολογιστικό (ηλεκτρονικός υπολογιστής).

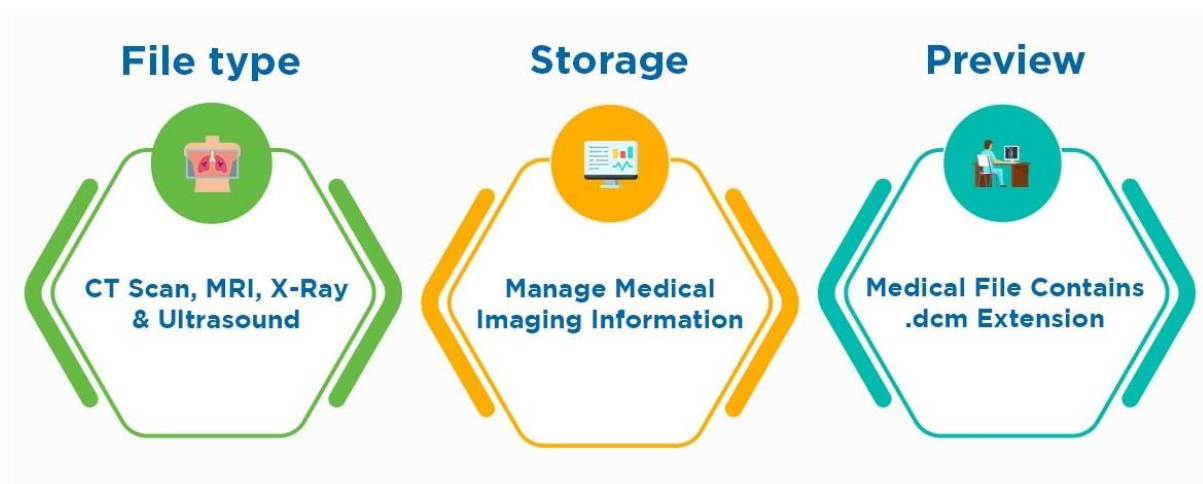
Όταν η δέσμη των ακτίνων X διέλθει μέσα από το σώμα του ασθενούς θα εξασθενήσει, η εξασθένηση αυτή μετριέται από τους ανιχνευτές του συστήματος, οι οποίοι βρίσκονται αντιδιαμετρικά της λυχνίας και κινούνται σε συγχρονισμό με αυτή. Ο κάθε ανιχνευτής παράγει ηλεκτρικό σήμα η ένταση του οποίου είναι ανάλογη με τη καταμέτρηση της έντασης της ακτινοβολίας, το σήμα περνάει στον υπολογιστή όπου του αποδίδεται ανάλογα μια απόχρωση του γκρι. [Kalender, 2011]

4.2 Εξαγωγή αποτελεσμάτων (DICOM)

Το Digital Imaging and Communications in Medicine (*DICOM*) είναι το διεθνές πρότυπο για ιατρικές εικόνες και σχετικές πληροφορίες. Καθορίζει τις μορφές για ιατρικές εικόνες που μπορούν να ανταλλάσσονται με τα δεδομένα και την ποιότητα που απαιτούνται για κλινική χρήση. Το DICOM αναπτύχθηκε αρχικά από την National Electrical Manufacturers Association (*NEMA*) και το Αμερικανικό Κολέγιο Ακτινολογίας για αξονική τομογραφία (*CAT*) και μαγνητική τομογραφία (*MRI*) και τώρα ελέγχεται από την Επιτροπή Προτύπων DICOM. [Radiant DICOM Viewer, 2019]

Εφαρμόζεται σχεδόν σε κάθε συσκευή ακτινολογίας, καρδιολογικής απεικόνισης, και ακτινοθεραπείας (ακτινογραφία, αξονική τομογραφία, μαγνητική τομογραφία, υπερηχογράφημα κ.λπ.). Από την πρώτη του δημοσίευση το 1993, το DICOM έφερε επανάσταση στην πρακτική της ακτινολογίας, επιτρέποντας την αντικατάσταση του φιλμ ακτινών X με μια πλήρως ψηφιακή ροή εργασίας. Καθώς το Διαδίκτυο έχει γίνει η πλατφόρμα για νέες εφαρμογές πληροφόρησης των καταναλωτών, το DICOM έχει ενεργοποιήσει προηγμένες εφαρμογές ιατρικής απεικόνισης που έχουν «αλλάξει το πρόσωπο της κλινικής ιατρικής». Από το τμήμα επειγόντων περιστατικών, μέχρι τεστ καρδιακού στρες, έως ανίχνευση καρκίνου του μαστού, το DICOM είναι το πρότυπο που κάνει την ιατρική απεικόνιση να λειτουργεί — για γιατρούς και ασθενείς. Τα αρχεία DICOM αποτελούνται από έναν αριθμό χαρακτηριστικών που περιέχουν:

- Πληροφορίες σχετικά με τον ασθενή (όνομα, φύλο, ηλικία, κ.λπ.),
- Πληροφορίες σχετικά με τον τρόπο και τη διαδικασία απεικόνισης (τύπος μηχανήματος, παράμετροι λήψης, δόση ακτινοβολίας, σκιαγραφικά μέσα κ.λπ.)
- Πληροφορίες σχετικά με την εικόνα (διάσταση εικόνας, ανάλυση εντός επιπέδου ή μέγεθος pixel, πάχος τομής, απόσταση τομής).



Εικόνα 4.4 Διαδικασία δημιουργίας αρχείων DICOM [FileCloud 2022]

5 ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΩΝ ΑΟΡΤΙΚΩΝ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΩΝ

Στο κεφάλαιο αυτό, παρουσιάζεται η πλήρης διαδικασία που ακολουθήθηκε για τη μοντελοποίηση της ανευρυσματικής νόσου. Για την όλη υλοποίηση της μοντελοποίησης, απαραίτητοι στάθηκαν οι αξονικές τομογραφίες, πριν και μετά την αποκατάσταση με ενδοαγγειακό μόσχευμα, ώστε να μπορεί να γίνει επεξεργασία τους στον Η/Υ μέσω της μεθόδου της αντίστροφης μηχανικής. Στόχος είναι να μελετηθούν οι αιμοδυναμικές ροές σε μία πραγματική γεωμετρία ανευρύσματος και οι παράμετροι, οι οποίες καθορίζονται σημαντικές στη ρήξη του ανευρύσματος και στην αστοχία των ενδοαγγειακών μοσχευμάτων.

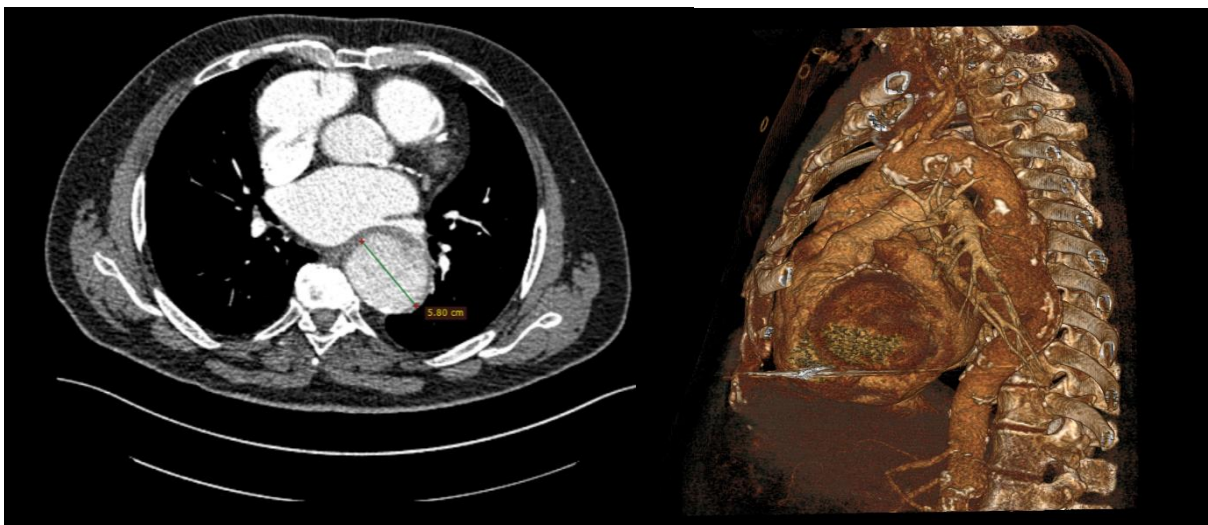
Η μοντελοποίηση πραγματοποιήθηκε σε εξατομικευμένα αορτικά ανευρύσματα πριν και μετά την αποκατάσταση. Επιλέχθηκαν επτά περιπτώσεις γεωμετριών από πέντε “πρώην” ασθενών, από τις οποίες οι δύο γεωμετρίες είναι προεγχειρητικές (ανευρυσματικές). Από αξονικές τομογραφίες των ασθενών αυτών, εξήχθησαν οι γεωμετρίες του αυλού ροής του αίματος (*πριν και μετά την αποκατάσταση*), με τη χρήση ενός λογισμικού πακέτου ανοικτού κώδικα για ανάλυση εικόνας και επιστημονικής απεικόνισης. Ακολουθεί αναλυτική περιγραφή της παραπάνω διαδικασίας, ενδεικτικά για τον ασθενή Ι. (βλ. Πίνακα 1)

5.1 Απεικόνιση δεδομένων από MRI αξονικές τομογραφίες

Για τη μοντελοποίησης της ανευρυσματικής νόσου, όπως έχει αναφερθεί, απαραίτητη είναι η λήψη των αξονικών τομογραφιών των ασθενών. Οι αξονικές αυτές εισάγονται στο λογισμικό *RadiaAnt™ DICOM Viewer*, που έχει τη δυνατότητα να εμφανίζει μελέτες που λαμβάνονται από διαφορετικές μεθόδους απεικόνισης.

Στο λογισμικό αυτό πολλαπλές σειρές μιας μελέτης ή πολλών μελετών, μπορούν να ανοίξουν ταυτόχρονα στο ίδιο ή διαφορετικά παράθυρα για λόγους σύγκρισης. Σειρές, οι

οποίες αποτελούνται από εικόνες που έχουν ληφθεί στο ίδιο επίπεδο (π.χ. σειρά υπολογιστικής τομογραφίας πριν και μετά τη χορήγηση του μέσου αντίθεσης) συγχρονίζονται αυτόματα από προεπιλογή. Εμφανίζονται επίσης γραμμές διασταύρωσης για την καλύτερη συσχέτιση της ανατομίας κατά την περιήγηση σε σειρές με διαφορετικά επίπεδα εικόνας (π.χ. Μελέτη *Magnetic Resonance* -MR). Ένας σημαντικός λόγος που η χρήση τέτοιων ειδών λογισμικών θεωρείται απαραίτητη, είναι η απεικόνιση των δεδομένων αυτών σε τρισδιάστατη απεικόνιση (βλ. *Εικόνα 5.1*), κάτι το οποίο βοηθάει αρκετά την επιστήμη για τη σωστή αντιμετώπιση και την εξέλιξή τους.



Εικόνα 5.1 Απεικόνιση αξονικής και 3D τομογραφίας στη μέγιστη μετατόπιση του ανευρύσματος της αορτής

5.2 Μοντελοποίηση εξατομικευμένης αορτής

Το πρώτο στάδιο της μοντελοποίησης είναι η κατασκευή της αορτικής γεωμετρίας. Για κάθε περίπτωση ανευρυσματικής νόσου, αναζητούνται αξονικές τομογραφίες με βάση κάποια κριτήρια. Τα βασικότερα κριτήρια για την επιλογή τους, είναι ο αριθμός των τομογραφιών που διαθέτονται, δηλαδή όσο περισσότερες είναι οι αξονικές τομογραφίες (*τομογραφία με μικρό βήμα*), τόσο καλύτερη η προσέγγιση της ζητούμενης γεωμετρίας και η ευκρινέστερη απεικόνιση του αυλού ροής της εξατομικευμένης αορτής μέσα σε αυτές. Τα δεδομένα από τις αξονικές τομογραφίες, είναι αποθηκευμένα σε αρχεία *DICOM* και για την επεξεργασία τους χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό ανοικτού κώδικα *3d Slicer*,

το οποίο δίνει τη δυνατότητα επεξεργασίας και τρισδιάστατης αναδόμησης (*3d reconstruction*) αξονικών και μαγνητικών τομογραφιών. Το *3d Slicer*, με τον ορισμό του προσανατολισμού από τον χρήστη, μετατρέπει με αυτοματοποιημένη μέθοδο, το σύνολο των δισδιάστατων εικόνων που εισάγονται σε ένα ενοποιημένο αρχείο, στο οποίο δίνεται η δυνατότητα σειριακής προσπέλασης των εικόνων της εξέτασης, καθώς και ταυτόχρονη επόπτευση τους στις τρεις διαστάσεις. Επιπλέον, επιτρέπεται η επεξεργασία τους με τη χρήση ενός κατωφλιού φωτεινότητας, το οποίο διαχωρίζει τα διάφορα απεικονιζόμενα όργανα της εκάστοτε τομογραφίας, ώστε να γίνει εξαγωγή της προς μελέτη γεωμετρίας. Μάλιστα, για την αποτελεσματικότερη απεικόνιση του αυλού ροής, εισάγεται εκ των προτέρων, ένα σκιαγραφικό μέσο στο κυκλοφορικό σύστημα του ασθενούς, το οποίο αποδίδει τον αυλό της αορτής σε πιο ανοιχτό τόνο στην αξονική τομογραφία.

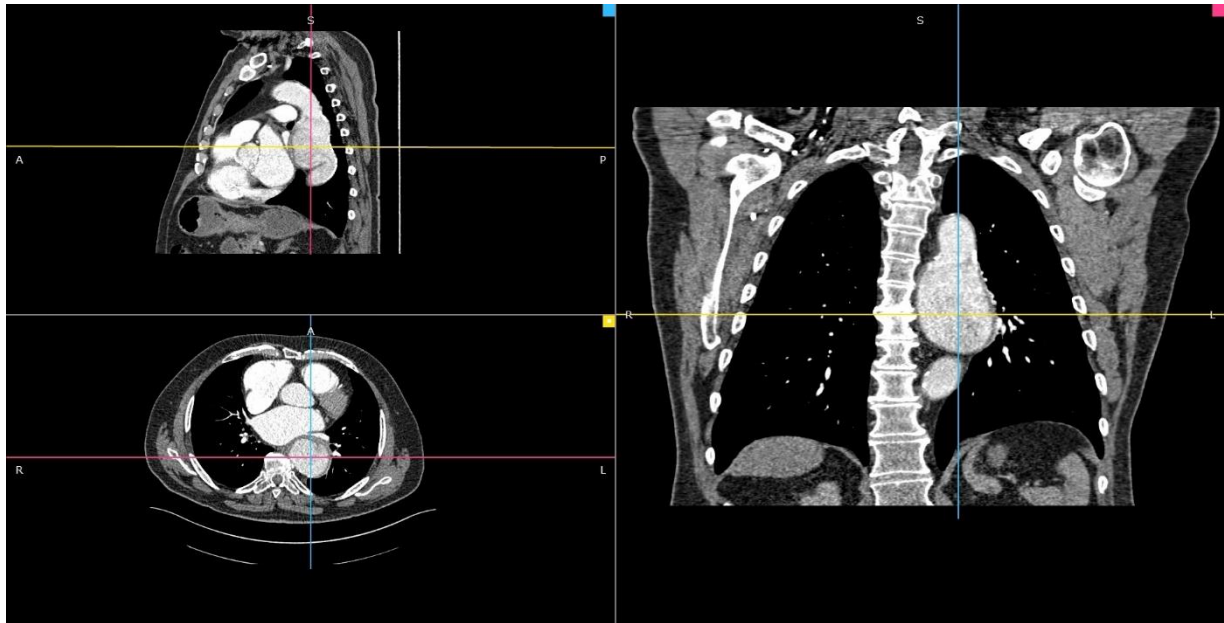
Παρακάτω ακολουθεί παρουσίαση της διαδικασίας που πραγματοποιήθηκε σε έναν από στον ασθενή ΑΙ. (βλ. *Πίνακα 1*) Στόχος της παρακάτω διαδικασίας, είναι η βέλτιστη απόδοση της γεωμετρίας του αυλού ροής της αορτής των ασθενών, μέχρι τον διαχωρισμό των λαγονίων αρτηριών, ώστε να συνδυάζει την καλύτερη προσέγγιση της πραγματικής γεωμετρίας με όσο το δυνατόν λιγότερο χρόνο ανασύστασης της γεωμετρίας.

Ασθενείς	Γεωμετρίες	Συνολικός αριθμός διαθέσιμων αξονικών τομογραφιών	Συνολικός αριθμός αξονικών τομογραφιών που χρησιμοποιήθηκαν στην τελική γεωμετρία	Μέγεθος βήματος (mm)
A	I	451	404	0.8
	II	412	354	0.8
B	III	728	475	1
	IV	445	305	2
C	V	842	347	1.3
D	VI	981	822	0.5
E	VII	821	391	1.5

Πίνακας 1 Στοιχεία δεδομένων MRI των ασθενών

Για την επίτευξη της μοντελοποίησης της εξατομικευμένης αορτής, ακολουθήθηκαν συνοπτικά οι ενέργειες:

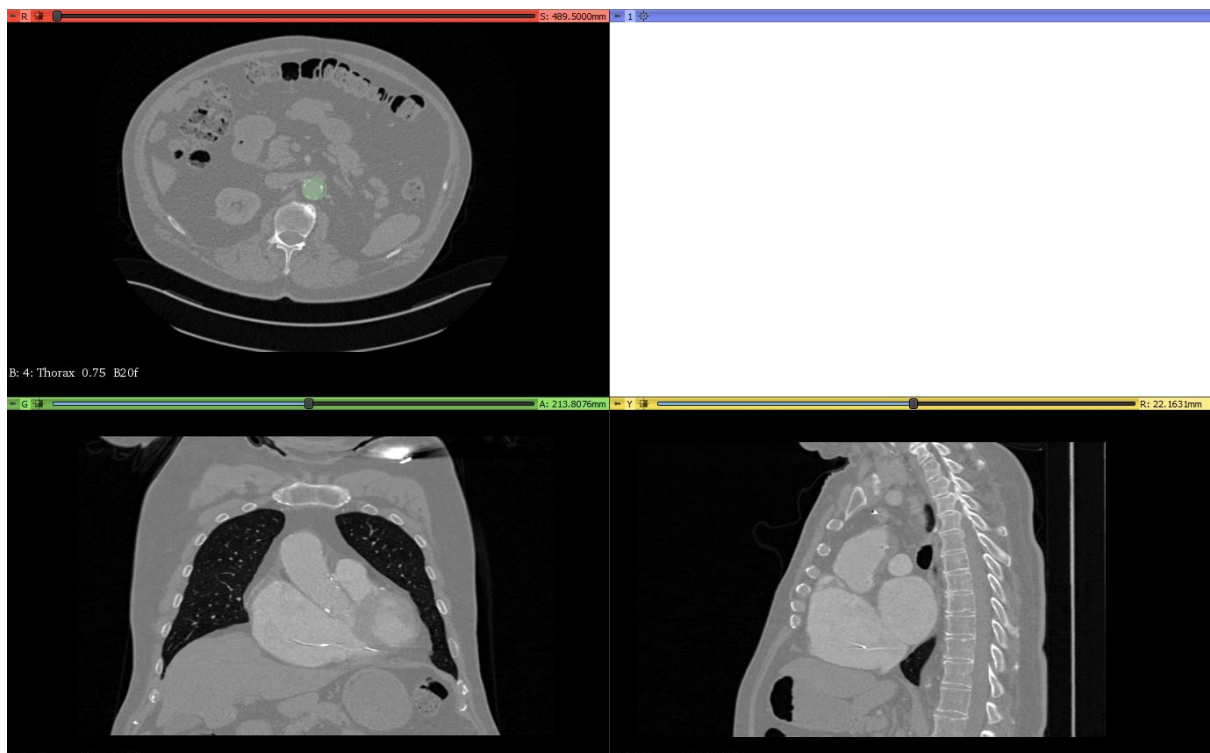
- Εισαγωγή τομογραφιών με τον μέγιστο αριθμό και με την ευκρινέστερη απεικόνιση όπως έχει ήδη αναφερθεί



Εικόνα 5.2 Απεικόνιση ζωτικών οργάνων σε 3 επίπεδα

Περιβάλλον του 3d Slicer που δίνει τη δυνατότητα σειριακής προσπέλασης των αξονικών τομογραφιών που εισάγονται σε αυτό, σε 3 επίπεδα. Δεξιά φαίνεται η εμπρόσθια όψη της αορτής. Πάνω αριστερά φαίνεται η πλάγια όψη από αριστερά και κάτω αριστερά φαίνεται η κάτοψη της κοιλιακής αορτής, στο ύψος του ανευρύσματος.

- Δημιουργία μάσκας για την ανασύσταση

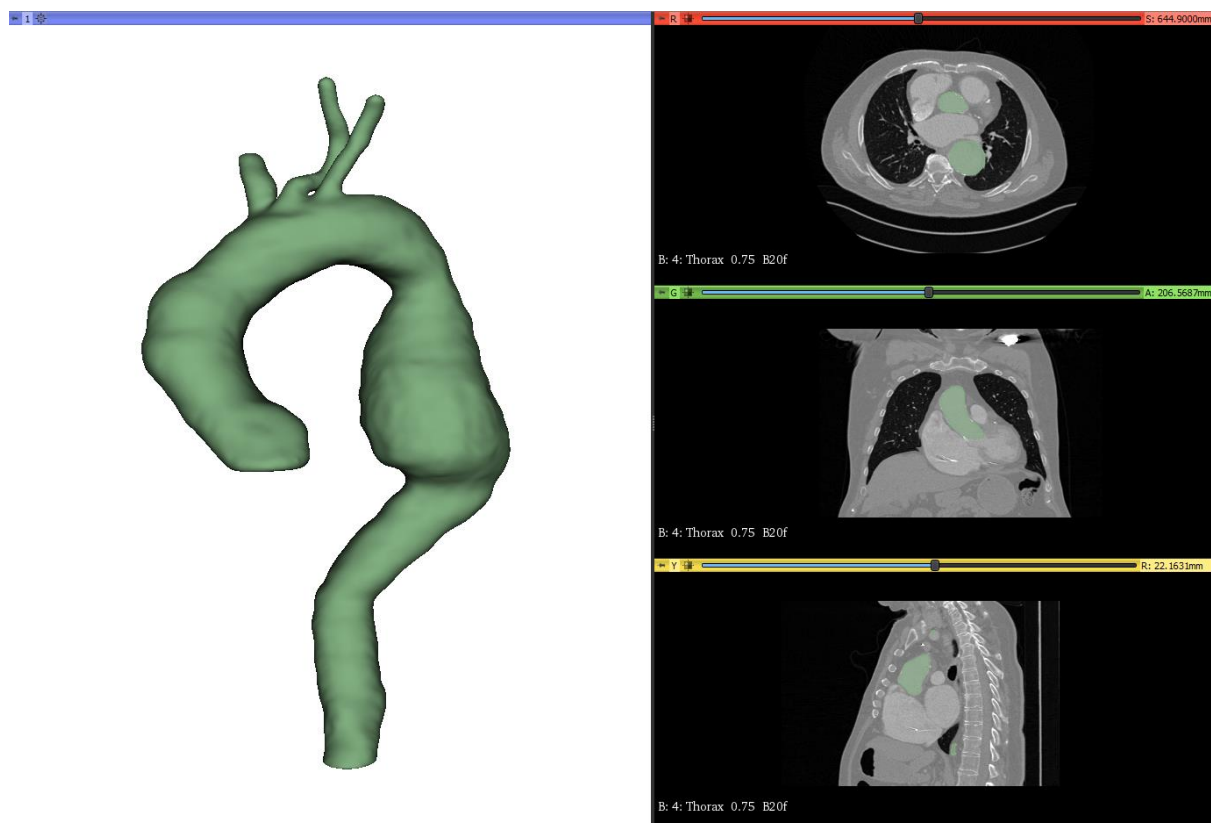


Εικόνα 5.3 Δημιουργία “μάσκας” (πράσινη)

Σε αυτό το στάδιο δημιουργείται μια "μάσκα", η οποία ξεκινάει από το κοιλιακό στέλεχος και φτάνει στο ύψος των τριών αρτηριών (Αριστερή υποκλείδιος αρτηρία – Αριστερή κοινή καρωτίδα αρτηρία – *Βραχιοκεφαλικό στέλεχος*)

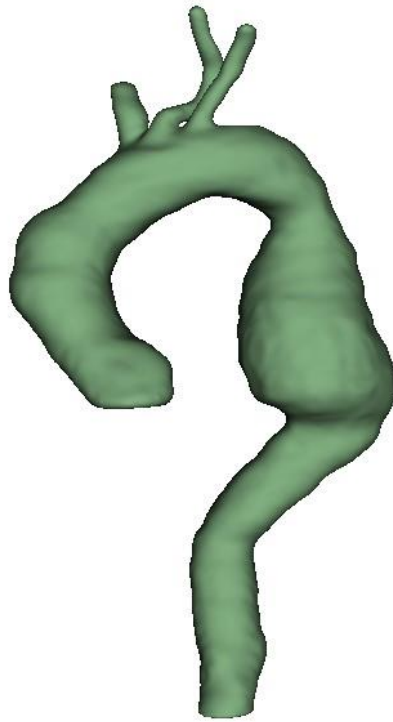
- Χειροκίνητη επεξεργασία τομή προς τομή της αξονικής τομογραφίας για την αποφυγή περιττών στοιχείων

Αφού έγινε η ολοκλήρωση της πιο πάνω διαδικασίας, σχεδιάζοντας σε καθεμία τομή την αορτή, στη συνέχεια μπορεί να παρατηρηθούν οι τρεις όψεις και να διακριθεί η αορτή και η εμπρόσθια και αριστερή πλάγια όψη για μια πιο ολοκληρωμένη οπτική. Αξίζει να σημειωθεί ότι στη συνολική απομόνωση του αυλού ροής αίματος, διακρίνονται ασβεστοποιήσεις στο τοίχωμα της κοιλιακής αορτής οι οποίες δεν συμπεριλήφθηκαν στην τελική γεωμετρία.

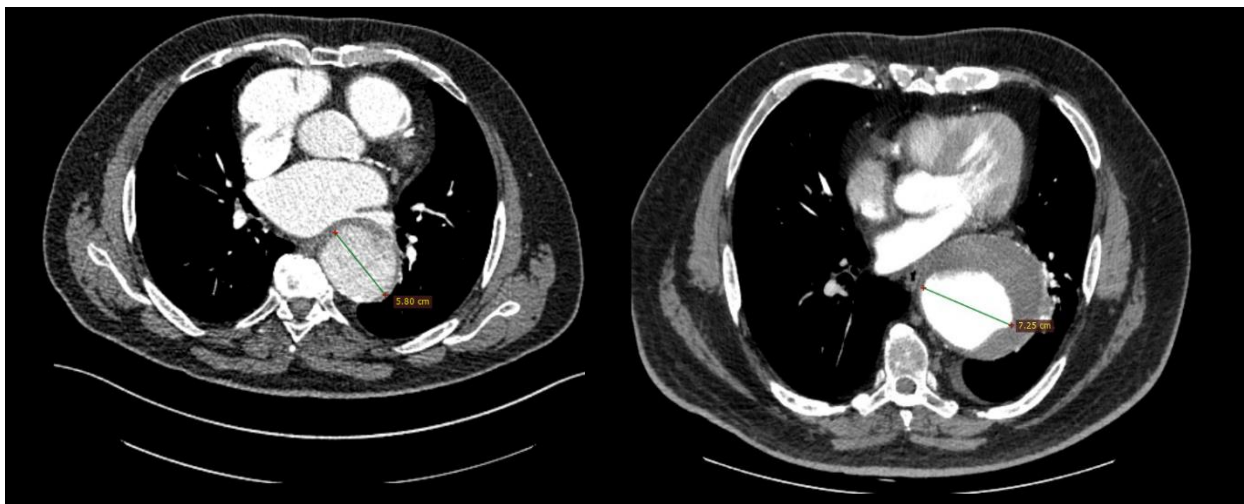


Εικόνα 5.4 Τμήματα της αορτής σε τρία επίπεδα (όψεις), μετά την ολοκλήρωση της δημιουργίας της μάσκας

- Απεικόνιση τελικής τρισδιάστατης γεωμετρίας



Εικόνα 5.5 3D απεικόνιση του αυλού ροής της αορτής του ασθενή AI



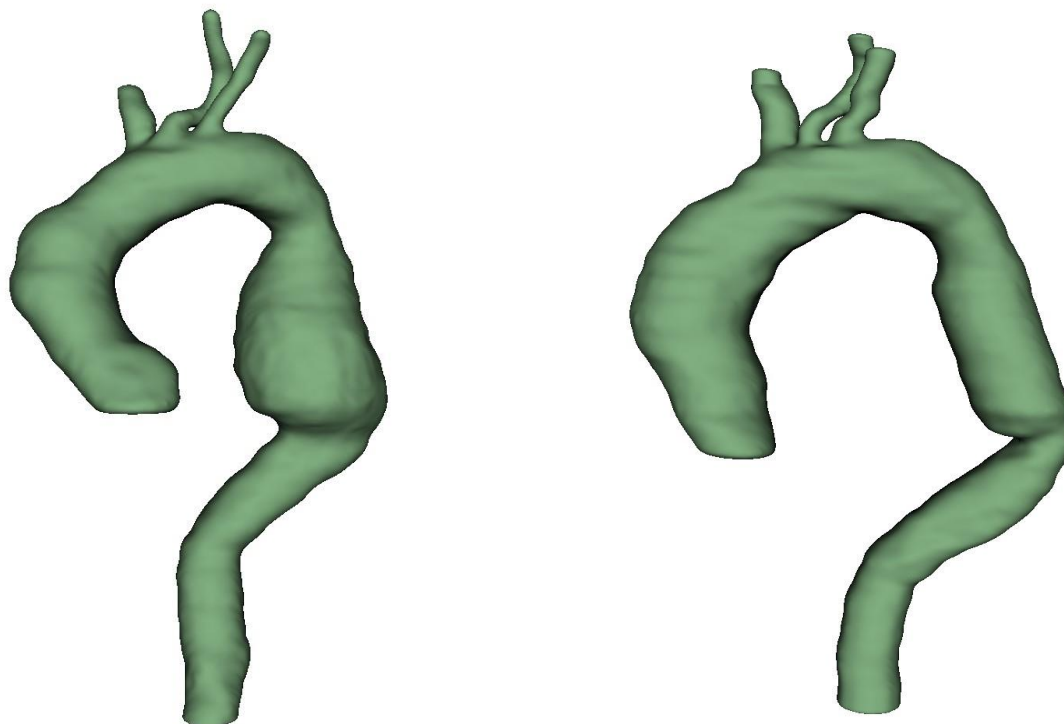
(A)

(B)

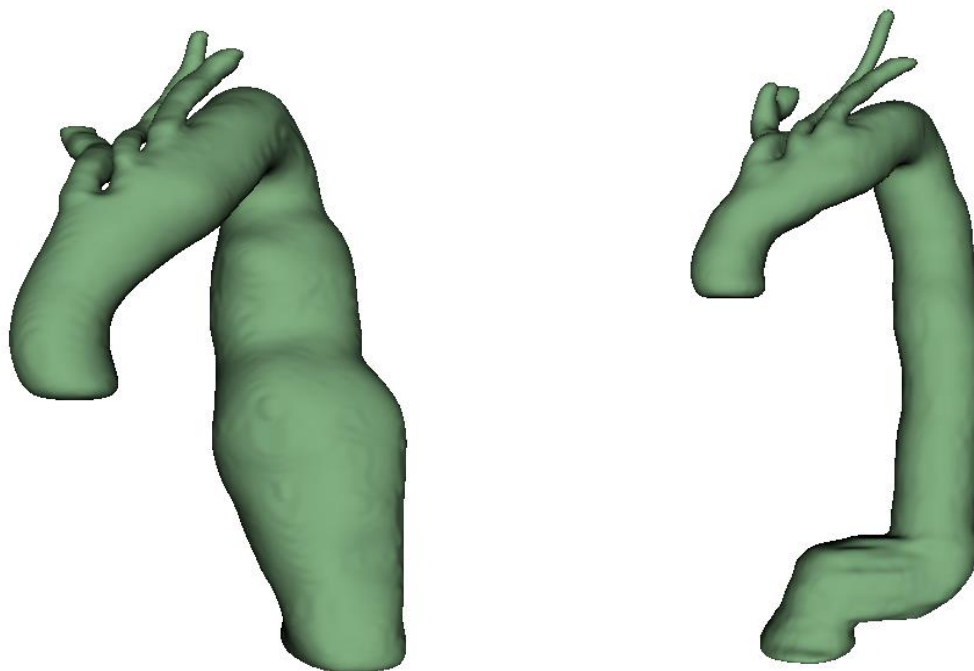
Εικόνα 5.6 Απεικόνιση της μέγιστης διαμέτρου των ανευρυσματικών αορτών

(A) 5.8 cm (B) 7.25 cm

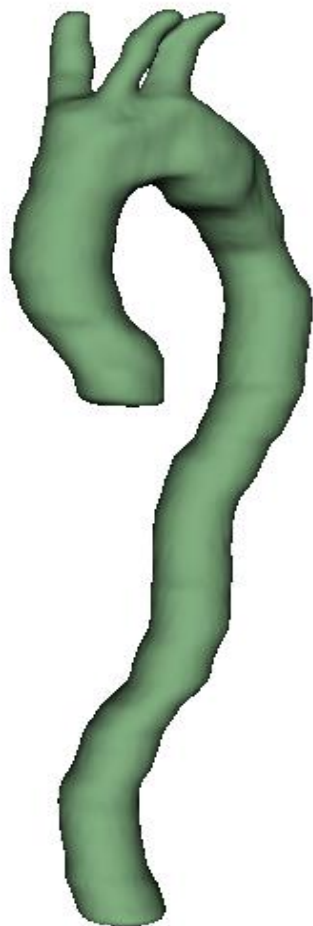
5.3 Μοντελοποίηση τελικών γεωμετρικών μοντέλων



Εικόνα 5.7 Ανεύρυσμα θωρακικής αορτής πριν και μετά το χειρουργείο AI & AII



Εικόνα 5.8 Ανεύρυσμα κοιλιακής -θωρακικής αορτής πριν και μετά το χειρουργείο BIII & BIV



Εικόνα 5.9 Ανεύρυσμα θωρακικής
αορτής μετά το χειρουργείο CV



Εικόνα 5.10 Ανεύρυσμα θωρακικής
αορτής μετά το χειρουργείο DVI



Εικόνα 5.11 Ανεύρυσμα κοιλιακής - θωρακικής αορτής μετά το χειρουργείο EVII

Ασθενείς	Γεωμετρίες	Μέγιστη διάμετρος (cm)
A	I	5.8
	II	3.95
B	III	7.25
	IV	4.98
C	V	4.53
D	VI	4.16
E	VII	5.15

Πίνακας 2 Στοιχεία δεδομένων MRI των ασθενών της μέγιστης διαμέτρου της αορτής

6 ΕΞΟΜΑΛΥΝΣΗ ΕΞΑΤΟΜΙΚΕΥΜΕΝΩΝ ΑΟΡΤΙΚΩΝ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΩΝ

Η εξομάλυνση (*Smoothing*) της επιφάνειας της προκύπτουσας γεωμετρίας, πραγματοποιείται αφότου προηγηθεί η μείωση του αριθμού των τριγώνων που την απαρτίζουν για την επίτευξη πιο λείας επιφάνειας. Σκοπός της εξομάλυνσης είναι η καλύτερη δυνατή προσέγγιση του αυλού ροής της αορτής για να μοιάζει πιο φυσικό. Η εξομάλυνση της επιφάνειας δεν επιφέρει κάτι αρνητικό στο κομμάτι της παρουσίασης, αλλά στο κομμάτι των υπολογισμών των τάσεων και πιέσεων που ασκούνται μέσα σε αυτή σε μια περεταίρω μελέτη. Η προσεγγιστική εξομάλυνση μέσω του *Smoothing*, λειαίνει τις έντονες διακυμάνσεις της επιφάνειας και στοχεύει στην όσο το δυνατόν μικρότερη αλλοίωση των αρχικών δεδομένων, επιβάλλοντας τη διατήρηση του όγκου.

Μετά από το πέρας της ολοκλήρωσης της μοντελοποίησης όλων των γεωμετριών, εξήχθησαν τα γεωμετρικά μοντέλα σε αρχεία της μορφής .stl.

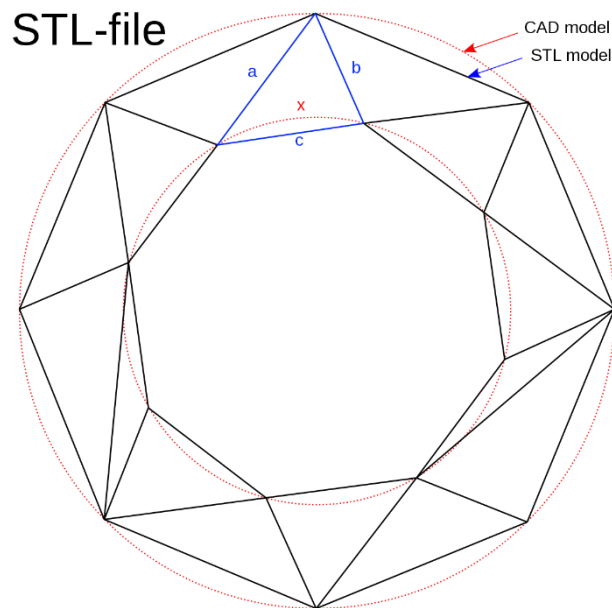
Το STL (*stereolithography*) είναι μια μορφή αρχείου εγγενή στο λογισμικό στερεολιθογραφίας που δημιουργείται από τρισδιάστατα λογισμικά πακέτα. Σε ένα αρχείο STL κωδικοποιείται πλήρως η γεωμετρική περιγραφή του αντικειμένου ως πλέγμα αλληλοσυνδεμένων τριγωνικών εδρών. Αναπαριστούν γεωμετρικά στο χώρο ολόκληρο το κλειστό σύνολο επιφανειών που απαρτίζουν. Ένα τρισδιάστατο στερεό μοντέλο, διαχωρίζοντας τις επιφάνειες σε προσανατολισμένες στο χώρο τριγωνικές έδρες που θυμίζουν την πολυεδρική όψη, της επιφάνειας ενός κατεργασμένου διαμαντιού. Οι έδρες αυτές διασυνδέονται μεταξύ τους με προκαθορισμένο τρόπο, έτσι ώστε η κάθε μια να μοιράζεται υποχρεωτικά μία κοινή πλευρά και δύο κοινές κορυφές με κάποια γειτονική της.

Υπάρχουν τέσσερις παράμετροι, που καθορίζουν το πως θα φαίνεται το αντικείμενο όταν παραχθεί:

- Γωνία, απόκλιση και ύψος χορδής (*Angle, deviation, and chord height*)
- Επιφάνειες (*Surfaces*)
- Πολλαπλά κελύφη ή ένθετα μέρη (*Multiple shells or nested parts*)

- Άκρα (Edges)

Αλλάζοντας παραμέτρους του αρχείου μπορούμε να αλλάξουμε την ανάλυση (*resolution*) του αρχείου STL. Όσο μεγαλύτερης χωρητικότητας είναι το αρχείο STL, τόσο μεγαλύτερος είναι ο τριγωνισμός του μοντέλου. Αυτή η μορφή αρχείου υποστηρίζεται από πολλά άλλα πακέτα λογισμικού. Χρησιμοποιείται ευρέως για γρήγορη δημιουργία πρωτοτύπων, τρισδιάστατη εκτύπωση και κατασκευή με τη βοήθεια υπολογιστή. Τα αρχεία STL περιγράφουν μόνο τη γεωμετρία της επιφάνειας ενός τρισδιάστατου αντικειμένου χωρίς καμία αναπαράσταση χρώματος, υφής ή άλλων κοινών χαρακτηριστικών μοντέλου CAD. Η μορφή STL καθορίζει τόσο ASCII όσο και δυαδικές αναπαραστάσεις. Τα δυαδικά αρχεία είναι πιο κοινά, καθώς είναι πιο συμπαγή.



Εικόνα 6.1 Αναπαράσταση STL αρχείου

[Rubio, 2022]

6.1 Εξομάλυνση εξατομικευμένης αορτής

Έπειτα από την εξαγωγή των γεωμετρικών μοντέλων σε τύπο αρχείων στερεολιθογραφικής μορφής, εισήχθησαν στο λογισμικό πακέτο *Autodesk Meshmixer™*, ένα ιδανικό εργαλείο σχεδίασης, το οποίο βασίζεται σε δυναμικά τριγωνικά πλέγματα υψηλής ανάλυσης. Δύο από τις δυνατότητες που διαθέτει είναι η εξομάλυνση (*Smoothing*) και η γλυπτική (*Sculpting*). Σκοπός των δύο αυτών δυνατοτήτων είναι να εξομαλύνει τις έντονες διακυμάνσεις της επιφάνειας, με όσο το δυνατόν μικρό βαθμό αλλοίωσης των αρχικών δεδομένων, επιβάλλοντας τη διατήρηση του όγκου σε κάθε εξομάλυνση. [Meshmixer Autodesk, 2018]

Παρακάτω ακολουθεί παρουσίαση της διαδικασίας που πραγματοποιήθηκε σε έναν από τους ασθενείς.

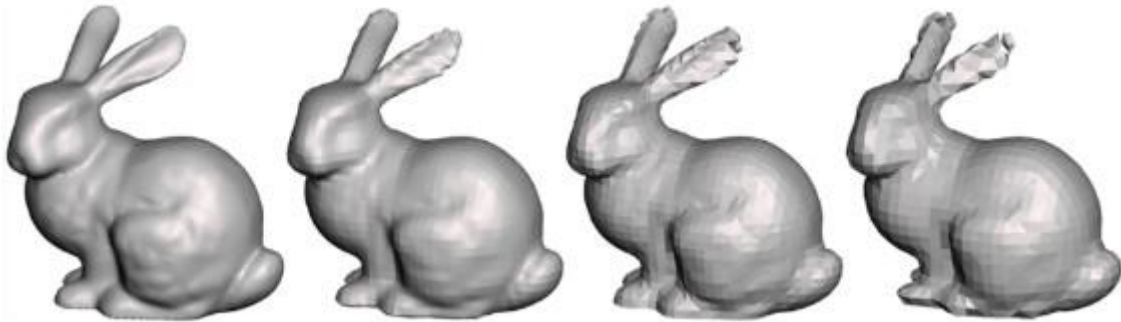
Για να πραγματοποιηθεί η διαδικασία της εξομάλυνσης, είναι απαραίτητο η γεωμετρία (η οποία είναι σε στερεολιθογραφική μορφή) να πάρει τη μορφή ενός στερεού (*solid*), ώστε να δοθεί η δυνατότητα οποιασδήποτε ενέργειας για την καλύτερη και ικανοποιητική επιφάνεια της γεωμετρίας. (βλ. *Εικόνα 6.4*). Σημαντικό ρόλο παίζει ο συντελεστής ακρίβειας που ορίζεται για τη μετατροπή του στερεού.

Το παρακάτω παράδειγμα περιγράφει τη γρήγορη λειτουργία (*Fast Solid Type*) με ρυθμούς στερεού/πλέγματος *128/128*, *32/128*, *128/32* και *32/32*. Το αποτέλεσμα της μείωσης της πυκνότητας του πλέγματος είναι σαφές (*λιγότερα τρίγωνα*). Η μείωση της σταθερής ακρίβειας είναι λίγο λιγότερο προφανής σε αυτήν τη λειτουργία, λόγω του βήματος επαναπροβολής. Ωστόσο, ακόμη και στη δεύτερη εικόνα παρατηρείται ότι ορισμένες λεπτομέρειες χάνονται, λόγω του υποκείμενου στερεού χαμηλής ανάλυσης.

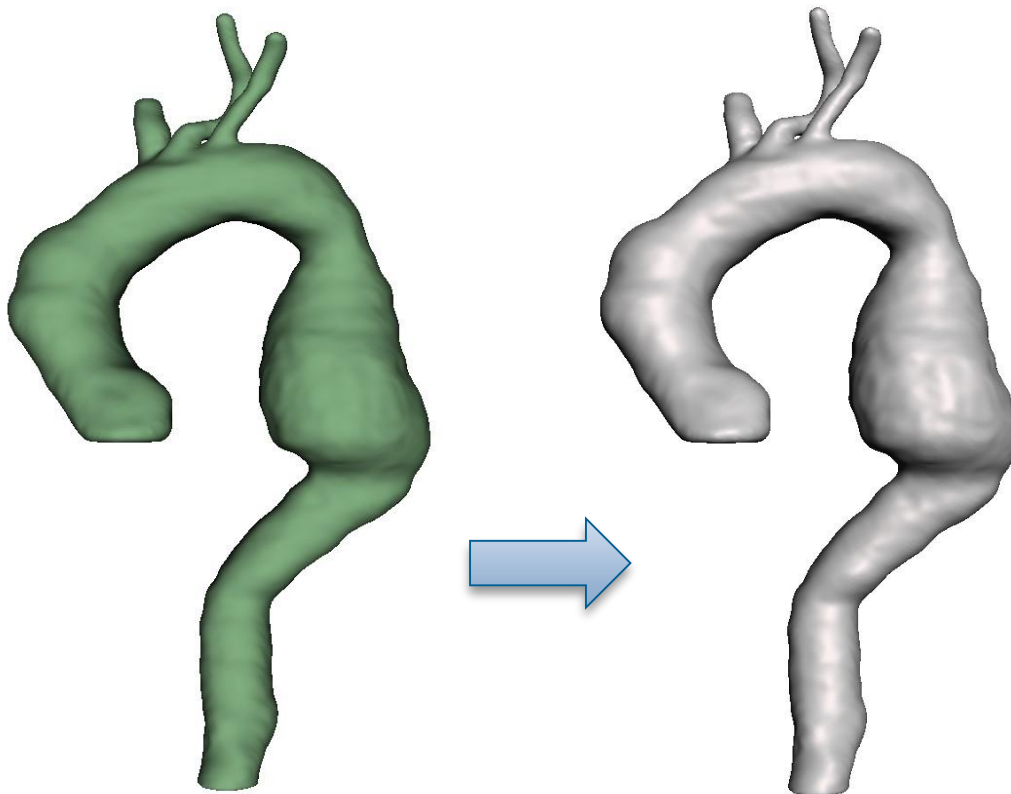


Εικόνα 6.2 Παράδειγμα γρήγορης λειτουργίας (*Fast Solid Type*) [Meshmixer Autodesk, 2018]

Η επόμενη εικόνα παρουσιάζει τους ίδιους ρυθμούς στερεού/πλέγματος όπως παραπάνω, αλλά σε λειτουργία ακρίβειας (*Accurate Solid Type*). Εδώ, επειδή δεν επαναπροβάλλεται το πλέγμα στην επιφάνεια εισόδου, το αποτέλεσμα της χαμηλότερης ακρίβειας στερεού είναι πιο εμφανές στη δεύτερη εικόνα. Ένα πλέγμα υψηλής ανάλυσης ενός στερεού χαμηλής ανάλυσης καθιστά σαφές ότι η υποκείμενη επιφάνεια είναι ουσιαστικά μια εξομαλυνόμενη έκδοση του αντικειμένου εισόδου. Αξίζει να σημειωθεί ότι η εξομάλυνση γίνεται με γραμμικό φίλτρο. [Meshmixer Autodesk, 2018]

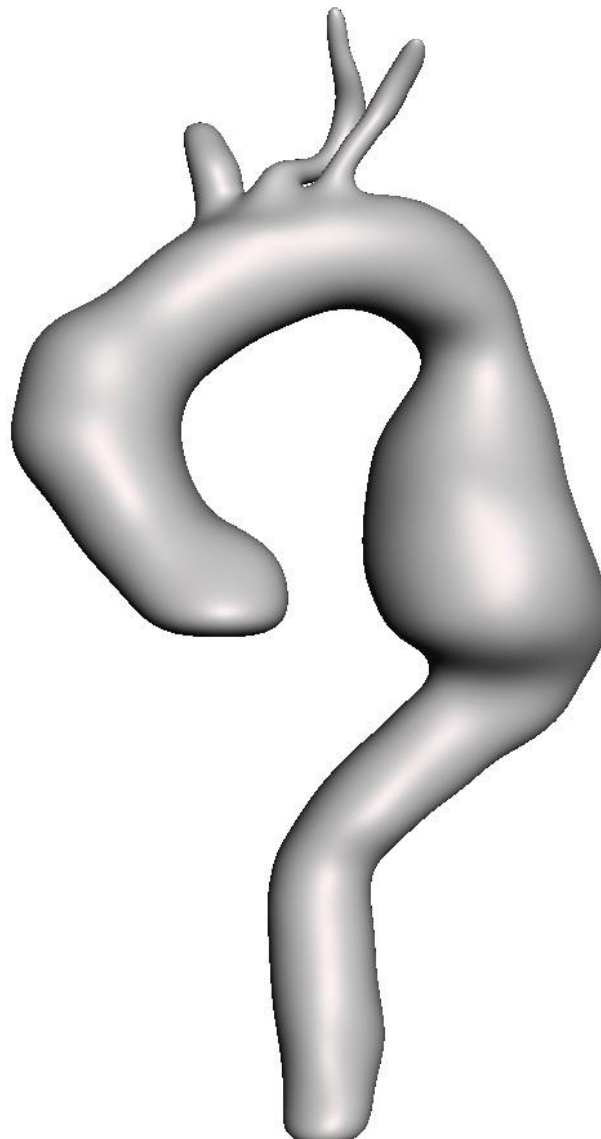


Εικόνα 6.3 Παράδειγμα ακριβής λειτουργίας (*Accurate Solid Type*) [Meshmixer Autodesk, 2018]



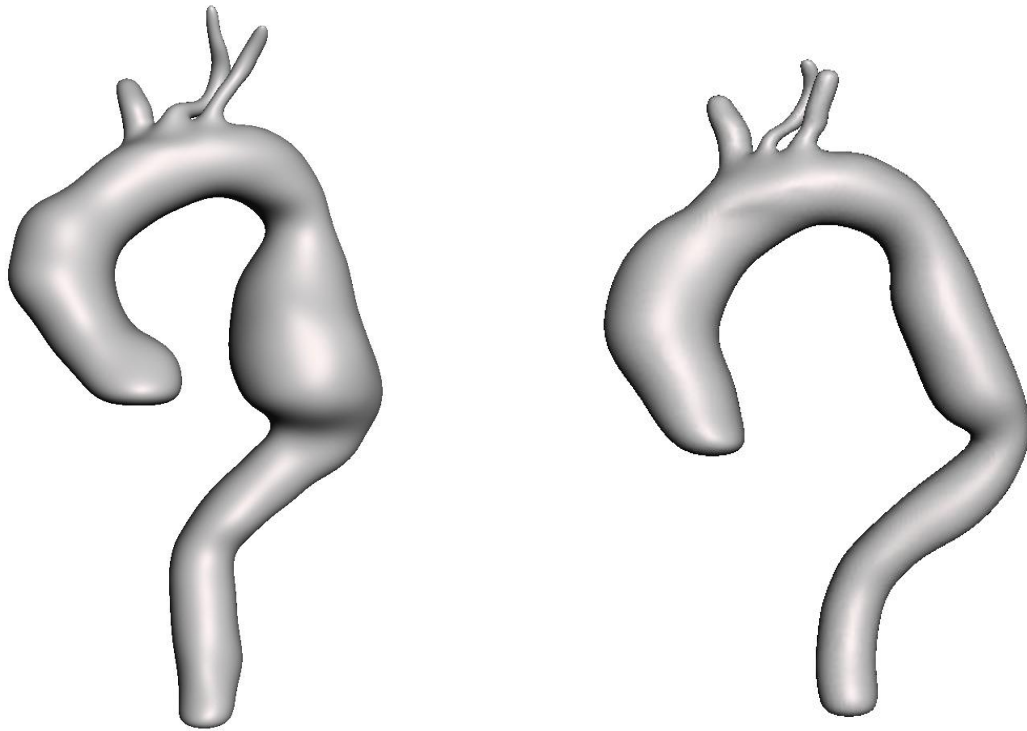
Εικόνα 6.4 Μετατροπή της γεωμετρίας AI από στερεολιθογραφική σε στερεά μορφή

Κατά την εξομάλυνση της επιφάνειας της γεωμετρίας, μπορεί να προκύψει μεγάλη μείωση του όγκου (*όσο μικρότερος είναι ο συντελεστής ακρίβειας, τόσο μειώνεται ο όγκος του γεωμετρικού μοντέλου – έχοντας τον ίδιο αριθμό επαναλήψεων*). Αυτό είναι ιδιαίτερα αισθητό στην περίπτωση γεωμετρικών μοντέλων με μικρό όγκο. Έχει παρατηρηθεί ότι όταν ο όγκος μειώνεται για μεγάλο χρονικό διάστημα, το πραγματικό του μέγεθος παραμένει αμετάβλητο. Ωστόσο, εάν πραγματοποιηθούν περισσότερες από μία επαναλήψεις σε αυτό το αντικείμενο (*οι οποίες είναι απαραίτητες προκειμένου να επιτευχθεί ικανοποιητική εξομάλυνση*), τότε ο όγκος του μειώνεται ακόμα περισσότερο. Παρακάτω απεικονίζεται η τελική γεωμετρία με τις κατάλληλες παραμέτρους εξομάλυνσης ασθενή ΑΙ.

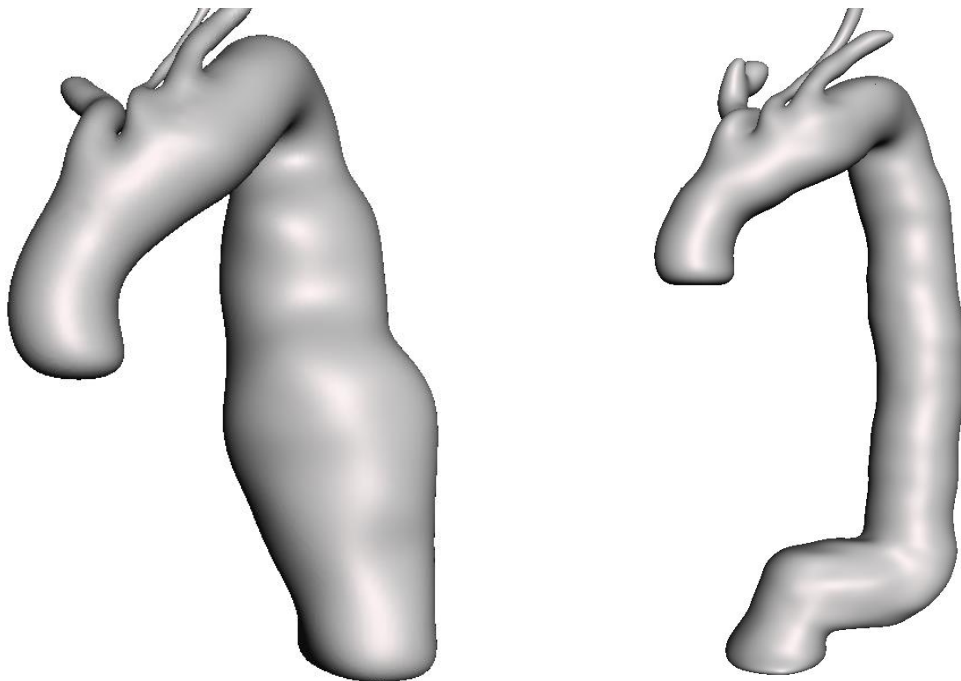


Εικόνα 6.5 Η εξομάλυνση της 3D απεικόνισης του αυλού της ανευρυσματικής αορτής ΑΙ

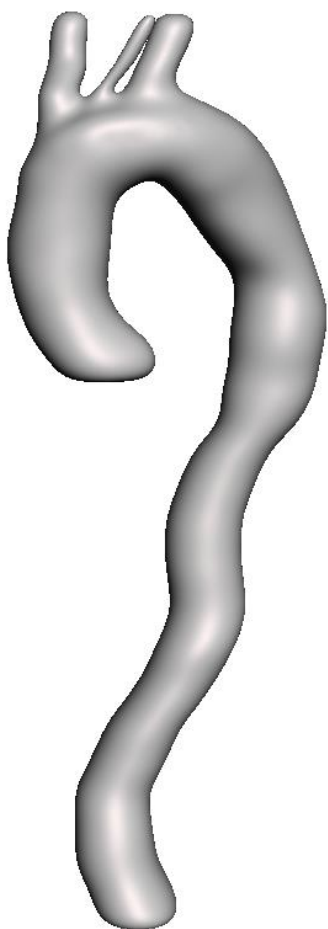
6.2 Εξομάλυνση τελικών γεωμετρικών μοντέλων



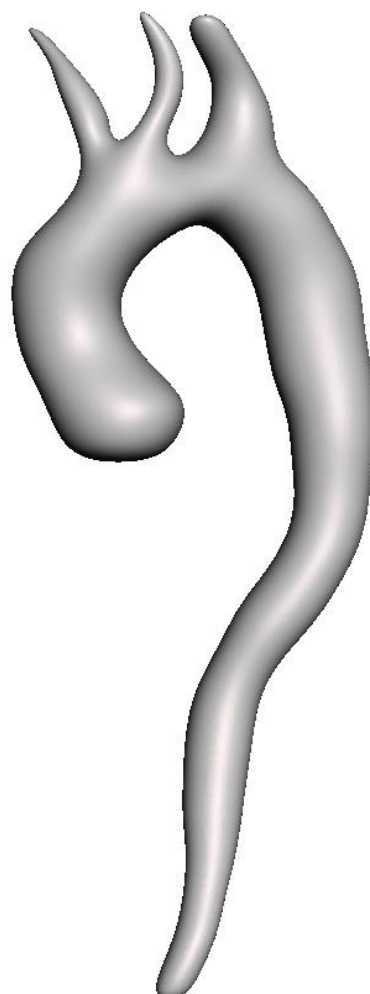
Εικόνα 6.6 Η εξομάλυνση της 3D απεικόνισης του αυλού της ανευρυσματικής αορτής πριν και μετά το χειρουργείο του AI & AII



Εικόνα 6.7 Η εξομάλυνση της 3D απεικόνισης του αυλού της ανευρυσματικής αορτής πριν και μετά το χειρουργείο του BIII & BIV



Εικόνα 6.8 Η εξομάλυνση της 3D απεικόνισης του αυλού της ανευρυσματικής αορτής μετά το χειρουργείο του CV



Εικόνα 6.9 Η εξομάλυνση της 3D απεικόνισης του αυλού της ανευρυσματικής αορτής μετά το χειρουργείο του DVI



Εικόνα 6.10 Η εξομάλυνση της 3D απεικόνισης του αυλού της ανευρυσματικής αορτής μετά το χειρουργείο του EVII

7 ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΑΟΡΤΙΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ

Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζεται η διαδικασία δημιουργίας του αορτικού τοιχώματος του ασθενή AI με μεταβλητό πάχος στα τμήματα της αορτής, Κατά τη δημιουργία του τοιχώματος, ο αριθμός των επιφανειών που χρειάζεται να οριστεί είναι επτά ως εξής:

1. Εσωτερική επιφάνεια (*Inner surface*)
2. Εξωτερική επιφάνεια (*External surface*)
3. Εισροή (*Inflow*)
4. Εκροή (*Outflow*)
5. Βραχιοκεφαλικό στέλεχος (*Brachiocephalic trunk*)
6. Αριστερή κοινή καρωτίδα αρτηρία (*Left common carotid artery*)
7. Αριστερή υποκλείδιος αρτηρία (*Left subclavian artery*)

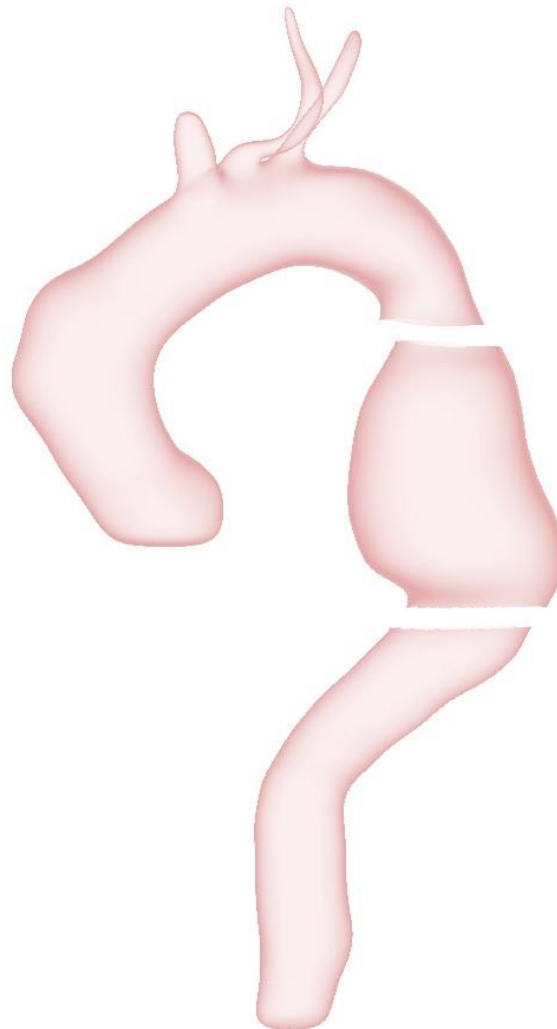
Ο κύριος και βασικός λόγος, που η εξομάλυνση της επιφάνειας πραγματοποιείται πριν τη δημιουργία του αορτικού τοιχώματος, είναι ότι σε περίπτωση που εκτελεστεί διαφορετικά γίνεται κατακερματισμός των επιφανειών σε πολύ μεγάλο όγκο αριθμό επιφανειών. Ένα αποτέλεσμα, το οποίο επηρεάζει αρνητικά με περαιτέρω μελέτες.

Μια από τις πολλαπλές δυνατότητες που διαθέτει το λογισμικό πακέτο της *Autodesk Meshmixer™*, είναι η εξώθηση (*είτε με offset είτε με extrude*), ένας ιδανικός και ακριβής τρόπος δημιουργίας τοιχώματος. Οι παράμετροι, οι οποίοι παίζουν σημαντικό ρόλο στην εκτέλεση είναι η παράμετρος *Accuracy* και η ρύθμιση *Regularity*.

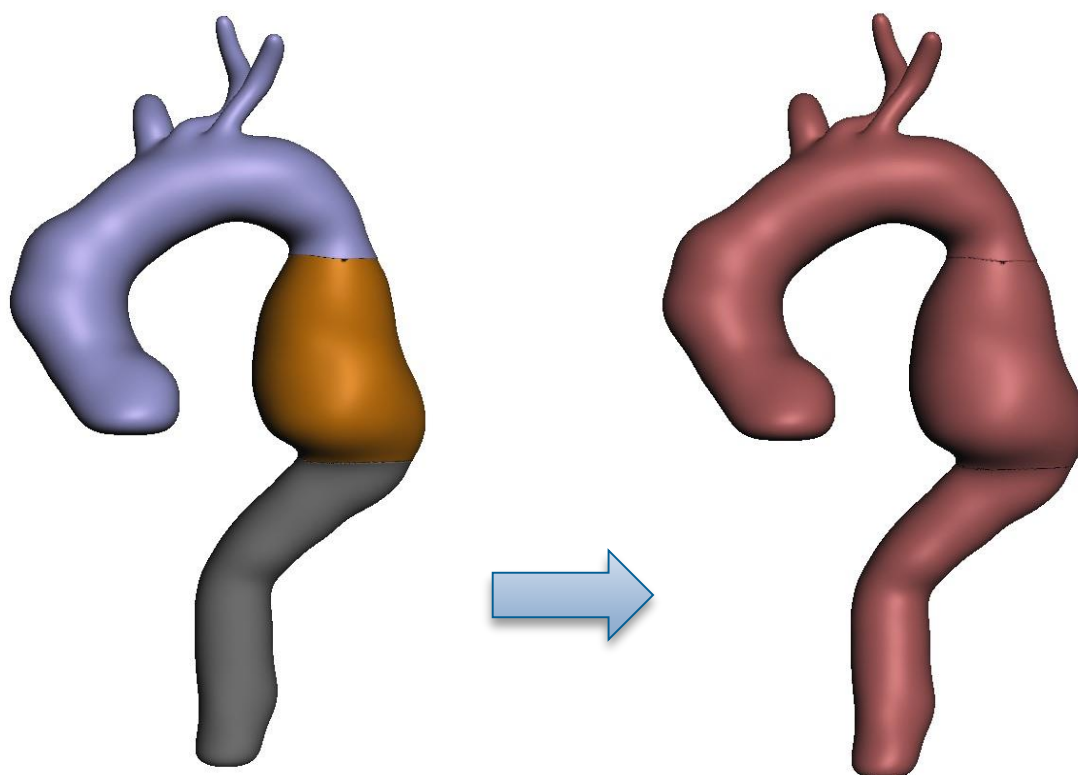
- Η παράμετρος *Accuracy* ελέγχει την ακρίβεια της λύσης της επιφάνειας της εξώθησης. Αυτό ουσιαστικά ελέγχει την πυκνότητα της επιφάνειας της εξώθησης που έχει ανανεωθεί. Όσο περισσότερο πυκνό το πλέγμα, τόσο πιο σταθερό το πάχος. [Meshmixer Autodesk, 2018]
- Η ρύθμιση *Regularity* είναι επίσης ένας έλεγχος στο εσωτερικό remeshing, ουσιαστικά ελέγχει την ποσότητα εξομάλυνσης κατά τη διάρκεια κάθε επανάληψης *remesh*. Γενικά περισσότερη εξομάλυνση σημαίνει καλύτερο και

ακριβές αποτέλεσμα, ωστόσο η υψηλή εξομάλυνση μπορεί επίσης να προκαλέσει κατάρρευση λεπτών ή μικρών τμημάτων και τότε η λύση *Offset* είναι πιο εσφαλμένη. [Meshmixer Autodesk, 2018]

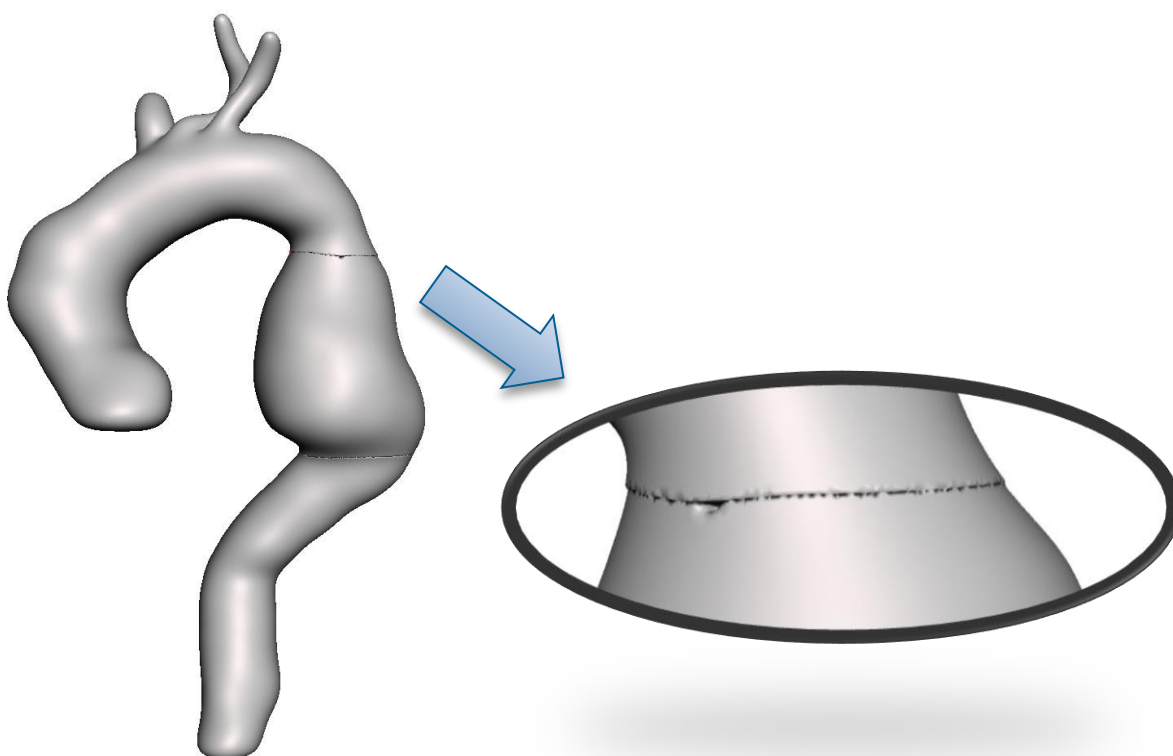
Ο μοναδικός τρόπος δημιουργίας αορτικού τοιχώματος με μεταβλητό το πάχος, είναι ο διαχωρισμός της γεωμετρίας σε τμήματα. (βλ. *Εικόνα 7.1*) Το λογισμικό πακέτο προσφέρει διάφορους τρόπους διαχωρισμού ενός μοντέλου ακόμα και ενός πλέγματος. Έτσι το πρόγραμμα θα δημιουργεί ένα νέο κέλυφος με προαιρετική απόσταση μετατόπισης. Με αυτόν τον τρόπο δίνεται στη γεωμετρία η δυνατότητα να ορίζεται μεταβλητό το τοίχωμα στα τμήματα που είναι απαραίτητο για ένα αξιόπιστο αποτέλεσμα. Κατόπιν διαχωρισμού και εξώθησης (αφού οριστεί η μεταβλητή του πάχους), είναι απαραίτητο τα τμήματα αυτά να γίνουν ενιαία, (βλ. *Εικόνα 7.2*) ώστε με το *Smoothing* να ξανά εξομαλυνθεί η επιφάνεια ένωσης. (βλ. *Εικόνα 7.3*)



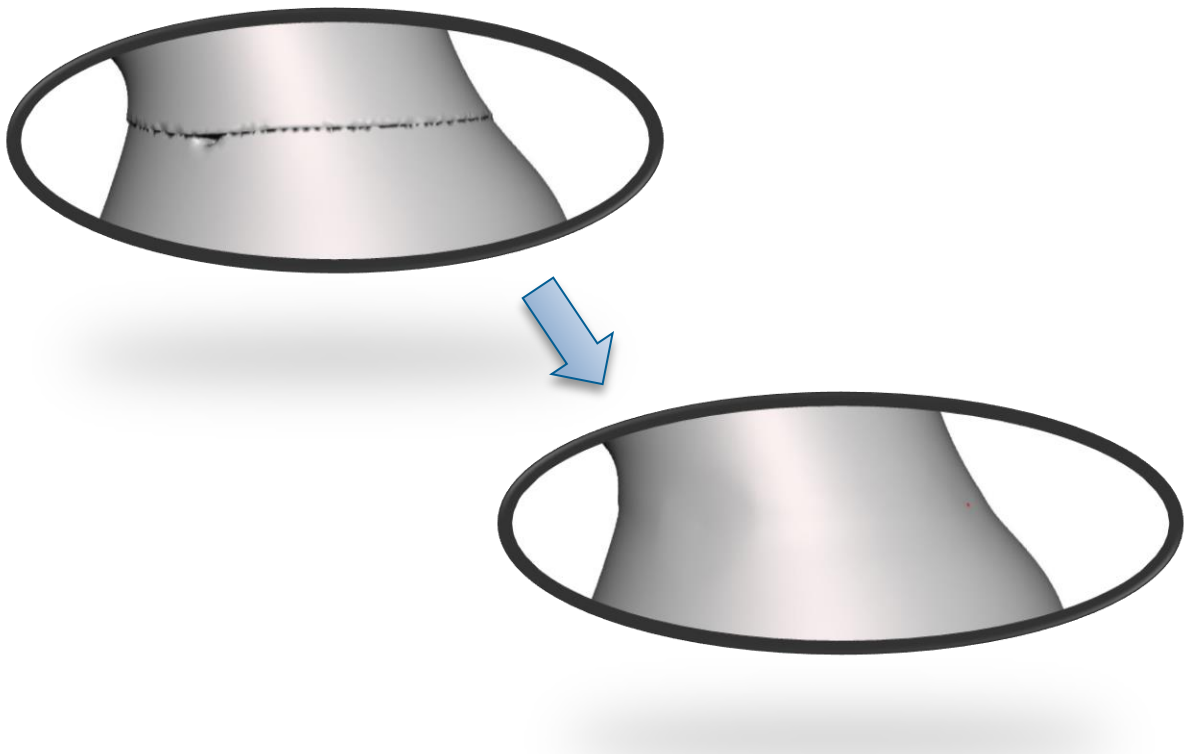
Εικόνα 7.1 Διαχωρισμός της γεωμετρίας σε 3 τμήματα του ασθενή ΑΙ



Εικόνα 7.2 Ένωση (*Boolean union*) των διαχωρισμένων τμημάτων της γεωμετρίας ανά τμήμα



Εικόνα 7.3 Απεικόνιση ανώμαλης επιφάνειας κατά τη διαδικασία της ένωσης



Εικόνα 7.4 Εξομάλυνση της επιφάνειας στο σημείο της ένωσης

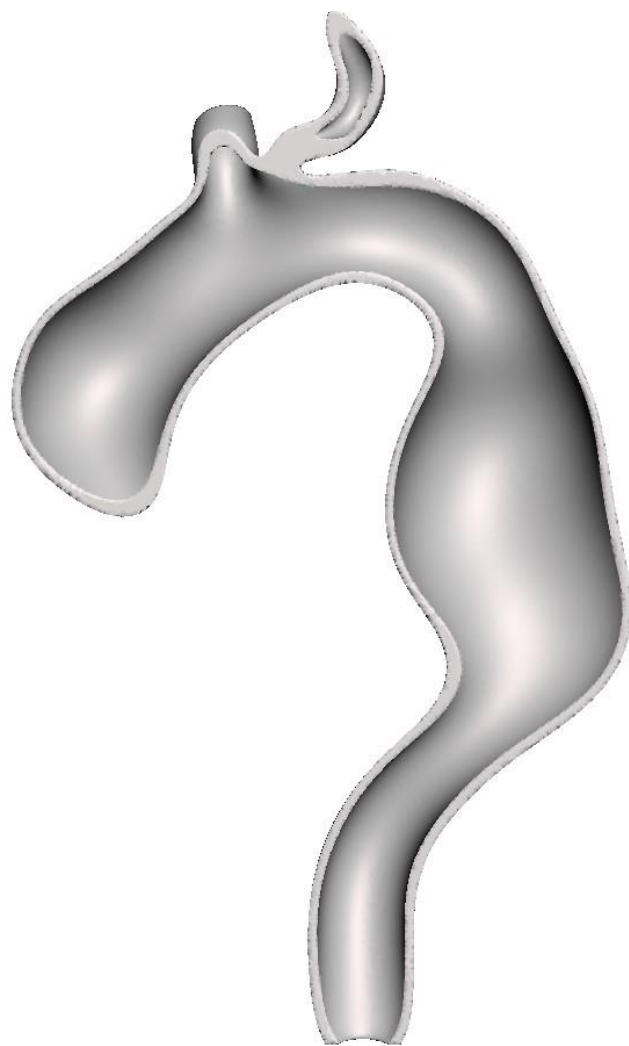
Στο στάδιο αυτό, αξίζει να σημειωθεί ότι στις άνω τρεις αρτηρίες, το τοίχωμα που ορίζεται είναι ίδιο με το πάχος του τμήματος της ανιούσας αορτής. Τα πάχη ορίστηκαν ως εξής: [Mensel, 2013]

Τμήμα ανιούσας αορτής $\rightarrow 2.11 \text{ mm}$

Τμήμα ανευρύσματος $\rightarrow 1.81 \text{ mm}$

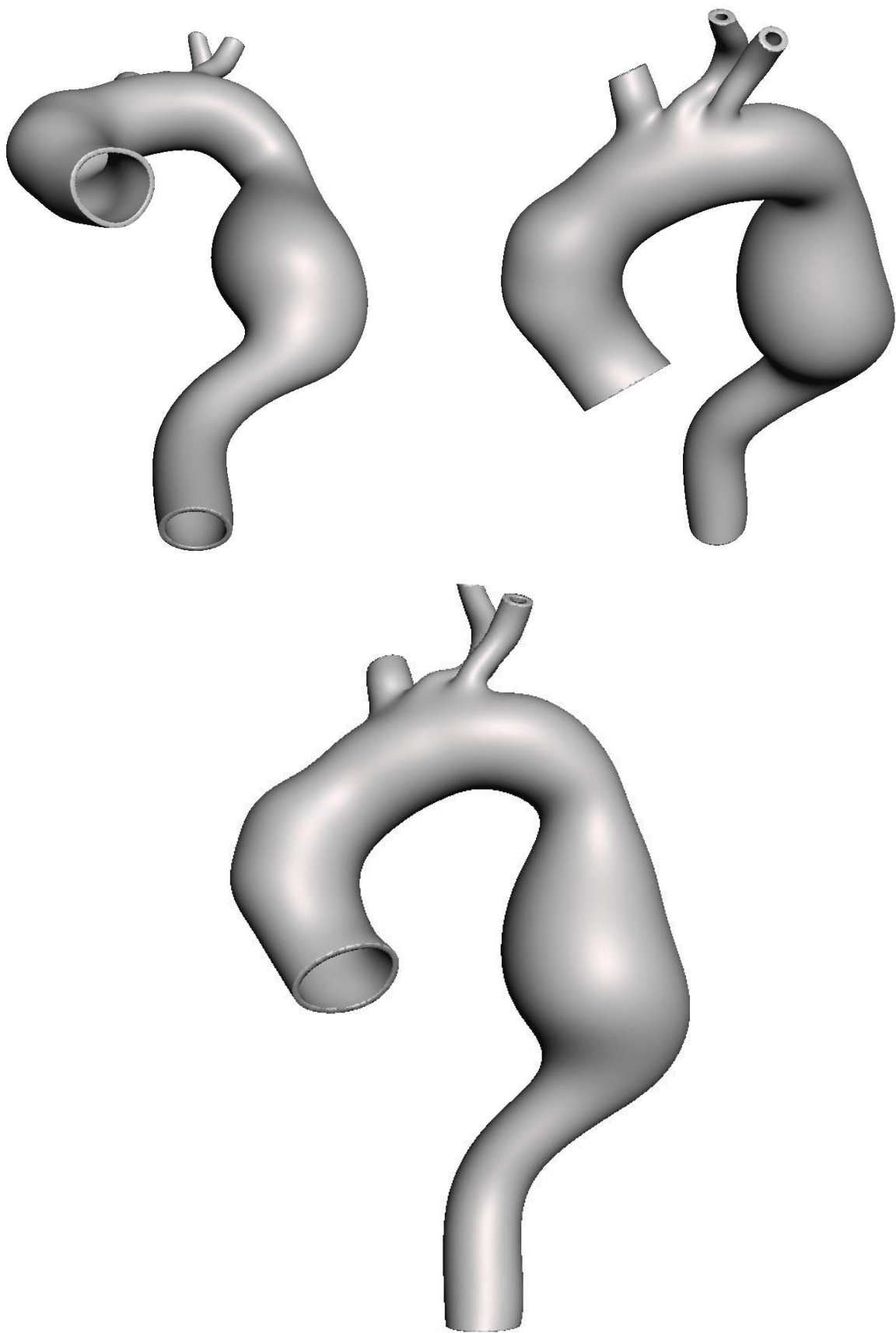
Τμήμα κατιούσας αορτής $\rightarrow 1.83 \text{ mm}$

Παρακάτω γίνεται αντιληπτό σε τομή το μεταβλητό πάχος του τοιχώματος της αορτής του ασθενή ΑΙ.



Εικόνα 7.5 Τομή αορτικού τοιχώματος της αορτής

Για την ολοκλήρωση της δημιουργίας του αορτικού τοιχώματος, είναι απαραίτητο να κοπούν τα άκρα των τμημάτων, ώστε να δοθεί η δυνατότητα για τη μελέτη της εντατικής κατάστασης. Για τη σωστή αναγνώριση των επιφανειών, οι επιφάνειες κόβονται με όσο το δυνατόν κάθετα γίνεται στη ροή του ρευστού.



Εικόνα 7.6 Τρισδιάστατη απεικόνιση του αυλού της ανευρυσματικής αορτής AI

8 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΑΟΡΤΙΚΩΝ ΤΟΙΧΩΜΑΤΩΝ

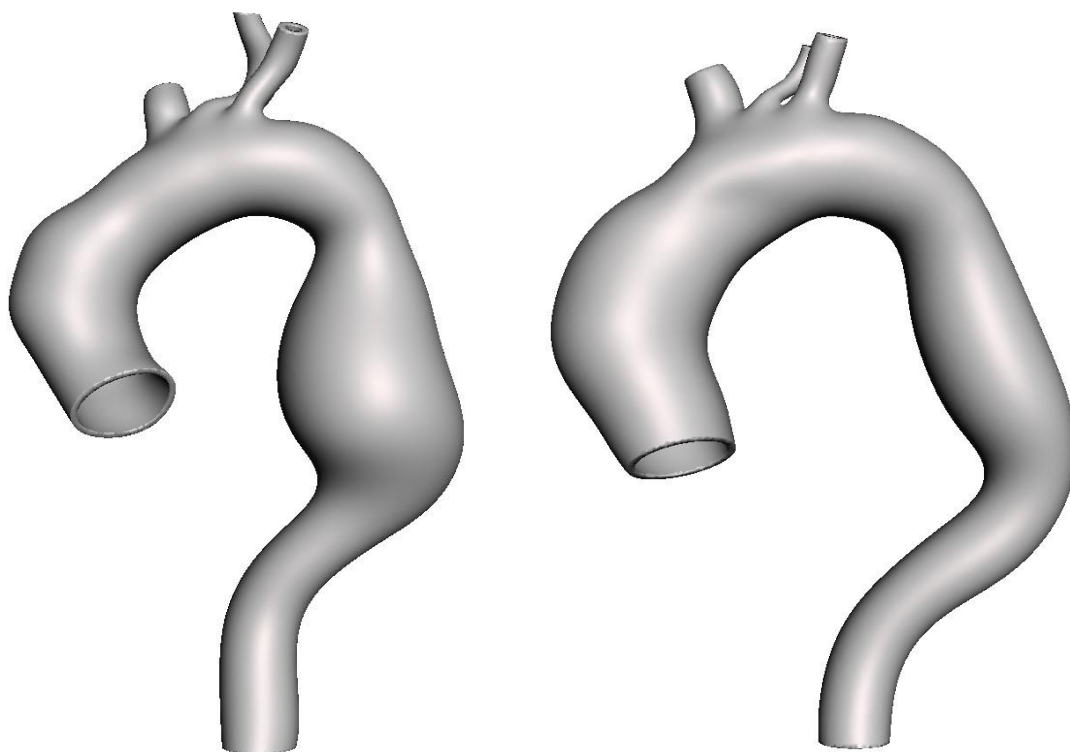
Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται κατά μέσο όρο τα πάχη του αορτικού τοιχώματος ανά φύλο και ηλικία. Στο σημείο αυτό πρέπει να αναφερθεί ότι στις μετεγχειρητικές αορτές, στο τμήμα του ανευρύσματος, τα πάχη ορίζονται ως συνολικό άθροισμα του τοιχώματος της αορτής και του μοσχεύματος (0.2 mm). [Li and Kleinstreuer, 2005]

Ασθενείς	Γεωμετρίες	Φύλο	Ηλικία	Δεδομένα
A	I	Άρρεν	74	Πριν το χειρουργείο
	II			Μετά το χειρουργείο
B	III	Άρρεν	59	Πριν το χειρουργείο
	IV			Μετά το χειρουργείο
C	V	Άρρεν	57	Μετά το χειρουργείο
D	VI	Άρρεν	46	Μετά το χειρουργείο
E	VII	Θήλυ	80	Μετά το χειρουργείο

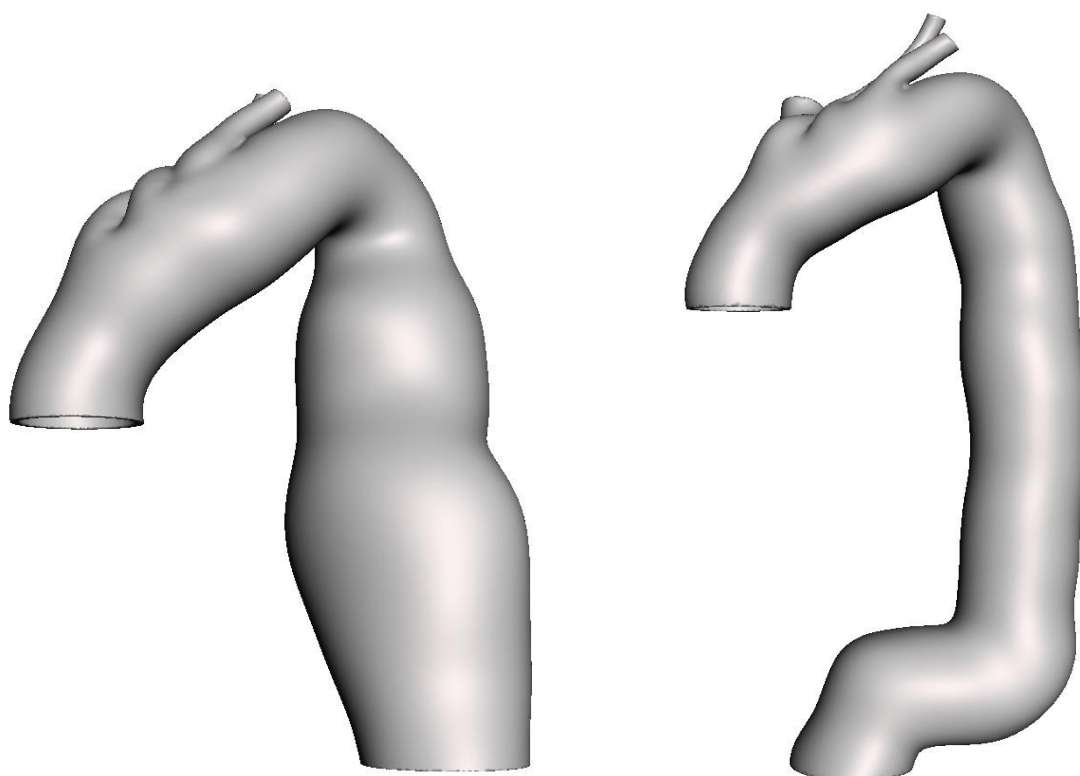
Πίνακας 3 Στοιχεία των ασθενών

Ασθενείς	Γεωμετρίες	Πάχος μοσχεύματος (mm)	Πάχος τοιχώματος του τμήμα κατιούσας αορτής (mm)	Συνολικό πάχος τοιχώματος του τμήμα ανιούσας αορτής (mm)	Συνολικό πάχος τοιχώματος στο σημείο του ανεύρυσματος (mm)	Συνολικό πάχος τοιχώματος του τμήμα κατιούσας αορτής (mm)
A	I	-	1.83	2.11	1.81	1.83
	II	0.2	1.83	2.11	2.01	2.03
B	III	-	1.76	2.05	1.81	1.76
	IV	0.2	1.76	2.05	2.01	1.96
C	V	0.2	1.76	2.05	2.01	1.96
D	VI	0.2	1.57	1.91	2.01	1.77
E	VII	0.2	1.6	2.26	2.01	1.8

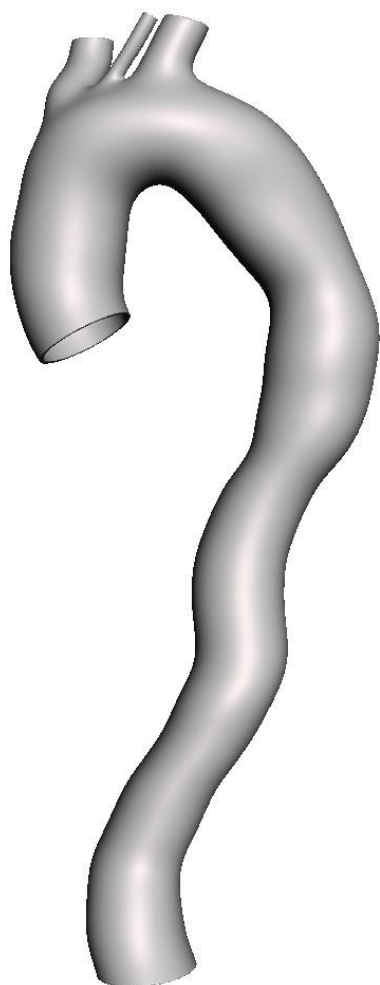
Πίνακας 4 Στοιχεία αορτικού τοιχώματος και μοσχεύματος [Mensel, 2013]



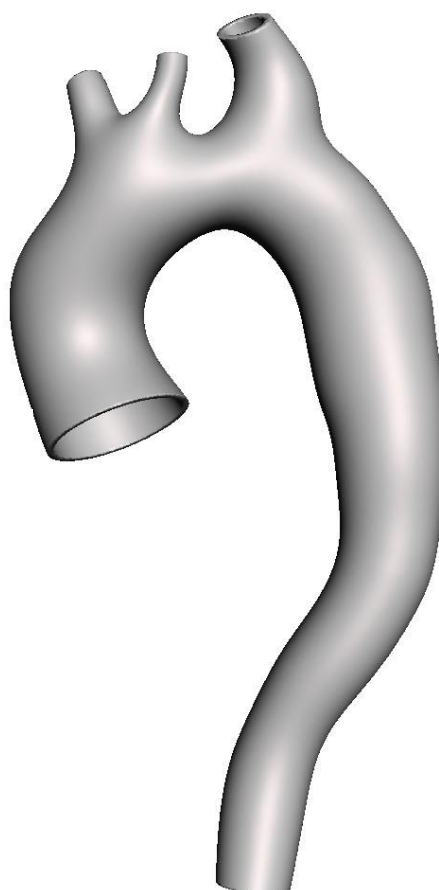
Εικόνα 8.1 Απεικόνιση τελικού αορτικού τοιχώματος πριν και μετά το χειρουργείο AI & AII



Εικόνα 8.2 Απεικόνιση τελικού αορτικού τοιχώματος πριν και μετά το χειρουργείο BIII & BIV



Εικόνα 8.3 Απεικόνιση τελικού αορτικού τοιχώματος μετά το χειρουργείο CV



Εικόνα 8.4 Απεικόνιση τελικού αορτικού τοιχώματος μετά το χειρουργείο DVI



Εικόνα 8.5 Απεικόνιση τελικού αορτικού τοιχώματος μετά το χειρουργείο EVII

9 ΜΟΡΦΟΛΟΓΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΩΝ ΠΑΘΟΛΟΓΙΚΩΝ ΑΟΡΤΩΝ ΜΕ VMTK

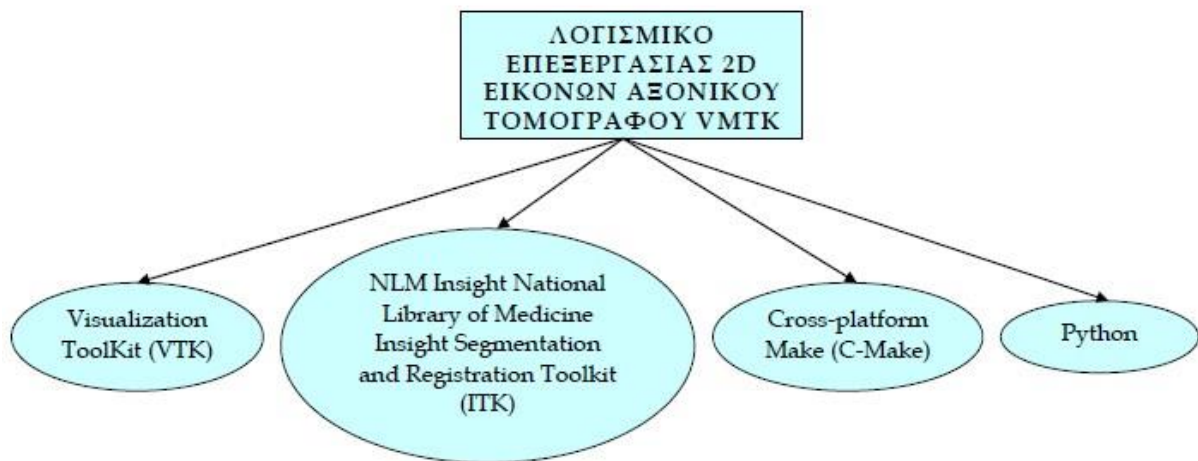
Στο παρόν κεφάλαιο περιγράφεται εν συντομία η διαδικασία της επίλυσης γεωμετρικής ανάλυσης και ανάπτυξης περαιτέρω κώδικα σε γλώσσα προγραμματισμού Python στο εργαστήριο της Βιορευστομηχανικής και Βιοϊατρικής Τεχνολογίας του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου (Ε.Μ.Π). Η υλοποίηση της μορφολογικής ανάλυσης των παθολογικών αορτών πραγματοποιήθηκε με τη χρήση του λογισμικού ελεύθερου κώδικα *Vascular Modeling Toolkit (VMTK)*.

9.1 Περιγραφή Vascular Modeling Toolkit (VMTK)

Το VMTK είναι μία συλλογή από βιβλιοθήκες και εργαλεία, που χρησιμοποιούνται για τρισδιάστατη ανακατασκευή εικόνας, γεωμετρική ανάλυση, παραγωγή γεωμετρικών πλεγμάτων διακριτοποίησης και ανάλυση επιφανειών, που απεικονίζουν σύνολο αιμοφόρων αγγείων. Για τη λειτουργία των εργαλείων που περιέχει γίνεται χρήση των παρακάτω λογισμικών συστημάτων: (βλ. *Εικόνα 9.1*) [The Vascular Modeling Toolkit, 2013]

- Visualization ToolKit (VTK) - λογισμικό σύστημα για γραφικά υπολογιστών (Computer graphics), επεξεργασία και σχηματισμό εικόνας. Περιέχει βιβλιοθήκες, όπως την OpenGL ή PEX για την πιο εύκολη δημιουργία γραφικών και σχηματισμό εφαρμογών
- NLM Insight National Library of Medicine Insight Segmentation and Registration Toolkit (ITK) - λογισμικό σύστημα για τη δημιουργία ολοκληρωμένων, ανατομικά λεπτομερών, 3D αναπαραστάσεων του ανθρώπινου σώματος
- Cross-platform Make (C-Make) - λογισμικό σύστημα που χρησιμοποιείται για τον έλεγχο της διεργασίας αποδελτίωσης (*compilation process*)

- Python - γλώσσα προγραμματισμού που χρησιμοποιείται σε πολλά είδη ανάπτυξης λογισμικών



Εικόνα 9.1 Λογισμικό επεξεργασίας VMTK

Η υλοποίηση των εφαρμογών γίνεται με τη βοήθεια ενός συνόλου ενσωματωμένων εντολών (PyreS – Python ripeable scripts), οι οποίες είναι αλγόριθμοι γραμμένοι στη γλώσσα προγραμματισμού C++ και βρίσκονται ως βιβλιοθήκες στις τάξεις του VMTK. Τα PyreS αποτελούνται από δύο τάξεις:

- PyreScript - αποτελεί τη βάση για κάθε script υψηλού επιπέδου (*high-level script*). Διαχειρίζεται το parsing, instantiates μεθόδους input/output για το script και διατηρεί σταθερή τη δομή του script.
- Pyre - είναι η τάξη που ελέγχει την αλληλεπίδραση μεταξύ των PyreScripts.

9.2 Γραμμή εντολών Anaconda prompt

Προκειμένου να εκτελεστεί ο κώδικας είναι απαραίτητη η χρήση του λογισμικού πακέτου Anaconda. Στο λογισμικό αυτό δημιουργείται ένα περιβάλλον (*conda environment*), ώστε να δοθεί η δυνατότητα δημιουργίας Centerlines. Οι Centerlines είναι μια μέθοδος περιγραφής του σχήματος των αγγείων. Έχουν προταθεί πολλές μέθοδοι για τον υπολογισμό των CL, τόσο από αγγειογραφικές εικόνες, όσο και από

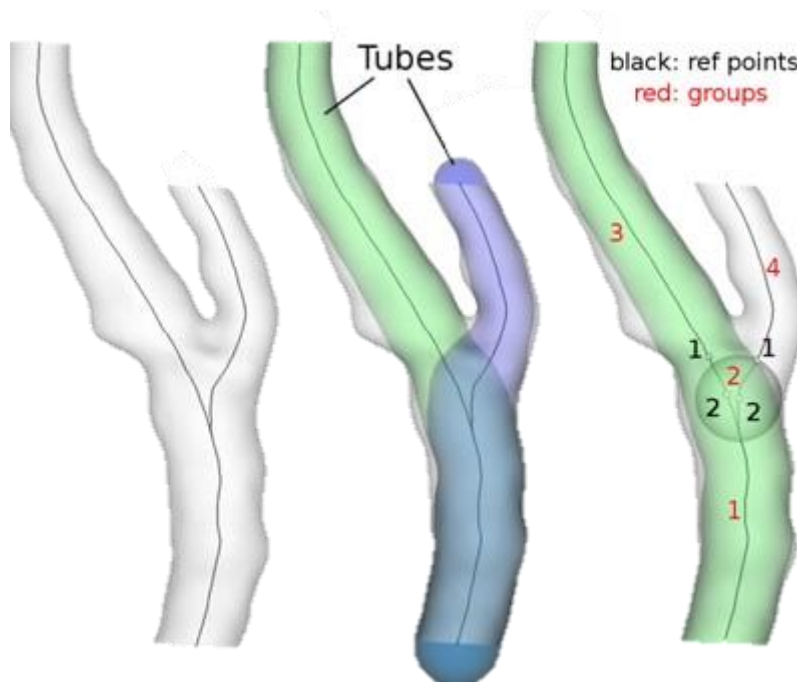
τρισδιάστατα μοντέλα. Ο αλγόριθμος που εφαρμόζεται στο VMTK, ασχολείται με τον υπολογισμό των CL ξεκινώντας από μοντέλα επιφανειών και έχει το πλεονέκτημα ότι είναι καλά μαθηματικά χαρακτηρισμένος και αρκετά σταθερός σε περίπλοκες επιφάνειες. Εν συντομία, οι CL προσδιορίζονται ως σταθμισμένα συντομότερες διαδρομές που ιχνηλατούνται μεταξύ δύο ακραίων σημείων. Προκειμένου να διασφαλιστεί ότι οι τελικές γραμμές είναι στην πραγματικότητα κεντρικές, τα μονοπάτια δεν μπορούν να βρίσκονται πουθενά στο διάστημα, αλλά είναι βέβαιο ότι θα τρέχουν στο διάγραμμα Voronoi (*διαίρεση ενός επιπέδου σε περιοχές κοντά σε καθεμία από ένα δεδομένο σύνολο αντικειμένων*) του μοντέλου. Υπάρχει μια τεράστια βιβλιογραφία για τα διαγράμματα Voronoi, ωστόσο, ως πρώτη προσέγγιση, θεωρείται ως το μέρος όπου ορίζονται τα κέντρα των μέγιστων εγγεγραμμένων σφαιρών. Μια σφαίρα που εγγράφεται σε ένα αντικείμενο λέγεται ότι είναι μέγιστη όταν δεν υπάρχει άλλη εγγεγραμμένη σφαίρα που να την περιέχει. Έτσι, για κάθε σημείο που ανήκει στο διάγραμμα Voronoi, υπάρχει μια σφαίρα με κέντρο σε αυτό το σημείο που είναι μια μέγιστη εγγεγραμμένη σφαίρα (*οι πληροφορίες σχετικά με την ακτίνα ορίζονται συνεπώς παντού στο διάγραμμα Voronoi*).

Δημιουργείται μια υπόθεση ότι το αγγειακό τμήμα έχει μια τοπολογία σαν δέντρο, δηλαδή μια είσοδο και πολλές εξόδους, χωρίς βρόχους. Αυτή προς το παρόν είναι μια αρκετά ισχυρή υπόθεση, η οποία γενικά ισχύει για τα αρτηριακά τμήματα, όχι τόσο για τα φλεβικά τμήματα. Η άρση της υπόθεσης απαιτεί κάποια κωδικοποίηση για περαιτέρω μελέτες.

Μετά τον υπολογισμό των CL ενός διακλαδισμένου αγγειακού τμήματος, προκύπτει μια δέσμη γραμμών που εκτείνονται από μια είσοδο σε μια έξοδο. Αν και η γεωμετρία του αγγειακού δέντρου αντιπροσωπεύεται καλά από το σύνολο των κεντρικών γραμμών, η τοπολογία του, δηλαδή ο τρόπος διασύνδεσης των μεμονωμένων κλάδων, δεν αναπαρίσταται με κανέναν τρόπο.

Το VMTK ανακτά την τοπολογία του αγγειακού δικτύου από γεωμετρικές πληροφορίες, δηλαδή κεντρικές γραμμές και τη σχετική μέγιστη εγγεγραμμένη ακτίνα σφαίρας. Αξίζει να σημειωθεί ότι κάθε σημείο κεντρικής γραμμής συσχετίζεται με την ακτίνα της μέγιστης εγγεγραμμένης σφαίρας που ορίζεται σε αυτό το σημείο: αυτό σημαίνει ότι μπορεί να κατασκευαστεί ένας σωλήνας γύρω από κάθε κεντρική γραμμή από το περίβλημα των μέγιστων εγγεγραμμένων σφαιρών. Γενικά, κάθε δύο κεντρικές

γραμμές σε ένα αγγειακό δέντρο θα τέμνουν αμοιβαία την επιφάνεια του σωλήνα της άλλης κεντρικής γραμμής. Ορίζεται ως διχοτόμηση. Αυτό συνήθως είναι πιο εύκολο να παρατηρηθεί και να αξιολογηθεί πιο γρήγορα το αποτέλεσμα.



Εικόνα 9.2 Απεικόνιση διακλάδωσης των Centerlines

9.3 Χαρακτηριστικά των Centerlines

Οι CL ορίζονται από τη θέση των σημείων τους. Για να οριστεί η θέση ενός σημείου κατά μήκος της κεντρικής γραμμής ή για να ποσοτικοποιηθεί η γωνιακή θέση ενός σημείου στην επιφάνεια γύρω από την κεντρική γραμμή, είναι απαραίτητο να εξοπλιστούν οι κεντρικές γραμμές με δύο χαρακτηριστικά, τα *Abscissas* (τετμημένα) και τα *Normals* (κανονικά)

Τα τετμημένα ορίζονται εύκολα, καθώς μετρούν τις αποστάσεις κατά μήκος μιας γραμμής. Το σημείο με το τετμημένο 0 δεν είναι απαραίτητα το πρώτο σημείο της κεντρικής γραμμής, αλλά μπορεί να επιλεγεί για να αντιπροσωπεύει ένα ορόσημο κατά μήκος μιας κεντρικής γραμμής, έτσι ώστε, εάν έχει πληθυσμό μοντέλων, όλα τα τετμημένα να αναφέρονται στην ίδια ανατομική θέση. Ελλείψει τέτοιας θέσης, μπορούν

να δημιουργηθούν τετμημένα σε σχέση με το σημείο εκκίνησης και μπορούν να μετατοπιστούν σε διαφορετική θέση αργότερα.

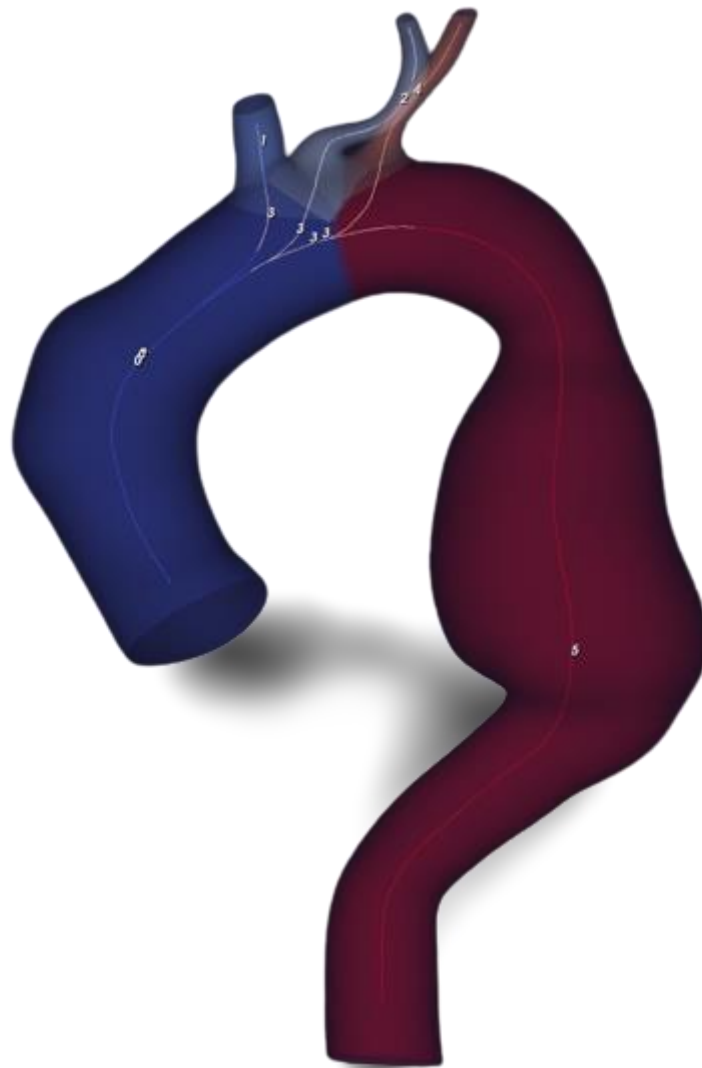
Η μέτρηση της γωνιακής θέσης ενός γενικού σημείου γύρω από μια γραμμή σε 3D δεν είναι τόσο ασήμαντη. Εξαρτάται από την κατασκευή ενός συστήματος αναφοράς κατά μήκος της γραμμής που ορίζει τους προσανατολισμούς αναφοράς σε κάθε σημείο. Σε αντίθεση με μια επιφάνεια, στην οποία ο ορισμός ενός Normal προσανατολισμού είναι αρκετά διαισθητικός, ο ορισμός ενός Normal προσανατολισμού σε μια γραμμή δεν είναι απλός και υπάρχουν πολλές προσεγγίσεις. Το πιο δημοφιλές είναι το σύστημα αναφοράς *Frenet*, στο οποίο η Normal προς μια γραμμή δείχνει προς το κέντρο του επιπέδου ταλάντωσης και η δικανονική είναι η Normal προς το επίπεδο ταλάντωσης. Παρόλο που αυτό το σύστημα έχει πολλές ωραίες ιδιότητες, έχει επίσης μερικά μειονεκτήματα: το Normal μπορεί να παρουσιάσει απότομες αλλαγές στον προσανατολισμό του κάθε φορά που αλλάζει το επίπεδο ώσμωσης και μπορεί να είναι απροσδιόριστο όπου η γραμμή είναι ευθεία.

Αντίθετα, οι διαισθητικές απαιτήσεις για ένα σημείο αναφοράς κατά μήκος μιας γραμμής είναι ότι το *Normal* πρέπει να ακολουθεί τη γεωμετρία της γραμμής αποφεύγοντας την υπερβολική συστροφή γύρω από τη γραμμή. Αυτό προσφέρεται από συστήματα αναφοράς παράλληλων μεταφορών: δεδομένου ενός συστήματος αναφοράς εκκίνησης (το ανάλογο με το σημείο τετμημένης O), το επόμενο σύστημα αναφοράς δημιουργείται μετακινώντας κατά μήκος της κεντρικής γραμμής μικρής ποσότητας και περιστρέφοντας το σύστημα στο επίπεδο ταλάντωσης μιας ποσότητας ίση με την αλλαγή στον προσανατολισμό της ευθύγραμμης εφαπτομένης. Αυτή η λειτουργία επαναλαμβάνεται έως ότου όλα τα σημεία εφοδιαστούν με σύστημα αναφοράς. Δεδομένου ότι τα συστήματα αναφοράς περιστρέφονται μέσα στο επίπεδο ταλάντωσης δεν εισάγεται τεχνητή στρέψη προχωρώντας κατά μήκος της κεντρικής γραμμής. Όπως και με τα τετμημένα, η επιλογή του αρχικού συστήματος αναφοράς επηρεάζει τον προσανατολισμό των κανονικών που προκύπτουν. Σε περίπτωση μεγάλου όγκου σημείων, εάν επιλεγεί ένας κοινός προσανατολισμός σε ένα ορόσημο, οι προσανατολισμοί μπορούν να συγκριθούν μεταξύ του πληθυσμού. Εάν ένα ορόσημο δεν είναι διαθέσιμο, ο αρχικός προσανατολισμός μπορεί να δοθεί αυθαίρετα και τα συστήματα αναφοράς μπορούν τελικά να περιστραφούν αυστηρά για να συμμορφωθούν με έναν προσανατολισμό ορόσημο αργότερα.

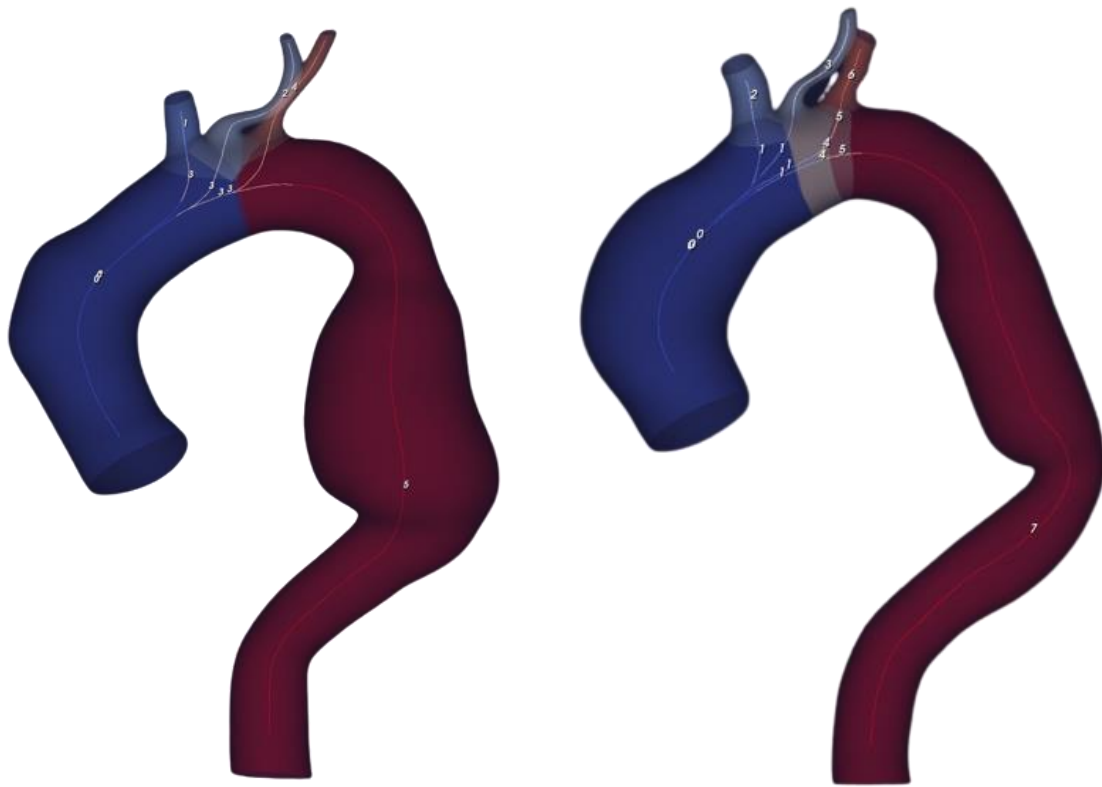
9.4 Απεικόνιση των Centerlines στα αορτικά τοιχώματα

Παρακάτω απεικονίζονται τα αποτελέσματα των διακλαδώσεων των αορτικών τοιχωμάτων. Παρατηρείται ότι σε ορισμένες γεωμετρίες, οι διακλαδώσεις είναι παραπάνω από όσες απαιτείται. Σε αυτήν την περίπτωση καθορίζονται ως απαλλαγμένες για ένα καλύτερο αποτέλεσμα. Οι 5 διακλαδώσεις καθορίζονται ως εξής:

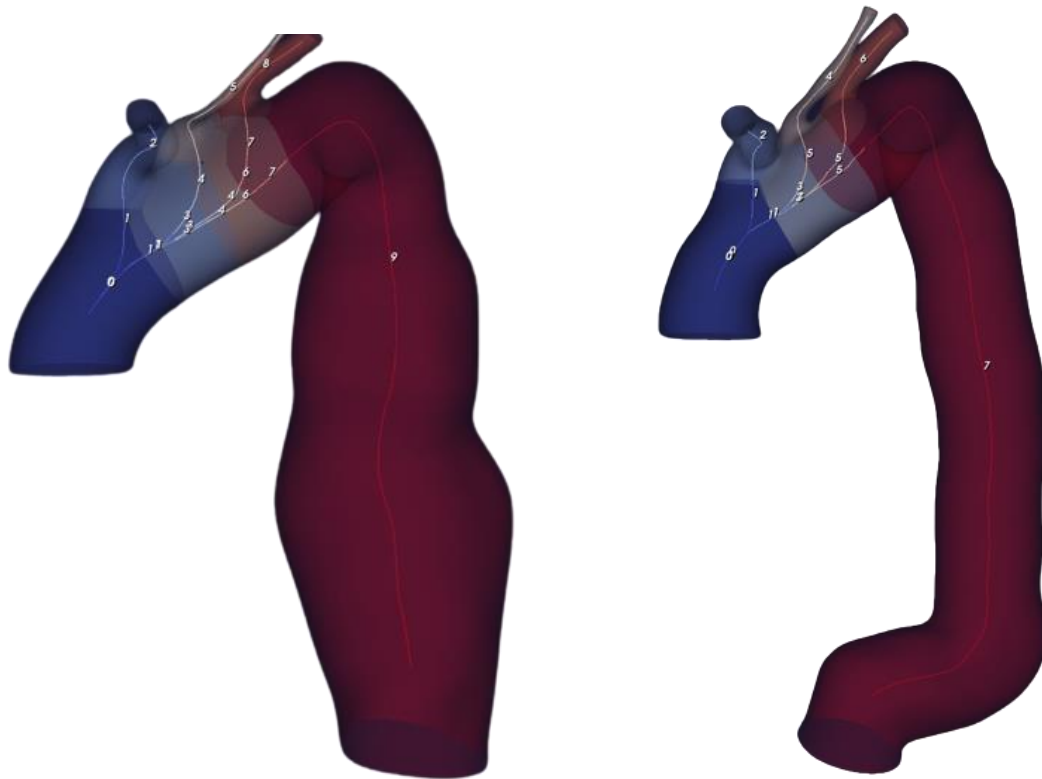
1. Τμήμα ανιούσας αορτής (*Ascending aorta*)
2. Τμήμα κατιούσας αορτής (*Descending aorta*)
3. Βραχιοκεφαλικό στέλεχος (*Brachiocephalic trunk*)
4. Αριστερή κοινή καρωτίδα αρτηρία (*Left common carotid artery*)
5. Αριστερή υποκλείδιος αρτηρία (*Left subclavian artery*)



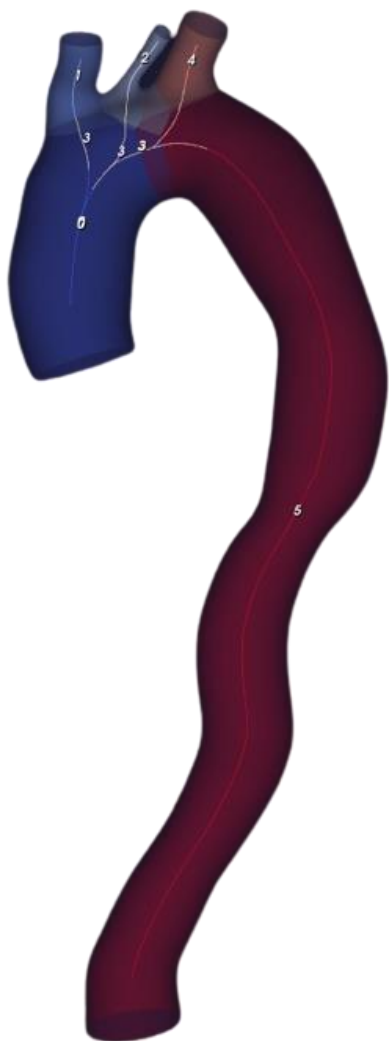
Εικόνα 9.3 Τελική απεικόνιση των Centerlines και διακλάδωσης του αορτικού τοιχώματος



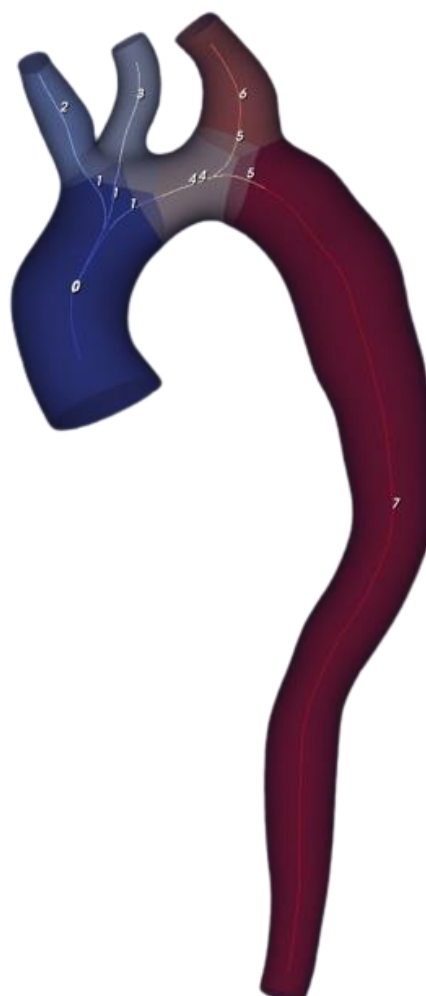
Εικόνα 9.4 Τελική απεικόνιση των Centerlines και διακλάδωσης του αορτικού τοιχώματος πριν και μετά το χειρουργείο του ασθενή AI & AII



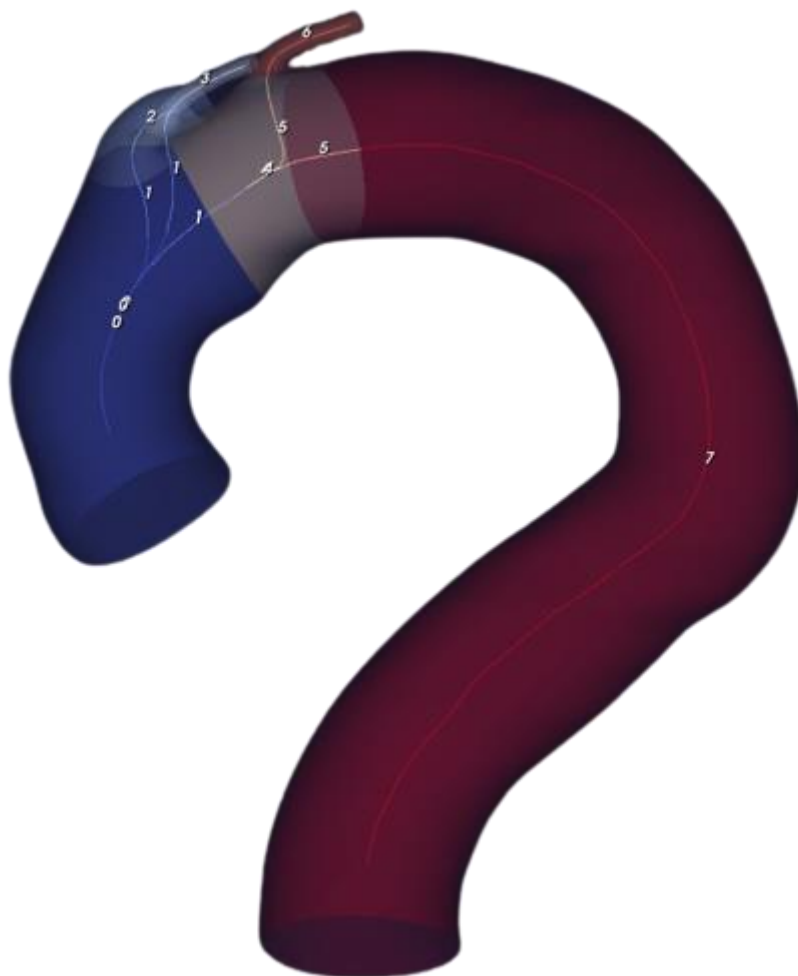
Εικόνα 9.5 Τελική απεικόνιση των Centerlines και διακλάδωσης του αορτικού τοιχώματος πριν και μετά το χειρουργείο του ασθενή BIII & BIV



Εικόνα 9.6 Τελική απεικόνιση των Centerlines και διακλάδωσης του αορτικού τοιχώματος μετά το χειρουργείο του ασθενή CV



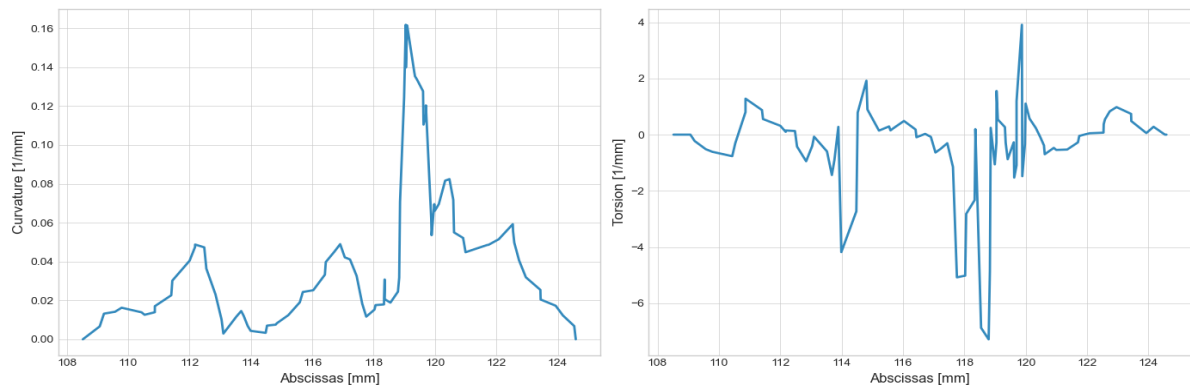
Εικόνα 9.7 Τελική απεικόνιση των Centerlines και διακλάδωσης του αορτικού τοιχώματος μετά το χειρουργείο του ασθενή DVI



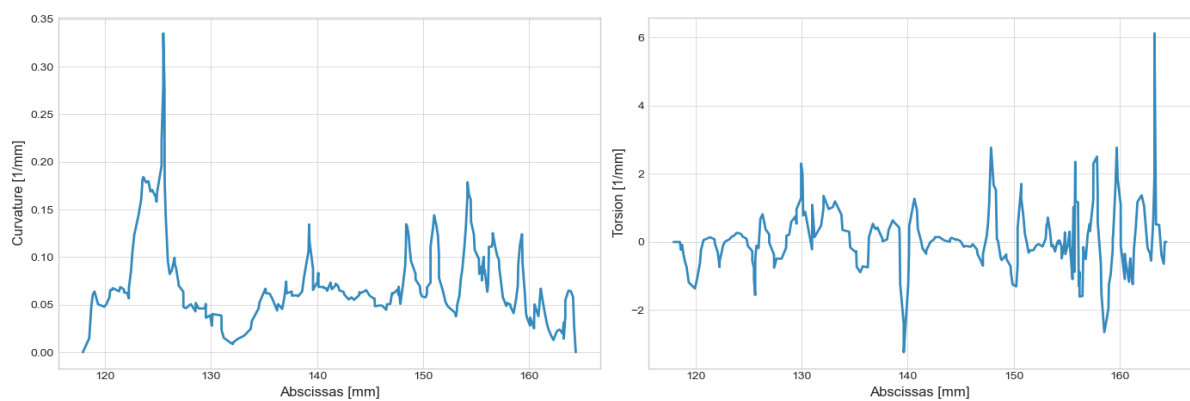
Εικόνα 9.8 Τελική απεικόνιση των Centerlines και διακλάδωσης του αορτικού τοιχώματος μετά το χειρουργείο του ασθενή EVII

9.5 Απεικόνιση τελικών αποτελεσμάτων VMTK

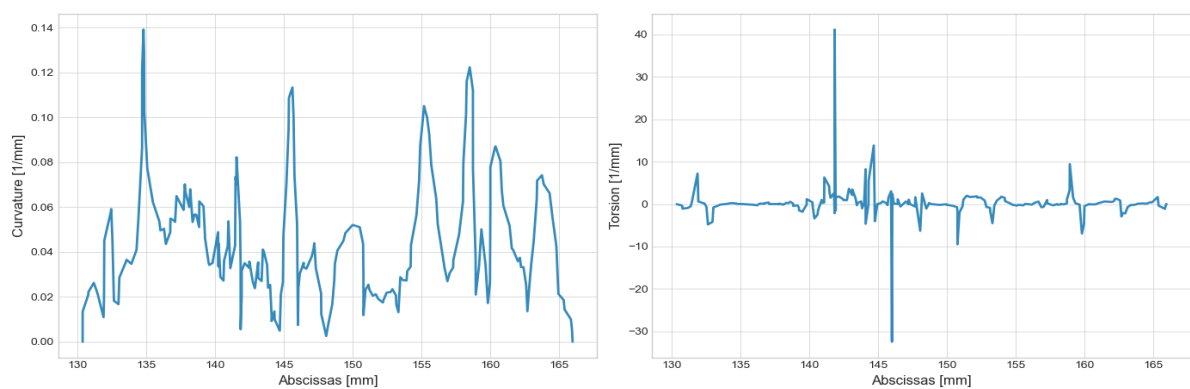
Κατόπιν εκτέλεσης των βημάτων του κώδικα με γλώσσα προγραμματισμού Python, απεικονίζονται παρακάτω τα διαγράμματα των διακλαδώσεων τα οποία περιγράφουν την καμπυλότητα και τη συστροφή κατά μήκος της CL, καθώς και τα ραβδογράμματα σε όλα τα Centerlines ανά ασθενή της μέσης τιμής επί της CL.



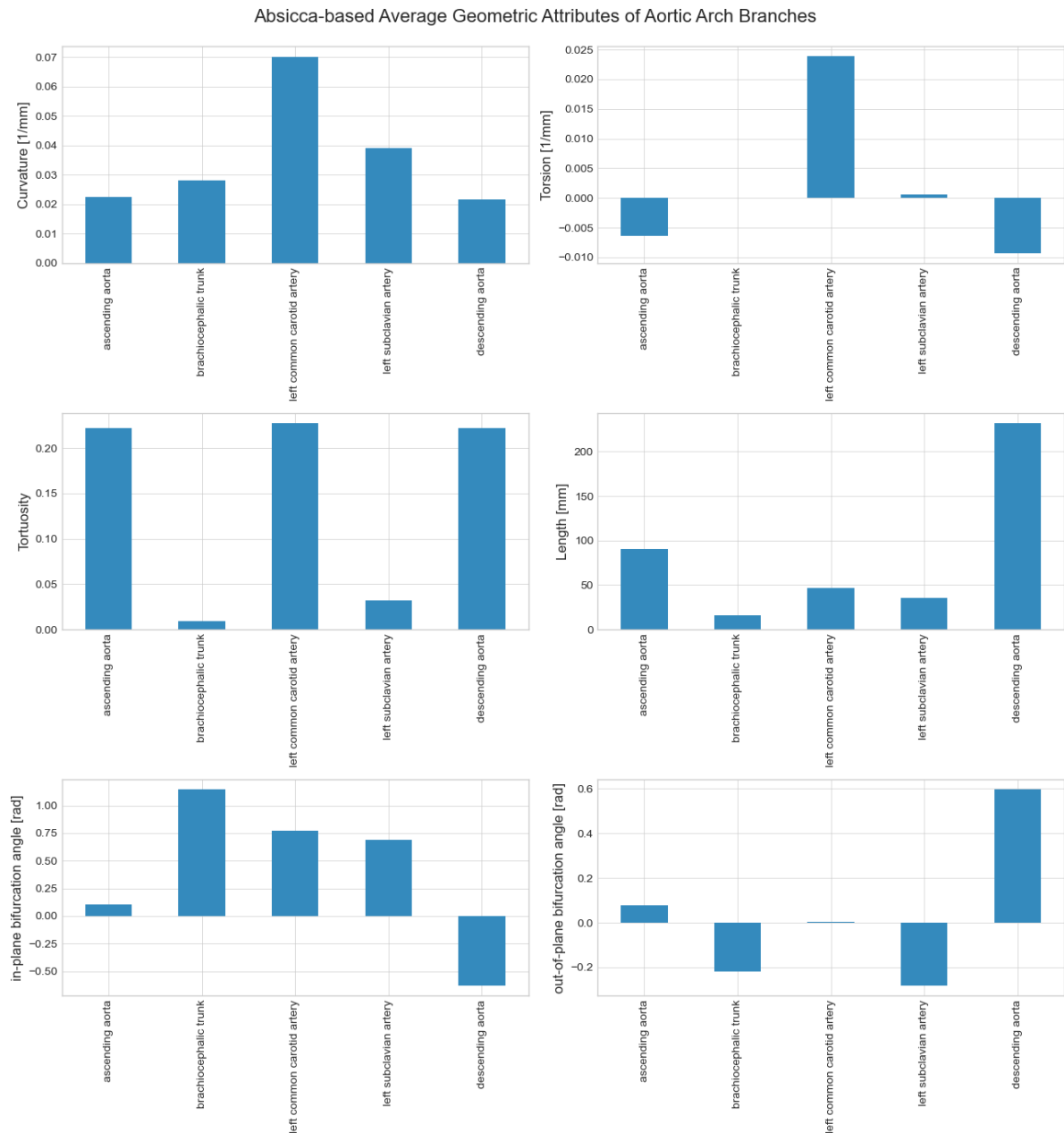
(A)



(B)



(C)



(D)

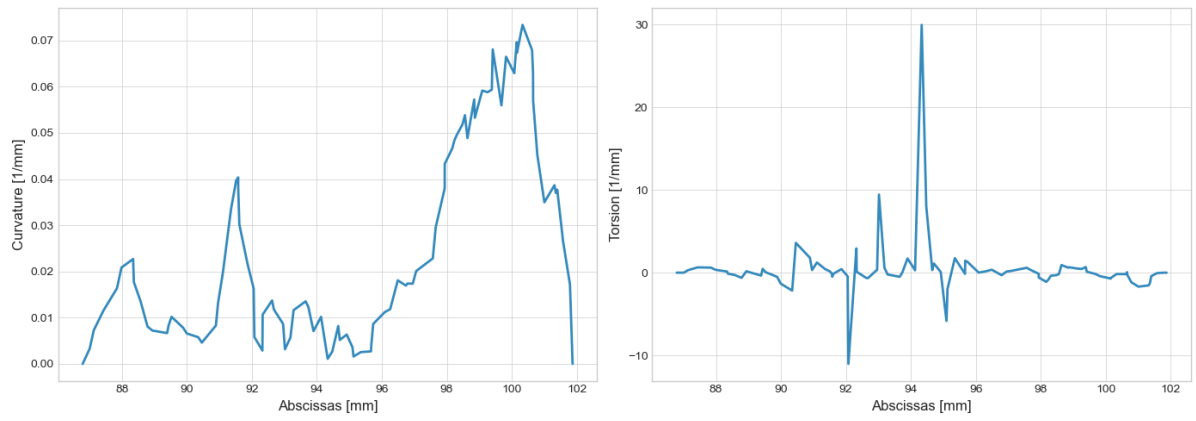
Εικόνα 9.9 Αναπαράσταση διαγραμμάτων και ραβδογραμμάτων του ασθενή AI

(A) Βραχιοκεφαλικό στέλεχος (*Brachiocephalic trunk*)

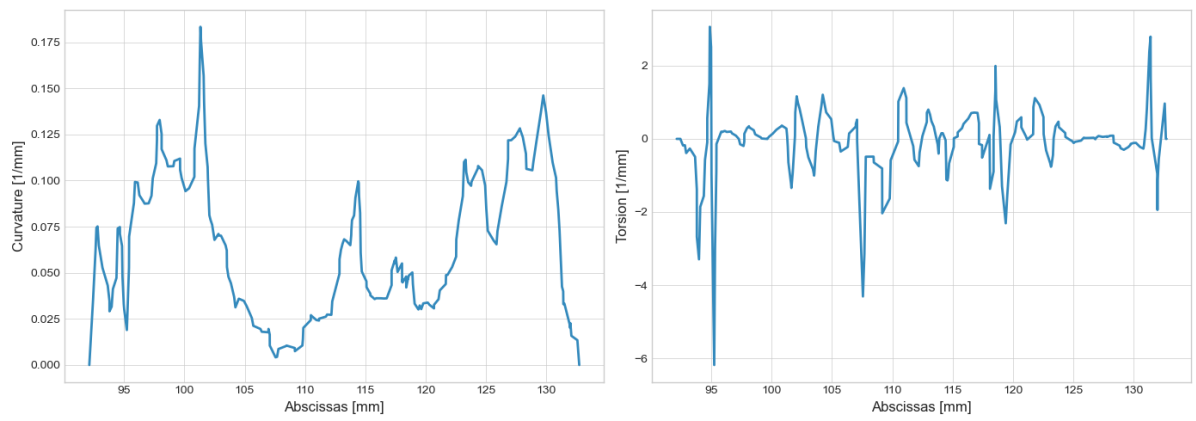
(B) Αριστερή κοινή καρωτίδα αρτηρία (*Left common carotid artery*)

(C) Αριστερή υποκλείδιος αρτηρία (*Left subclavian artery*)

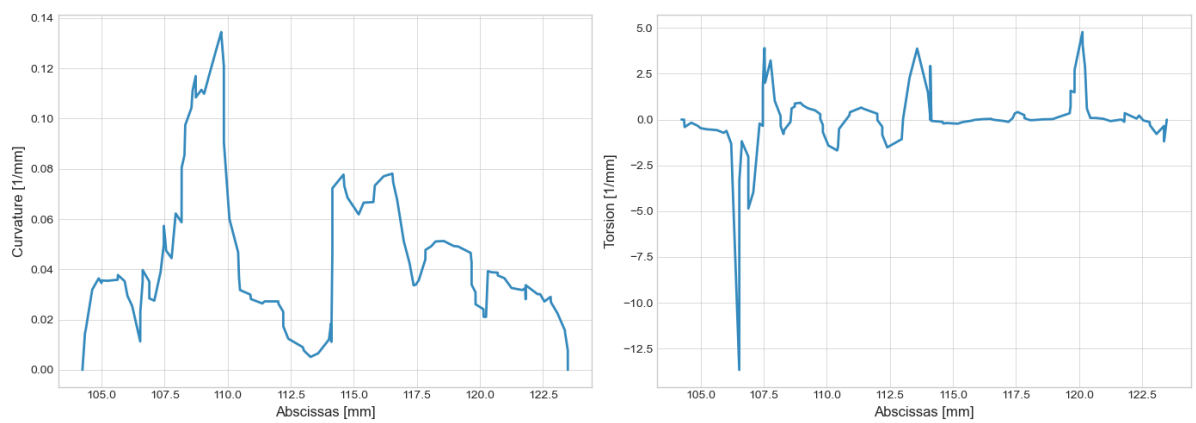
(D) Ραβδογράμματα όλων των Centerlines



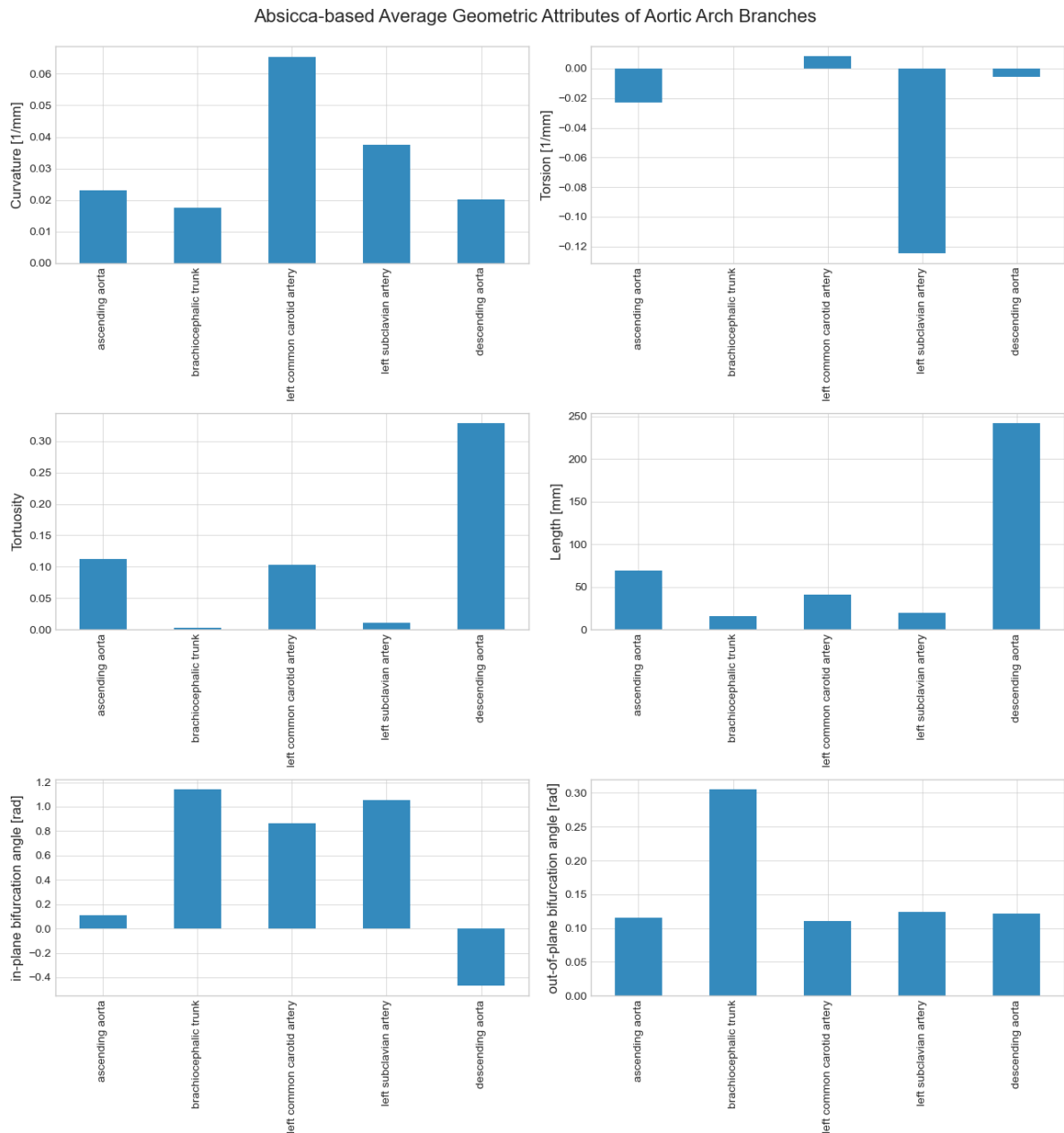
(A)



(B)



(C)



(D)

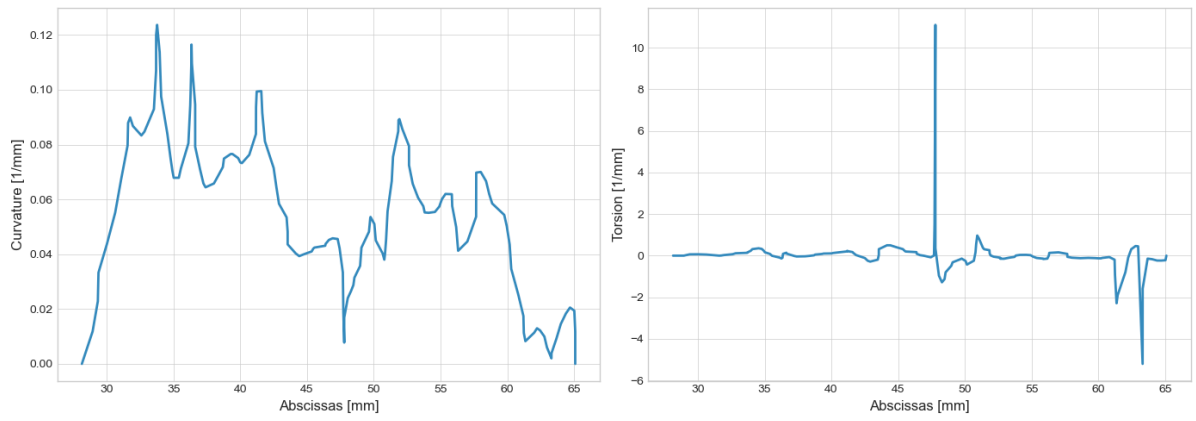
Εικόνα 9.10 Αναπαράσταση διαγραμμάτων και ραβδογραμμάτων του ασθενή ΑΠ

(Α) Βραχιοκεφαλικό στέλεχος (*Brachiocephalic trunk*)

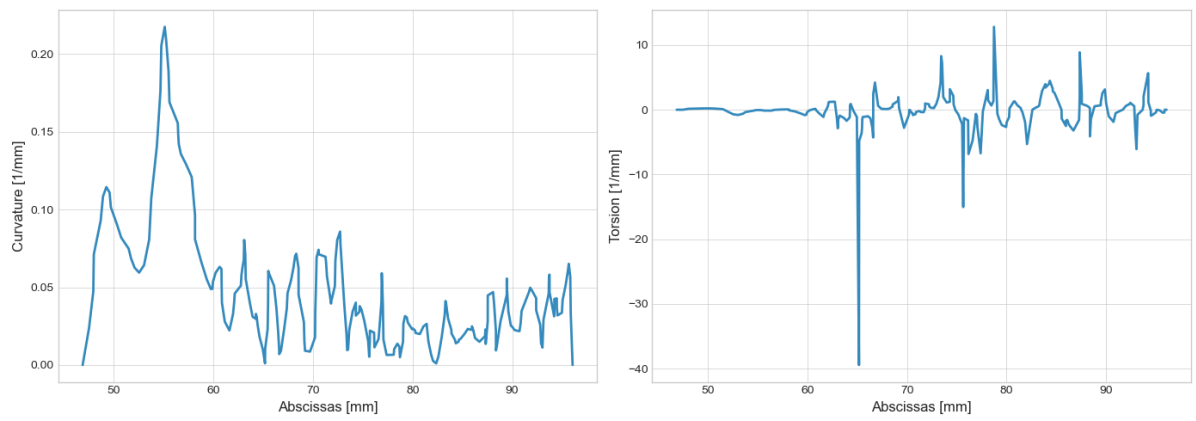
(Β) Αριστερή κοινή καρωτίδα αρτηρία (*Left common carotid artery*)

(Γ) Αριστερή υποκλείδιος αρτηρία (*Left subclavian artery*)

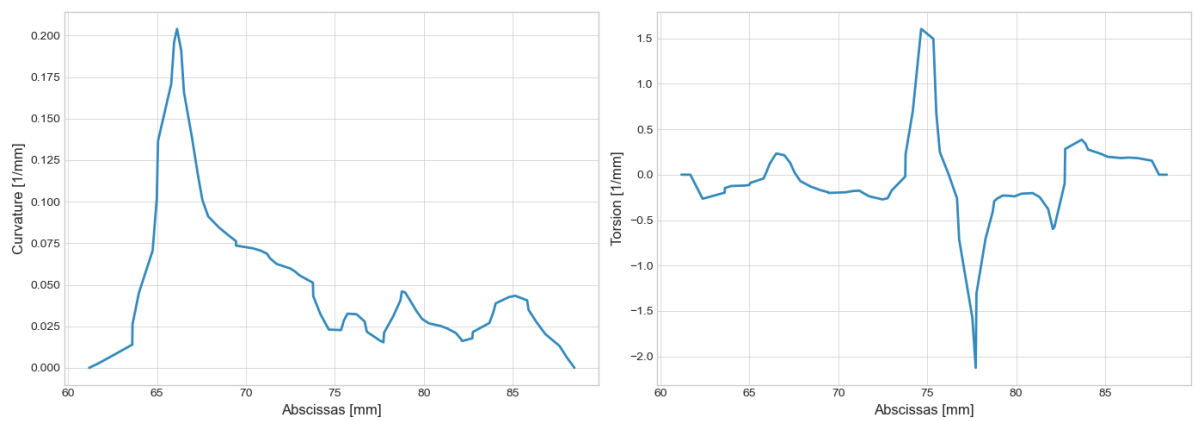
(Δ) Ραβδογράμματα όλων των Centerlines



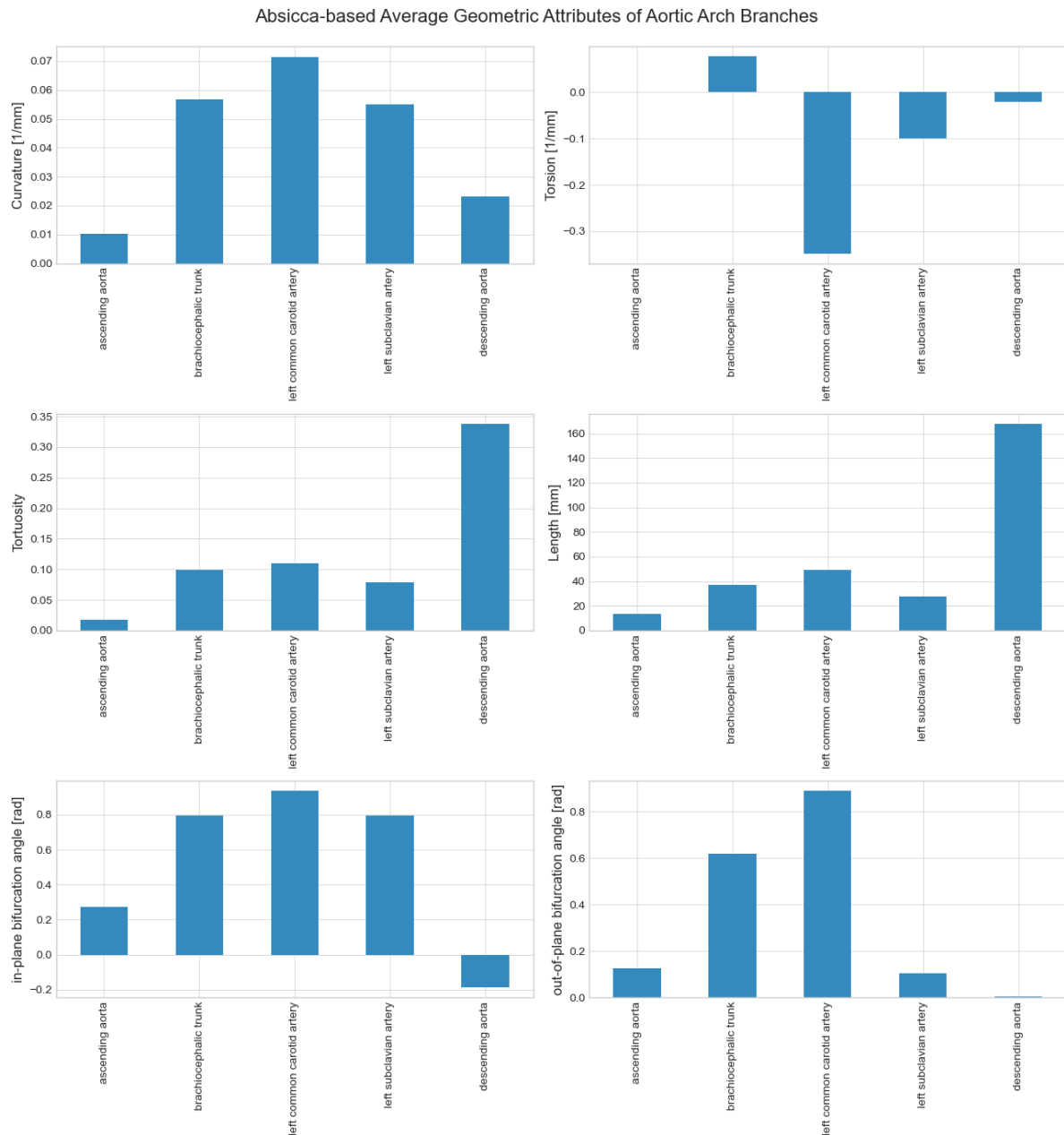
(A)



(B)



(C)



(D)

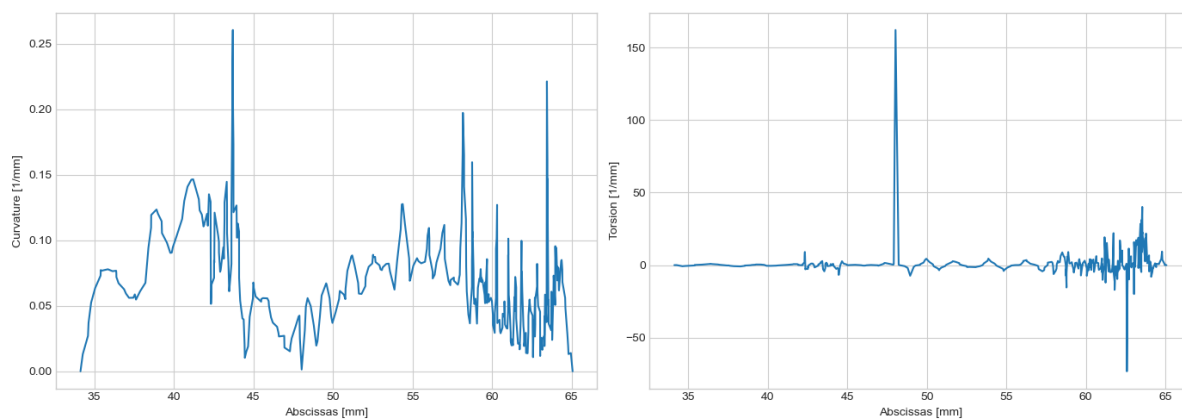
Εικόνα 9.11 Αναπαράσταση διαγραμμάτων και ραβδογραμμάτων του ασθενή BIII

(A) Βραχιοκεφαλικό στέλεχος (*Brachiocephalic trunk*)

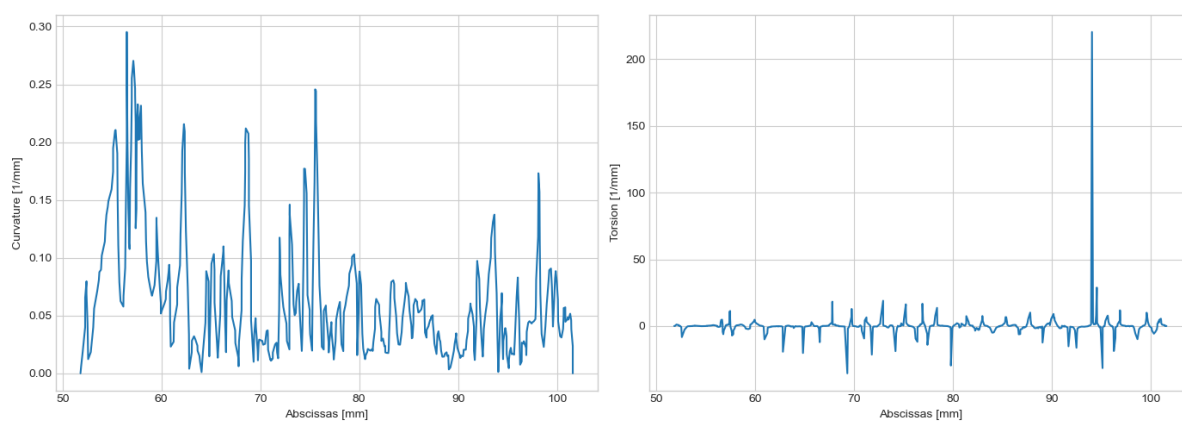
(B) Αριστερή κοινή καρωτίδα αρτηρία (*Left common carotid artery*)

(C) Αριστερή υποκλείδιος αρτηρία (*Left subclavian artery*)

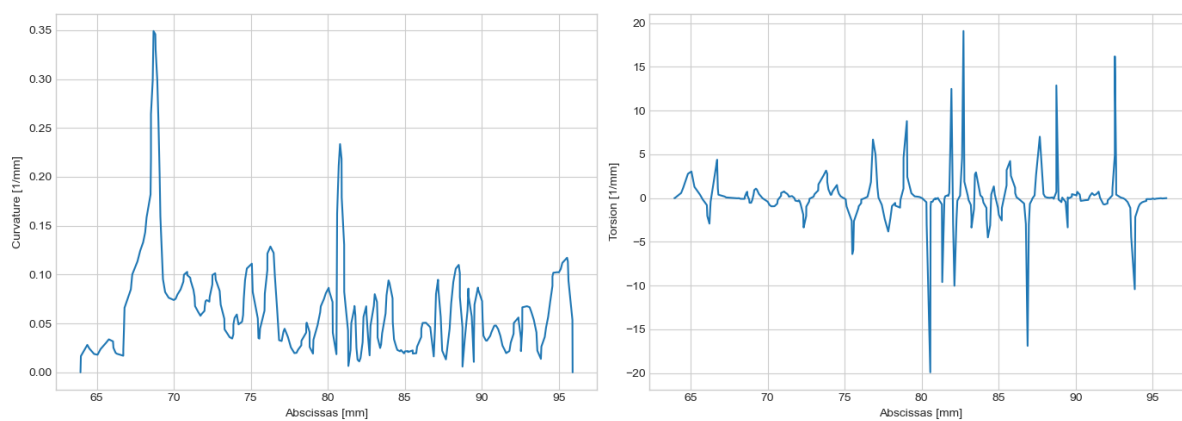
(D) Ραβδογράμματα όλων των Centerlines



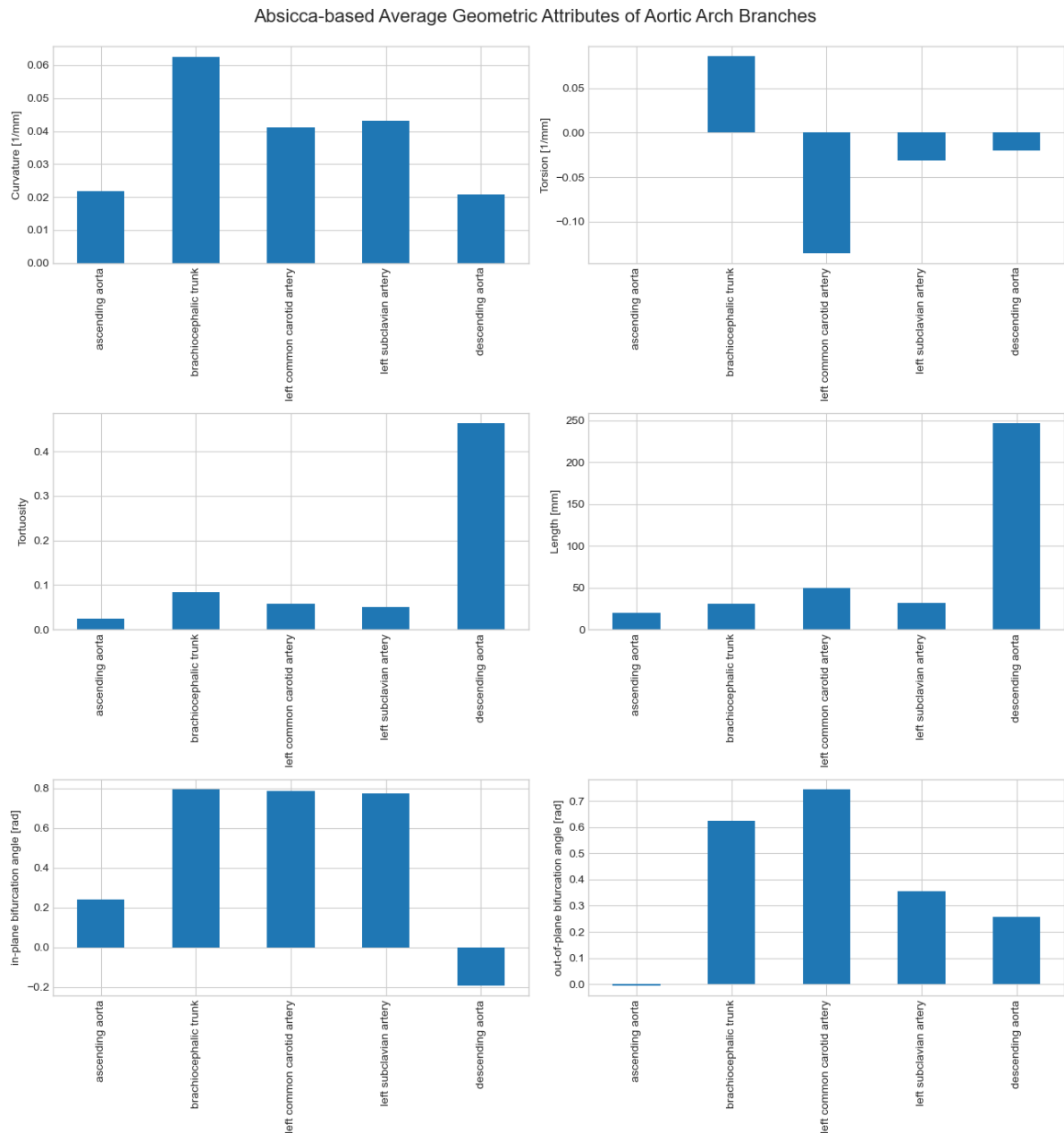
(A)



(B)



(C)



(D)

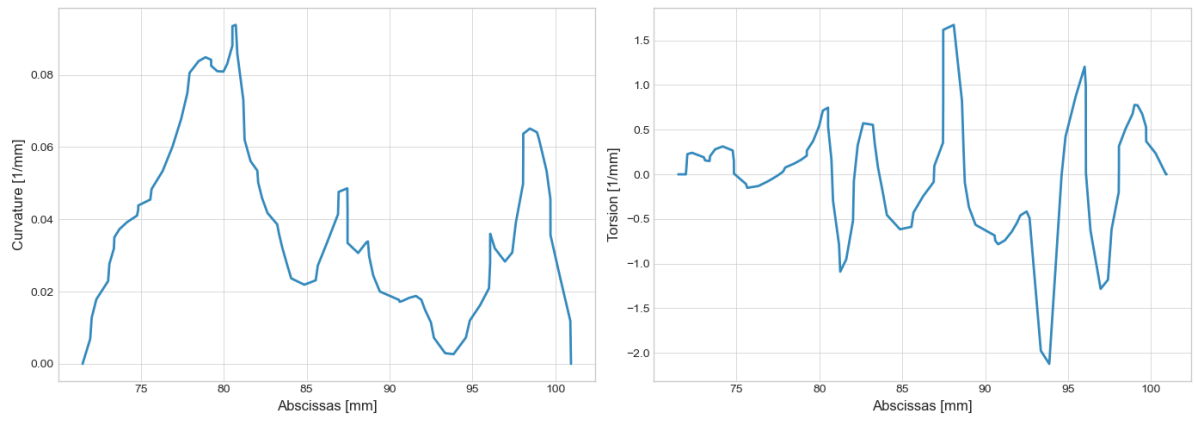
Εικόνα 9.12 Αναπαράσταση διαγραμμάτων και ραβδογραμμάτων του ασθενή BIV

(A) Βραχιοκεφαλικό στέλεχος (*Brachiocephalic trunk*)

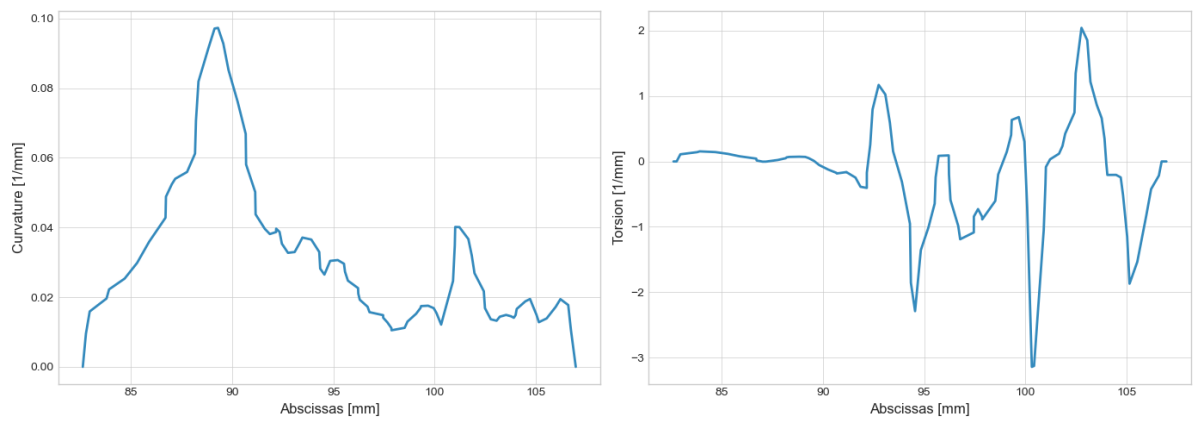
(B) Αριστερή κοινή καρωτίδα αρτηρία (*Left common carotid artery*)

(C) Αριστερή υποκλείδιος αρτηρία (*Left subclavian artery*)

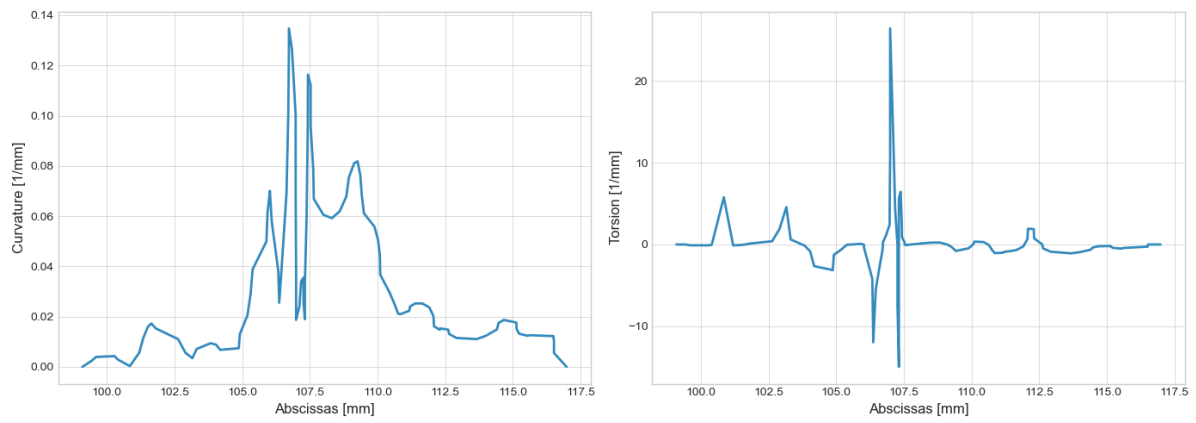
(D) Ραβδογράμματα όλων των Centerlines



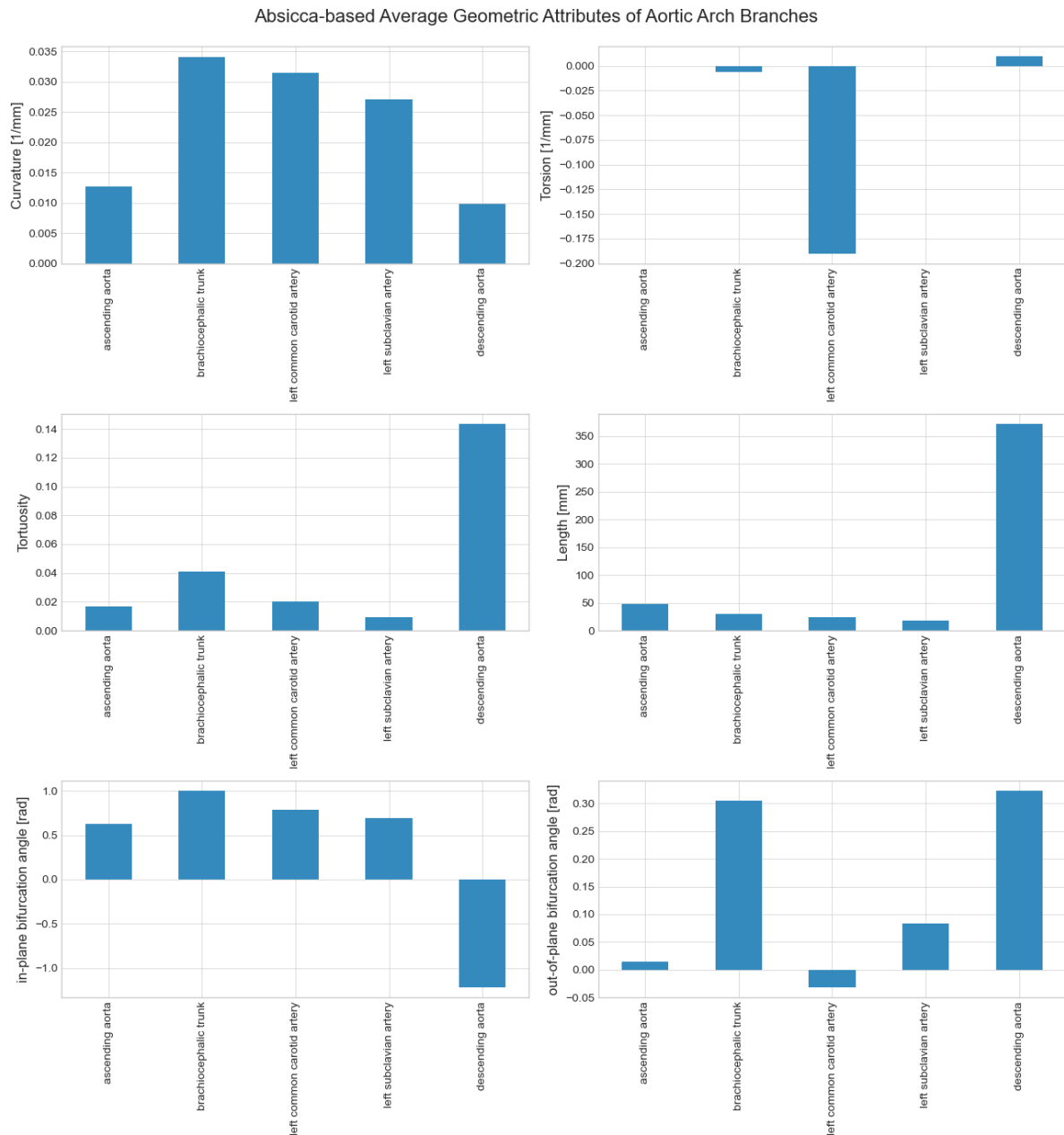
(A)



(B)



(C)



(D)

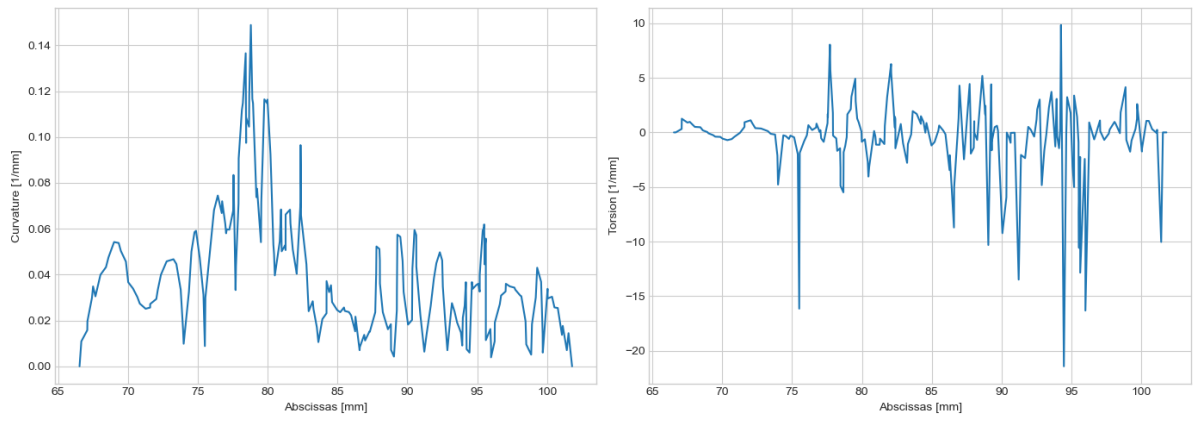
Εικόνα 9.13 Αναπαράσταση διαγραμμάτων και ραβδογραμμάτων του ασθενή CV

(A) Βραχιοκεφαλικό στέλεχος (*Brachiocephalic trunk*)

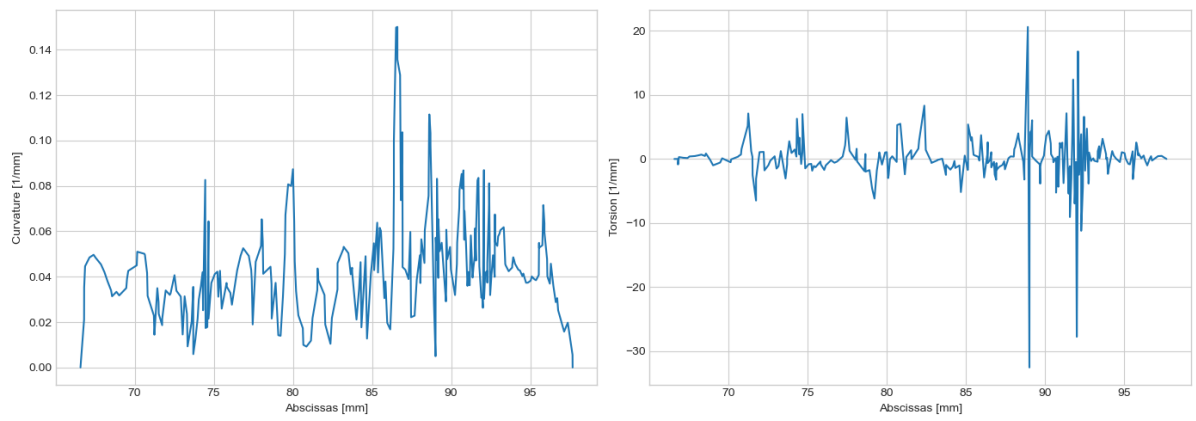
(B) Αριστερή κοινή καρωτίδα αρτηρία (*Left common carotid artery*)

(C) Αριστερή υποκλείδιος αρτηρία (*Left subclavian artery*)

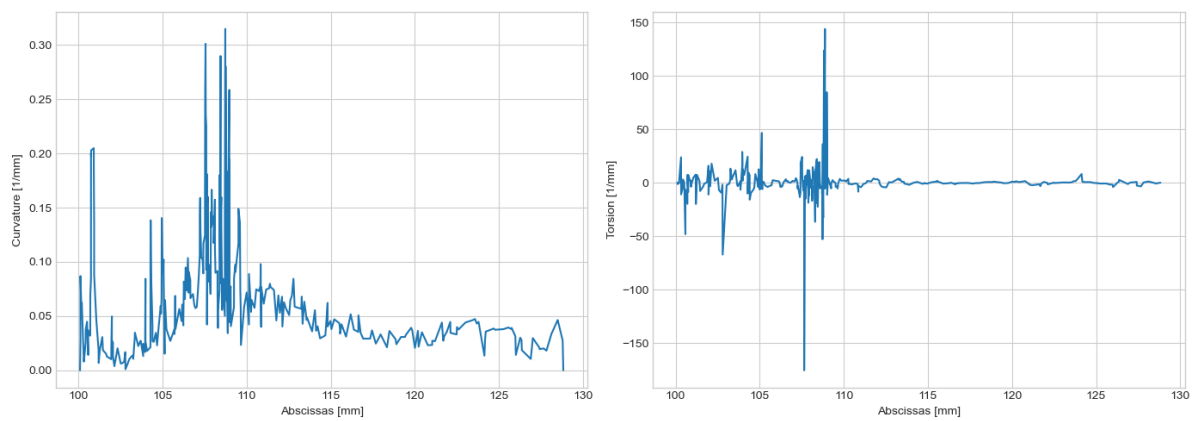
(D) Ραβδογράμματα όλων των Centerlines



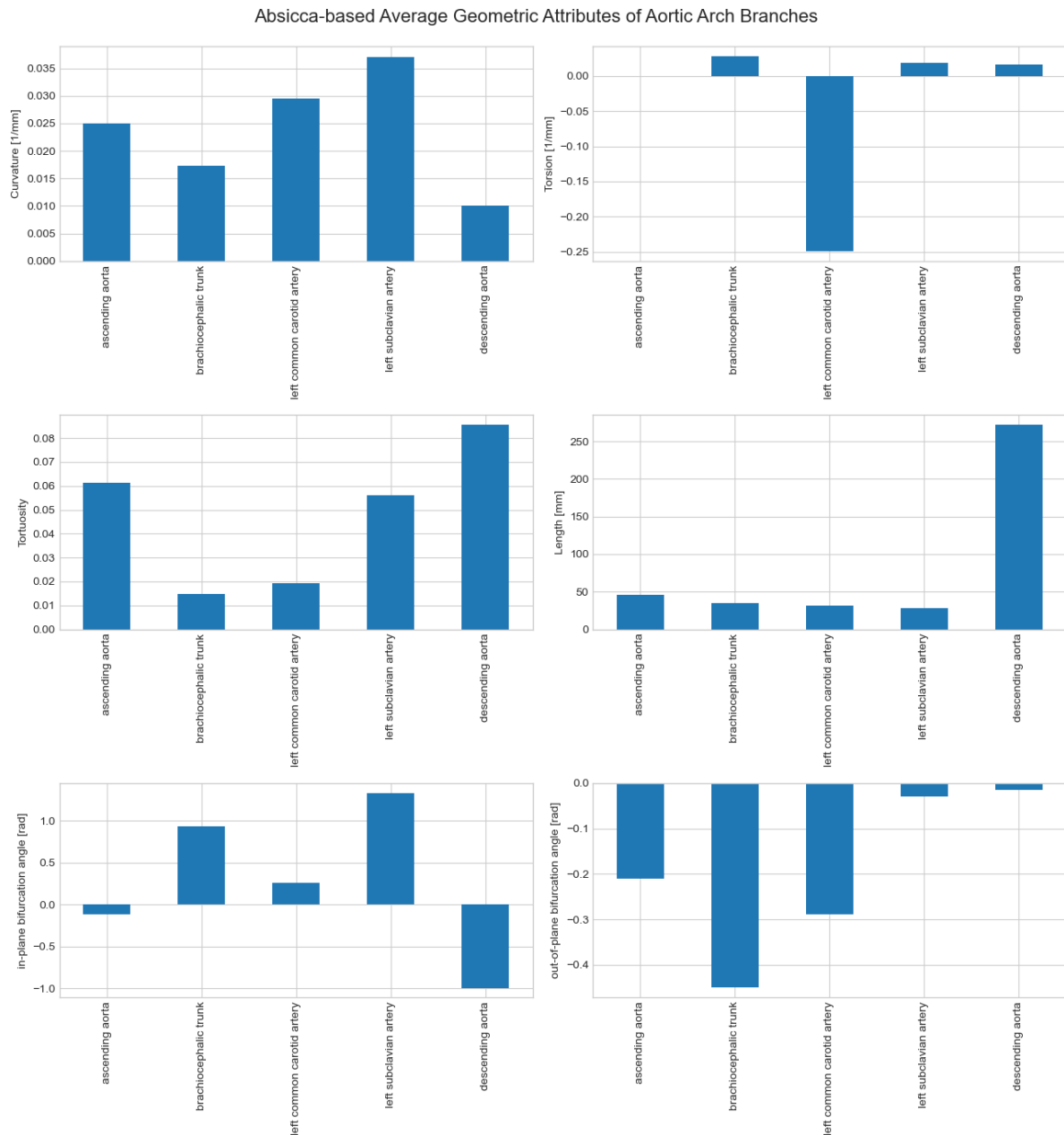
(A)



(B)



(C)



(D)

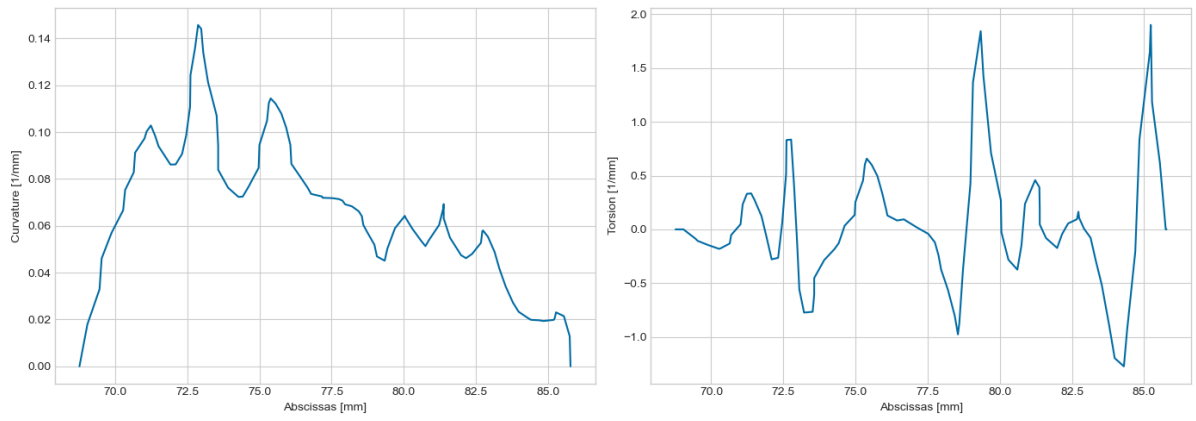
Εικόνα 9.14 Αναπαράσταση διαγραμμάτων και ραβδογραμμάτων του ασθενή DVI

(A) Βραχιοκεφαλικό στέλεχος (*Brachiocephalic trunk*)

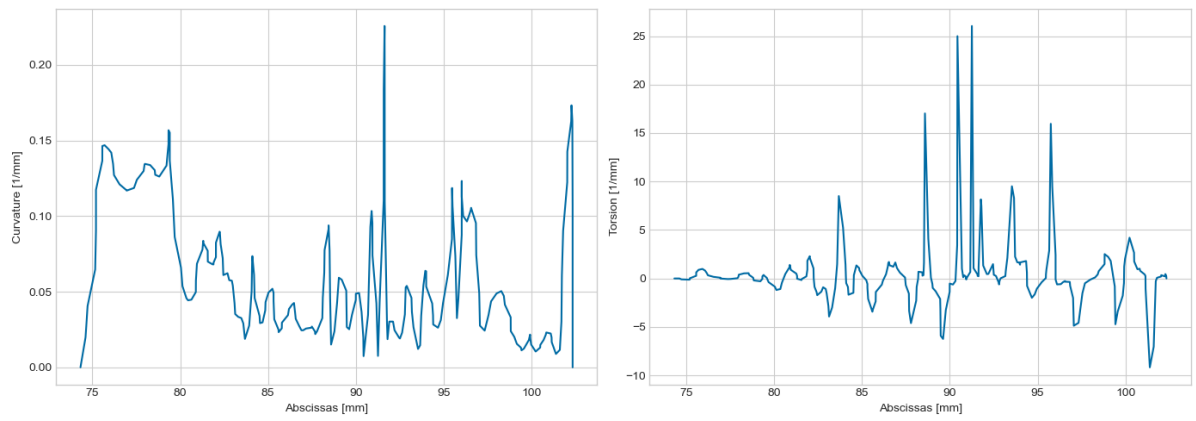
(B) Αριστερή κοινή καρωτίδα αρτηρία (*Left common carotid artery*)

(C) Αριστερή υποκλείδιος αρτηρία (*Left subclavian artery*)

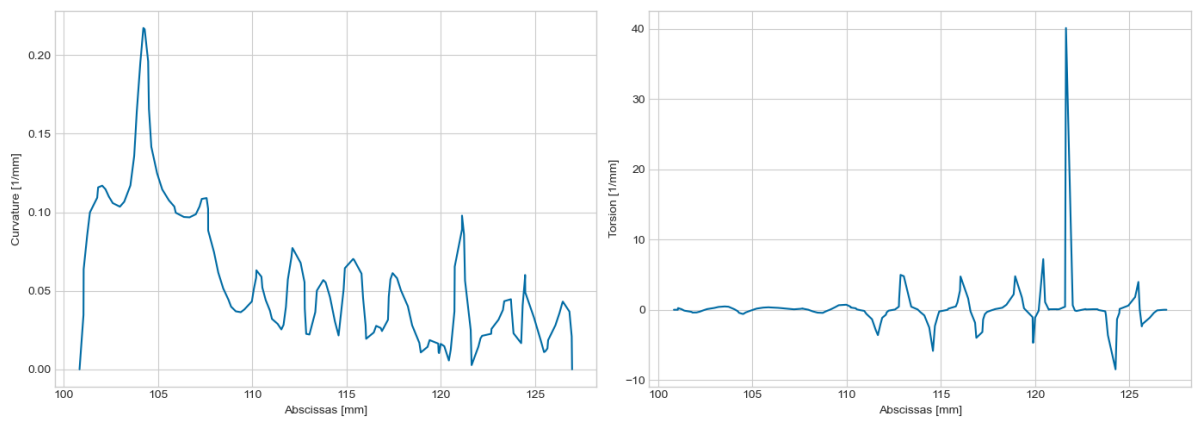
(D) Ραβδογράμματα όλων των Centerlines



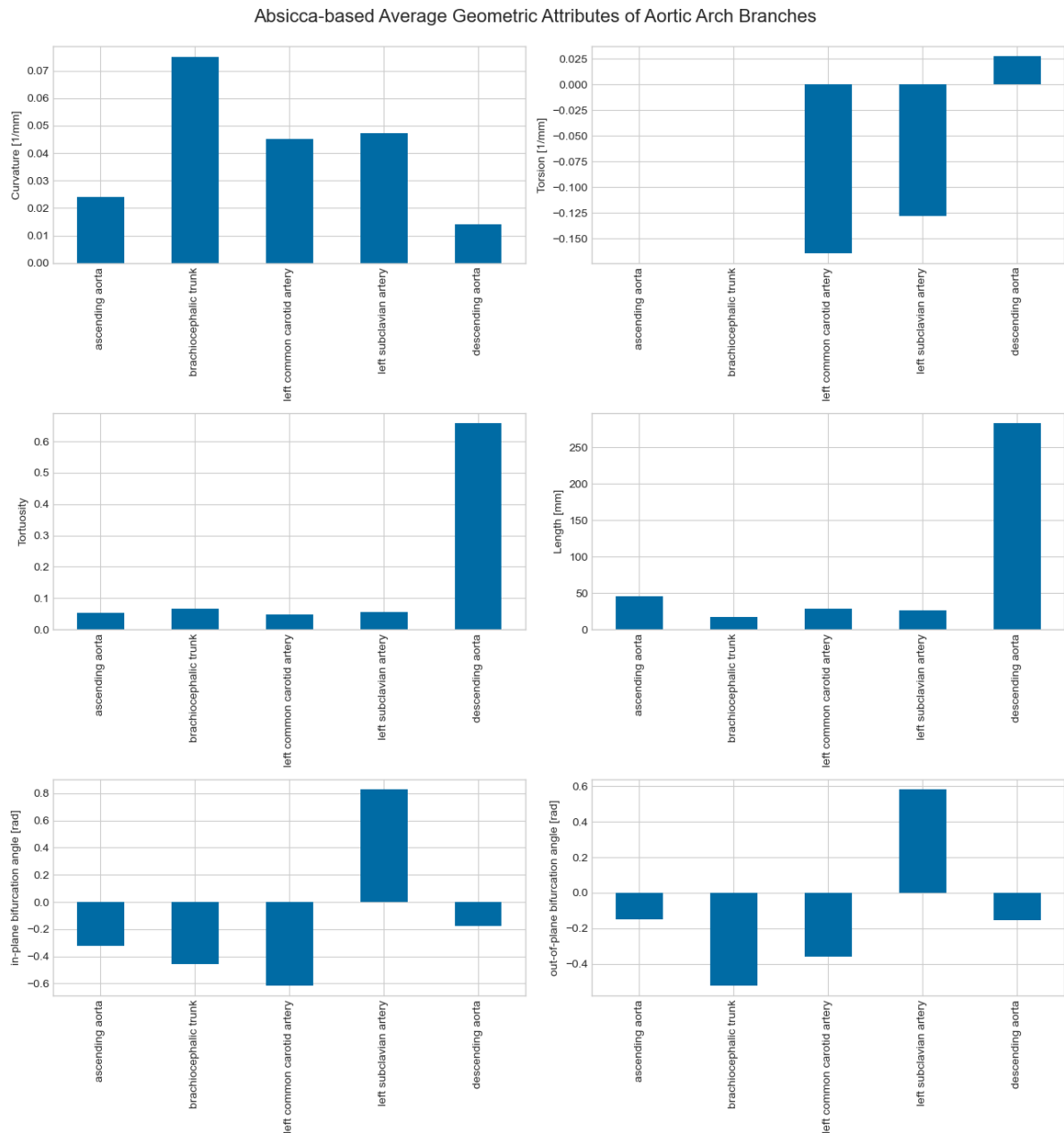
(A)



(B)



(C)



(D)

Εικόνα 9.15 Αναπαράσταση διαγραμμάτων και ραβδογραμμάτων του ασθενή EVII

(A) Βραχιοκεφαλικό στέλεχος (*Brachiocephalic trunk*)

(B) Αριστερή κοινή καρωτίδα αρτηρία (*Left common carotid artery*)

(C) Αριστερή υποκλείδιος αρτηρία (*Left subclavian artery*)

(D) Ραβδογράμματα όλων των Centerlines

10 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Στην παρούσα εργασία παρουσιάζονται αποτελέσματα ανασύστασης γεωμετριών επτά εξατομικευμένων αορτών από την αορτική ρίζα μέχρι το σημείο του διαφράγματος της κατιούσας αορτής. Οι γεωμετρίες αυτές αντιστοιχούν σε πέντε ασθενείς (τεσσάρων ανδρών και μιας γυναίκας) μετά την αποκατάσταση με ενδομόσχευμα, ενώ σε δύο άνδρες από τους τέσσερις έγινε ανασύσταση της γεωμετρίας και πριν την αποκατάσταση. Η ανασύσταση προέρχεται από αξονικές τομογραφίες των υποκειμένων και μέσω κατάλληλου λογισμικού (*3d Slicer*), γίνεται η κατεργασία και η εξομάλυνση (*Meshmixer™ Autodesk*) της επιφανειακής γεωμετρίας της κάθε εξατομικευμένης γεωμετρίας. Έχουν προσεχθεί οι συντελεστές που επηρεάζουν την εξομάλυνση να είναι βέλτιστοι όσο αφορά την κατεργασία των επιφανειακών γεωμετριών, ώστε να μην αλλοιώνεται η χωρητικότητα των όγκων, τους οποίους καταλαμβάνει το αίμα στα αγγεία και η γεωμετρία του αορτικού αυλού να αποδίδεται χωρίς απόκλιση από την πραγματική. Τα εξαγόμενα επιφανειακά και στερεά εξατομικευμένα μοντέλα αναδόμησης είναι σε θέση να χρησιμοποιηθούν, τόσο για την υπολογιστική τους προσομοίωση α) σε συνθήκες καταπόνησης με επιβολή εσωτερικής πίεσης αλλά και β) σε συνθήκες μη μόνιμης ροής αίματος, όσο και για την κατασκευή τους με τρισδιάστατη εκτύπωση. Μεμονωμένα η γεωμετρική ανάλυση του οργάνου της αορτής που γίνεται από ιατρικές εικόνες στην παρούσα εργασία αποτελεί ένα πρωταρχικό εργαλείο λογισμικού για την αυτοματοποίηση της διαδικασίας δημιουργίας αγγειακών δομών με απώτερο σκοπό την εύκολη απόδοση χρήσιμων γεωμετρικών χαρακτηριστικών στο ιατρικό προσωπικό, ώστε να μπορεί να συγκρίνει δομές και να γνωρίζει έγκαιρα και με ακρίβεια την ανατομία τόσο της παθολογίας όσο και το αποτέλεσμα της αποκατάστασής της.

11 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- **Attya B., Nida A. Syed and Peter J.** 2018. *Omics Technologies and Bio-Engineering Reverse Engineering and Its Applications*. London, San Diego, CA: Academic Press
- **Barh, D. and Azevedo, V.** 2018. *Omics technologies and Bio-engineering: towards improving quality of life*. London: San Diego, CA: Academic Press.
- **Betts, J. Gordon, Desaix, P., Johnson, E., Jody, E., Johnson, Korol, O.** 2013. *Anatomy & physiology*. Houston: OpenStax Collage, Rise University
- **Belleza, M.** 2017. *Cardiovascular System Anatomy and Physiology: Study Guide for Nurses*. [online] Nurseslabs. Available at: <https://nurseslabs.com/cardiovascular-system-anatomy-physiology/>.
- **Brewster, D.C., Cronenwett, J.L., Hallett, J.W., Johnston, K.Wayne., Krupski, W.C. and Matsumura, J.S.** 2003. *Guidelines for the treatment of abdominal aortic aneurysms: Report of a subcommittee of the Joint Council of the American Association for Vascular Surgery and Society for Vascular Surgery*. Journal of Vascular Surgery, 37(5), pp.1106–1117. doi:10.1067/mva.2003.363.
- **Bushong, S.** 2000. *Computed Tomography by Stewart Bushong*. [online] Amazon. McGraw-Hill. Available at: <https://www.amazon.com/Computed-Tomography-Stewart-Bushong-2000-05-25/dp/B01F81MQ4S> [Accessed 24 Aug. 2022].
- **Corrine, F. Packer, Bickel, S. and Jeffery, B.** 2022. *Vein Obstruction. Treasure island* (FL): StatPearls
- **Czerny, M., Schmidli, J., Adler, S., Van Den Berg, J., Bertoglio, L., Carrel, T., Chiesa, R., Clough, R., Eberle, B., Etz, C., Grabenwöger, M., Haulon, S., Jakob, H., Kari, F., Mestres, C., Pacini, D., Resch, T., Rylski, B., Schoenhoff, F. and Shrestha, M.** 2019. *Editor's Choice e Current Options and Recommendations for the Treatment of Thoracic Aortic Pathologies Involving the Aortic Arch: An Expert Consensus Document of the European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS) & the European Society for Vascular Surgery (ESVS)*. doi:10.1016/j.ejvs.2018.09.016.

- **Datta, P.** 2010. *Wego Wang Reverse Engineering Technology of Reinvention.pdf*. www.academia.edu. [online] Available at: [https://www.academia.edu/36703560/Wego Wang Reverse Engineering Technology of Reinvention pdf](https://www.academia.edu/36703560/Wego_Wang_Reverse_Engineering_Technology_of_Reinvention_pdf) [Accessed 28 Aug. 2022].
- **Fuster, V., Harrington, R.A., Narula, J. and Eapen, Z.J.** 2017. *Abbreviations*. 14th ed. [online] Access Medicine. Available at: <https://accessmedicine.mhmedical.com/content.aspx?bookid=2046&ionid=176546884> [Accessed 10 Aug. 2022].
- **Gray, H.** 2014. *Gray, Henry. 1918. Anatomy of the Human Body*. [online] Bartleby.com. Available at: <https://www.bartleby.com/107/>.
- **Gul, A.** 2017. *omics technologies and bio-engineering- marine biotechnology*. www.academia.edu. [online] Available at: <https://www.academia.edu/45605559/>.
- **Guyton, A.C., Coleman, T.G., Manning, R.Davis. and Hall, J.E.** 1984. *Some problems and solutions for modeling overall cardiovascular regulation. Mathematical Biosciences*, 72(2), pp.141–155. doi:10.1016/0025-5564(84)90107-x.
- **Hall, J.** 2011. *Guyton and Hall textbook of medical physiology* (12nd ed.). Philadelphia: Saunders/Elsevier
- **Johnston, K.Wayne., Rutherford, R.B., Tilson, M.David., Shah, D.M., Hollier, L. and Stanley, J.C.** 1991. *Suggested standards for reporting on arterial aneurysms. Journal of Vascular Surgery*, 13(3), pp.452–458. doi:10.1067/mva.1991.26737.
- **Kaufman, J.A., Geller, S.C., Brewster, D.C., Fan, C.-M., Cambria, R.P., LaMuraglia, G.M., Gertler, J.P., Abbott, W.M. and Waltman, A.C.** 2000. *Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysms. American Journal of Roentgenology*, 175(2), pp.289–302. doi:10.2214/ajr.175.2.1750289.
- **Kalender, W.A.** 2011. *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. [online] Google Books. John Wiley & Sons.
- **Kumar, A., Jain, P.K. and Pathak, P.M.** 2013. *Reverse Engineering in Product Manufacturing: An Overview. DAAAM International Scientific Book 2013*, pp.665–678. doi:10.2507/daaam.scibook.2013.39.
- **Liang, Z.-P. and Lauterbur, P.C.** 1999. *Principles of Magnetic Resonance Imaging: A Signal Processing Perspective* | Wiley. [online] Wiley.com. Available at: [https://www.wiley.com/en-us/Principles of Magnetic Resonance Imaging%3A A Signal Processing Perspective-p-9780780347236](https://www.wiley.com/en-us/Principles+of+Magnetic+Resonance+Imaging%3A+A+Signal+Processing+Perspective-p-9780780347236) [Accessed 24 Aug. 2022].

- **Li, Z. and Kleinstreuer, C.** 2005. *Fluid-Structure Interaction Effects on Sac-Blood Pressure and Wall Stress in a Stented Aneurysm*. doi:10.1115/1.1934040.
- **Li, Z. and Kleinstreuer, C.** 2005a. *Blood flow and structure interactions in a stented abdominal aortic aneurysm model*. *Medical Engineering & Physics*, 27, pp.369–382. doi:10.1016/j.medengphy.2004.12.003.
- **Manopoulos, C., Raptis, A., Krishan, W., Mavratzas, C., Drandakis, M., Astraka, S., Kouerinis, I. and Vaxevanidis, N.M.** 2021. *Reconstruction, processing and smoothing of surface geometry of a patient specific ascending aortic aneurysm*. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 1037(1), p.012020. doi:10.1088/1757-899x/1037/1/012020.
- **Meshmixer Autodesk** 2018. *Meshmixer Manual*.
- **Mensel, B., Quadrat, A., Schneider, T., Kühn, J.-P., Dörr, M., Völzke, H., Lieb, W., Hegenscheid, K. and Lorbeer, R.** 2013. *MRI-based Determination of Reference Values of Thoracic Aortic Wall Thickness in a General Population*. doi:10.1007/s00330-014-3188-8.
- **Nasim, A., Thompson, M.M and Sayers, R.D.** 1995. *Endoluminal exclusion of abdominal aortic aneurysms*. United Kingdom: NHS Trust
- **Norwood, M.G.A., Lloyd, G.M., Bown and M.J., Fishwick, G.** 2015. *Endovascular abdominal aortic aneurysm repair*. London: R D Sayers
- **Ottesen, J.T., Olufsen, M.S. and Larsen, J.K.** 2004. *Applied Mathematical Models in Human Physiology*. Society for Industrial and Applied Mathematics. doi:10.1137/1.9780898718287.
- **Pierce, D., Maier, F., Weisbecker, H., Viertler, C., Verbrugghe, P., Famaey, N., Fourneau, I., Herijgers, P. and Holzapfel, G.** 2014. *Human thoracic and abdominal aortic aneurysmal tissues: Damage experiments, statistical analysis and constitutive modeling*. doi:10.1016/j.jmbbm.2014.10.003.
- **Phillips, C., Prasad, L., Sue, D. and Kawcak, J.** 2011. *Thesis a simple lumped parameter model of the cardiovascular system Submitted by*. Colorado State University Fort Collins.
- **Radiant DICOM Viewer** 2019. *RadiAnt DICOM Viewer*. [online] www.radiantviewer.com. Available at: <https://www.radiantviewer.com> [Accessed 28 Aug. 2022].

- **Raja, V. and Fernandes, Kiran J.** 2008. *Reverse Engineering*. London: Springer-Verlag London Limited **Salameh, M.J., Black, J.H. and Ratchford, E.V.** 2018. *Thoracic aortic aneurysm. Vascular Medicine*, 23(6), pp.573–578. doi:10.1177/1358863x18807760.
- **Salameh, M., Black, J. and Ratchford, E.** 2018. *What is a thoracic aortic aneurysm (TAA)? Thoracic aortic aneurysm*.
- **Sherman, J.H.** 2001. *Human Physiology: the mechanisms of body function*. Boston: McGraw-Hill
- **Siemens** 2016. *Announcing Solid Edge Reverse Engineering Beta*. [online] Solid Edge. Available at: <https://blogs.sw.siemens.com/solidedge/announcing-solid-edge-reverse-engineering-beta/>.
- **Tamarez-Gomez, F.** 2007. *A Reverse Engineering Process for Mechanical Engineering Systems. Theses*. [online] Available at: <https://scholarworks.rit.edu/theses/5856/> [Accessed 28 Aug. 2022]. Vander, A.J.
- **The Vascular Modeling Toolkit** 2013. *vmtk - the Vascular Modelling Toolkit*. [online] www.vmtk.org. Available at: <http://www.vmtk.org/index.html> [Accessed 4 Sep. 2022].
- **Wang, W.** 2010. *Reverse Engineering – Technology of Reinvention*. New York: CRC Press
- **Wassef, M., Baxter, B.T., Chisholm, R.L., Dalman, R.L., Fillinger, M.F., Heinecke, J., Humphrey, J.D., Kuivaniemi, H., Parks, W.C., Pearce, W.H., Platsoucas, C.D., Sukhova, G.K., Thompson, R.W., Tilson, M.D. and Zarins, C.K.** 2001. *Pathogenesis of Abdominal Aortic aneurysms: a Multidisciplinary Research Program Supported by the National Heart, Lung, and Blood Institute. Journal of Vascular Surgery*, [online] 34(4), pp.730–738. doi:10.1067/mva.2001.116966.
- **Wang, X. and Li, X.** 2011. *Computational simulation of aortic aneurysm using FSI method: Influence of blood viscosity on aneurismal dynamic behaviors*. doi:10.1016/j.compbiomed.2011.06.017.
- **Γονιδάκη, Ε.** 2015. *Μελέτη της ροής αίματος σε εξατομικευμένα αορτικά ανευρύσματα, πριν και μετά την αποκατάσταση με θυριδωτά και δίκην καπνοδόχου ενδομοσχεύματα*. Διπλωματική εργασία. Αθήνα: Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο
- **Σιδεράκης, Α.** 2007. *Επεξεργασία εικόνων αζονικού τομογράφου με τη χρήση του λογισμικού Vascular Modeling Toolkt (VMTK)*. Διπλωματική εργασία. Πάτρα: Πανεπιστήμιο Πατρών