

Σύστημα Υποστήριξης Κλινικών Αποφάσεων  
για τη Νόσο των Ανευρυσμάτων Κοιλιακής Αορτής  
Βασισμένο σε Μοντέλα Τεχνητής Νοημοσύνης



Παραδοτέο Π4.2.

Εργαλείο μορφολογικής ανάλυσης ΑΚΑ

<b>Όνομα Αρχείου:</b>	Safe-Aorta-D4.2-v1.0- Εργαλείο μορφολογικής ανάλυσης ΑΚΑ.pdf	<b>Επίπεδο Διάδοσης:</b>	Δημόσιο
<b>Ημερομηνία Υποβολής:</b>	Απρίλιος 2025 (M20)	<b>Κωδικός Έργου:</b>	ΤΑΕDR-0535983
<b>Κοινοπραξία:</b>	ΕΜΠ, ΠΚ, ΠΑΠΕΛ, ΕΛΜΕΠΑ	<b>Υπεύθυνος Παραδοτέου:</b>	ΠΚ
<b>Διάρκεια:</b>	28 μήνες	<b>Κατάσταση:</b>	Τελική Έκδοση



## ΛΙΣΤΑ ΣΥΓΓΡΑΦΕΩΝ

Συγγραφείς				
#	Επίθετο	Όνομα	Φορέας	Email Επικοινωνίας
1	Μπέη	Αικατερίνη	ΠΚ	abei@tuc.gr
2	Πολιτώφ	Κωνσταντίνος	ΠΚ	kpolitof@tuc.gr
3	Μοιρογιώργου	Κωνσταντία	ΠΚ	kmoirogiorgou@tuc.gr
4	Αντωνακάκης	Μάριος	ΠΚ	mantonakakis@tuc.gr
5	Ζερβάκης	Μιχάλης	ΠΚ	mzervakis@tuc.gr
Συν-συγγραφείς				
#	Επίθετο	Όνομα	Φορέας	Email Επικοινωνίας
1	Κάβουρας	Διονύσης	ΠΑΔΑ	
2	Ξένος	Μιχαήλ	ΠΑΠΕΛ	
3	Αραβανής	Θεοφάνης	ΠΑΠΕΛ	
4	Φουρνιώτης	Νικόλαος	ΠΑΠΕΛ	
5	Χρηματοπούλος	Γρηγόριος	ΠΑΠΕΛ	
6	Κυριακούδη	Κωνσταντίνα	ΠΑΠΕΛ	
7	Κατσούδας	Σπυρίδων	ΠΑΠΕΛ	
8	Ασλάνη	Κυριακή-Ευαγγελία	ΠΑΠΕΛ	
9	Δημητριάδης	Αβταντίλ	ΕΛΜΕΠΑ	
10	Γκίκας	Στέφανος	ΕΛΜΕΠΑ	
11	Σαραντίδης	Πλάτωνας	ΕΜΠ	

## ΛΙΣΤΑ ΚΡΙΤΩΝ

Κριτές				
#	Επίθετο	Όνομα	Φορέας	Email Επικοινωνίας
1	Μανόπουλος	Χρήστος	ΕΜΠ	
2	Ράπτης	Αναστάσιος	ΕΜΠ	
3	Μουλακάκης	Κωνσταντίνος	ΕΚΠΑ (ανάδοχος)	
4	Κακίσης	Ιωάννης	ΕΚΠΑ (ανάδοχος)	

## ΕΛΕΓΧΟΣ ΑΝΑΘΕΩΡΗΣΗΣ

Έκδοση	Συγγραφέας	Ημερομηνία	Κατάσταση
0.1			Προσχέδιο
0.2			
0.3			
1.0		4/2025	Τελικό

## Περιεχόμενα

Περιεχόμενα.....	iv
Πίνακας Εικόνων.....	v
Κατάλογος Πινάκων.....	x
Λίστα Ελληνικών & Αγγλικών Όρων (Συντομογραφίες) .....	xi
Περίληψη.....	xiv
1. Εισαγωγή.....	1
1.1 Σκοπός του Παραδοτέου .....	4
1.2 Δομή του Εγγράφου .....	6
2. Ανεύρυσμα Κοιλιακής Αορτής: Επιπολασμός, Διάγνωση, Παρακολούθηση, Κίνδυνοι, Θεραπεία .....	8
2.1 Κοιλιακή Αορτή και ΑΚΑ .....	8
2.2 Επιδημιολογία και Αιτιολογία.....	8
2.2.1 Επιδημιολογία .....	9
2.2.2 Αιτιολογία .....	9
2.3 Διάγνωση και Παρακολούθηση .....	10
2.3.1 Απεικονιστικές Μέθοδοι .....	10
2.3.2 Στρατηγικές Παρακολούθησης .....	10
2.4 Κίνδυνοι και Θεραπευτική Αντιμετώπιση.....	11
2.4.1 Κίνδυνος Ρήξης.....	11
2.4.2 Θεραπευτικές Επιλογές.....	12
3. Μορφολογία ΑΚΑ: Ορισμοί και Μετρήσεις Γεωμετρικών Παραμέτρων .....	13
3.1 Μορφολογικά Χαρακτηριστικά ΑΚΑ.....	13
3.2 Ορισμοί και Μετρήσεις Γεωμετρικών Παραμέτρων ΑΚΑ .....	13
3.2.1 Πρότυπα Αναφοράς.....	13
3.2.2 Κεντρική Γραμμή .....	15

3.2.3	Διάμετροι: Ορισμοί και Μετρήσεις.....	15
3.2.4	Μήκη: Ορισμοί και Μετρήσεις .....	18
3.2.5	Γωνίωση: Ορισμοί και Μετρήσεις .....	19
3.2.6	Στρεβλότητα: Ορισμός και Μέτρηση.....	20
3.2.7	Επιφάνειες: Ορισμοί και Μετρήσεις .....	20
3.2.8	Όγκοι: Ορισμοί και Μετρήσεις .....	21
3.2.9	Στρώματα Ενδοαυλικού Θρόμβου .....	22
3.2.10	Τύποι Ενδοαυλικού Θρόμβου .....	23
3.2.11	Επιφάνειες Ενδοαυλικού Θρόμβου και Επιμέρους Στρωμάτων .....	24
3.2.12	Όγκος Ενδοαυλικού Θρόμβου: Ορισμός και Μέτρηση .....	25
3.2.13	Αποτιτανώσεις.....	25
4.	Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις ΑΚΑ.....	26
4.1	Σύντομη Ανασκόπηση Αυτοματοποιημένων Μετρήσεων ΑΚΑ από Αξονική Αγγειογραφία .....	26
4.2	Σύντομη Ανασκόπηση Αυτοματοποιημένων Μετρήσεων Ενδοαυλικού Θρόμβου από Αξονική Αγγειογραφία.....	29
5.	Τρισδιάστατα Μοντέλα και Ψηφιακά Δίδυμα.....	32
5.1	Τρισδιάστατα Μοντέλα .....	32
5.1.1	Τρισδιάστατα Μοντέλα ΑΚΑ.....	32
5.2	Ψηφιακά Δίδυμα.....	33
5.2.1	Ψηφιακά Δίδυμα ΑΚΑ .....	33
6.	Εργαλεία Μορφολογικής Ανάλυσης και Οπτικοποίησης .....	34
6.1	Εργαλείο Γεωμετρικής Ανάλυσης και Αγγειακής Απεικόνισης: VMTK.....	34
6.2	Εργαλείο Τρισδιάστατης Απεικόνισης και Οπτικοποίησης: VTK.....	34
6.3	Εργαλείο Ανάλυσης και Οπτικοποίησης: ParaView .....	35
7.	Μορφολογική Ανάλυση ΑΚΑ.....	36
7.1	Σύνολο Δεδομένων.....	36
7.2	Μεθοδολογία: Ανάπτυξη Αυτοματοποιημένης Προσέγγισης.....	36
7.3	Αποτελέσματα.....	40
7.3.1	Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις Γεωμετρικών Παραμέτρων ΑΚΑ .....	41
7.3.2	Στατιστική Ανάλυση: Σύγκριση Αυτοματοποιημένων Μετρήσεων Γεωμετρικών Παραμέτρων με Ιατρικές Κλινικές Μετρήσεις.....	71
7.4	Συζήτηση .....	79
8.	Εργαλείο Μορφολογικής Ανάλυσης ΑΚΑ: Λογισμικό – Οδηγίες Χρήσης.....	81
8.1	Περιγραφή - Σύνδεση Μορφολογικής Μονάδας με Δομικές Μονάδες ΨηφιδΑ .....	81

8.2 Οδηγίες χρήσης εκτελέσιμου αρχείου .....	81
8.2.1 Απαιτήσεις συστήματος .....	81
8.2.2 Αρχεία Εισόδου: 1 ή 3 STL Αρχεία: .....	81
8.2.3 Αρχεία εξόδου για κάθε υποκείμενο .....	81
8.2.4 Εκτέλεση εφαρμογής.....	82
8.2.5 Παράδειγμα Εφαρμογής με Εικόνες.....	82
8.2.6 Διαθεσιμότητα του Εργαλείου Μορφολογικής Ανάλυσης ΑΚΑ .....	85
9. Μορφολογική Ανάλυση Ενδοαυλικού Θρόμβου .....	86
9.1 Σύνολο Δεδομένων.....	86
9.2 Μεθοδολογία: Ανάπτυξη Ημι-αυτόματης Προσέγγισης .....	86
9.3 Αποτελέσματα .....	87
9.3.1 Ημι-αυτόματες Μετρήσεις Ενδοαυλικού Θρόμβου .....	87
9.3.2 Στατιστική Ανάλυση .....	89
9.4 Συζήτηση .....	90
10. Συμπεράσματα.....	91
11. Βιβλιογραφία.....	92
12. Παράρτημα Α: Ανασκόπηση Εργαλείων Μορφολογικής Ανάλυσης και Οπτικοποίησης	106
12.1 The Vascular Modeling Toolkit (VMTK).....	106
12.1.1 Χαρακτηριστικά .....	106
12.2 The Visualization Toolkit (VTK).....	108
12.2.1 Λειτουργία.....	108
12.2.2 Χαρακτηριστικά .....	109
12.3 ParaView .....	109
12.3.1 Λειτουργία.....	110
12.3.2 Χαρακτηριστικά .....	110
12.4 Meshlab .....	111
12.4.1 Χαρακτηριστικά .....	111
12.5 SCIRun .....	114
12.5.1 Χαρακτηριστικά .....	114
12.5.2 Εφαρμογές.....	114
12.6 Blender .....	114
12.6.1 Λειτουργία.....	115
12.6.2 Χαρακτηριστικά .....	115
12.7 3D Slicer.....	117

12.7.1 Λειτουργία.....	118
12.7.2 Χαρακτηριστικά .....	118
12.8 SlicerMorph.....	119
12.8.1 Λειτουργία.....	120
12.9 Biomedisa.....	120
12.10 Toolbox Graph.....	120
12.10.1 Λειτουργία.....	120
12.11 Χρήση Εργαλείων Μορφολογικής Ανάλυσης και Οπτικοποίησης στο SAFE-AORTA .....	121
13. Παράρτημα Β: Δημογραφικά και Κλινικά Στοιχεία Ασθενών με ΑΚΑ και ΑΚΑ - Ενδοαυλικό Θρόμβο.....	124
14. Παράρτημα Γ: Σύγκριση Κριτηρίων Διαχωρισμού Αορτικού Αυχένα - ΑΚΑ .....	126

## Πίνακας Εικόνων

Εικόνα 1 – Ανατομικές σχέσεις μεταξύ των οπισθοπεριτοναϊκών οργάνων. Ανάμεσά τους διακρίνονται η κοιλιακή αορτή και οι κοινές λαγόνιες αρτηρίες. Henry Vandyke Carter, Δημόσιος Τομέας, μέσω Wikimedia Commons (Shah & Khan, 2020) .....	1
Εικόνα 2 – Τρισδιάστατη ανακατασκευή με αξονική τομογραφία ενός ΑΚΑ 70 mm: (α) πριν και (β) μετά την ενδαγγειακή θεραπεία (Accarino et al., 2022).....	2
Εικόνα 3 - Σχηματική αναπαράσταση των μονάδων του ψηφιακού διδύμου αορτής και των δεδομένων εισόδου-εξόδου τους (Έργο SAFE-AORTA).....	6
Εικόνα 4 – Τυποποιημένο πρωτόκολλο μετρήσεων ανατομικών χαρακτηριστικών υπονεφρικών ΑΚΑ (Χατζέλας, 2023).....	14
Εικόνα 5 – Άνω τμήμα: Διατομή της μάζας του ενδοαυλικού θρομβωτικού ιστού που συλλέχθηκε από προγραμματισμένη αποκατάσταση ανευρύσματος κοιλιακής αορτής, όπου υποδεικνύονται τα τρία στρώματα: το στρώμα του αυλού (περιοχή κόκκινου χρώματος), τα μεσαία στρώμα (περιοχή λευκού χρώματος) και τα τοιχωματικό στρώμα (σκούρα καφέ περιοχή) (Gasser et al., 2008) - Κάτω τμήμα: Αντιπροσωπευτική μικρογραφία ηλεκτρονικής σάρωσης των τριών στρωμάτων του ΙLT: Το στρώμα του αυλού αποτελεί τον νεοσχηματισμένο «φρέσκο» ΙLT (Α), το μεσαίο στρώμα ανακλά ένα μεταβατικό στάδιο του ΙLT (Β) και το τοιχωματικό στρώμα, κοντά στο τοίχωμα του ΑΚΑ, αποτελεί τον πιο «γερασμένο» ΙLT (Γ) (Wang et al., 2001) .....	23
Εικόνα 6 – Μορφολογίες των τύπων 1, 2 και 3, όπως περιγράφονται από τους O’Leary και συν. (2014). Ο Τύπος 1 έχει διακριτά στρώματα: αυλού και παχύ μεσαίο/τοιχωματικό. Ο Τύπος 2 έχει διακριτά στρώματα: αυλού και λεπτό μεσαίο/τοιχωματικό. Ο Τύπος 3 έχει ένα ενιαίο ομοιογενές στρώμα αυλού (Hossack et al., 2022) .....	24
Εικόνα 7 - Μια γραφική αναπαράσταση της αορτής (με πράσινο χρώμα απεικονίζεται ο θρόμβος), των μετρήσεων (διαμέτρων, μηκών και γωνιάς β) και του σημείου διακλάδωσης	37
Εικόνα 8 - Διάγραμμα Ροής .....	37
Εικόνα 9 - Ενδεικτικό Παράδειγμα εγκάρσιων τομών (πράσινο) μαζί με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε) για τα υπάρχοντα κεντρικά σημεία (κόκκινο) .....	38
Εικόνα 10 - Υπολογισμός των δύο διαμέτρων (κόκκινες γραμμές) σε εγκάρσια τομή της αορτής (μπλε έλλειψη), χρησιμοποιώντας το Πυθαγόρειο Θεώρημα με τις αποστάσεις μεταξύ των ορίων στους άξονες x και z (αριστερά) και στους άξονες y και z (δεξιά) .....	38
Εικόνα 11 - Τα μήκη για τον υπολογισμό της Στρεβλότητας: συνολικό μήκος (ΣΜ), πρώτο κεντρικό σημείο (ΚΣ1), σημείο διακλάδωσης (ΣΔ) και ευκλείδεια απόσταση (ΕΑ) μεταξύ του ΚΣ1 και του ΣΔ .....	39

### Εικόνες ΑΚΑ (με τη χρήση του εργαλείου VMTK)

Εικόνα 12α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχέννας, ανευρύσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο,





μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο) .....	62
Εικόνα 32β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα .....	62
Εικόνα 33α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο) .....	63
Εικόνα 33β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα .....	63
Εικόνα 34α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο) .....	64
Εικόνα 34β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα .....	64
Εικόνα 35α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο) .....	65
Εικόνα 35β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα .....	65
Εικόνα 36α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο) .....	66
Εικόνα 36β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα .....	66
Εικόνα 37α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο) .....	67
Εικόνα 37β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα .....	67
Εικόνα 38α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο) .....	68
Εικόνα 38β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα .....	68
Εικόνα 39α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο) .....	69
Εικόνα 39β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα .....	69
Εικόνα 40α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο) .....	70
Εικόνα 40β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα .....	70
Εικόνα 41 - Απεικόνιση των διαμέτρων αορτικού αυχένα (λαιμού), αυλού, ΑΚΑ, δεξιάς [R] κοινής λαγόνιας αρτηρίας και αριστερής [L] κοινής λαγόνιας αρτηρίας, όπου διακρίνεται η σύγκλιση με τις ιατρικές μετρήσεις (πράσινη ράβδος) .....	71
Εικόνα 42 - Απεικόνιση των μηκών αορτικού αυχένα (λαιμού), ΑΚΑ, συνολικού μήκους, δεξιάς [R] κοινής λαγόνιας αρτηρίας και αριστερής [L] κοινής λαγόνιας αρτηρίας, όπου διακρίνεται η απόκλιση από τις ιατρικές μετρήσεις (κόκκινη ράβδος).....	72
Εικόνα 43 - Γραφική διεπαφή χρήστη.....	82

Εικόνα 44 - Αρχεία Εισόδου για το υποκείμενο T1-P5 .....	83
Εικόνα 45 - Αφού έχουμε επιλέξει τις θέσεις των φακέλων εισόδου και εξόδου, εκτελούμε το λογισμικό πατώντας το πράσινο κουμπί. Αρχικά, στην περιοχή καταγραφής (system process log) θα εμφανίσει τα αρχεία εισόδου που εντόπισε για το υποκείμενο αυτό (Dataset Verified: T1-P5: ...) και μετά θα προχωρήσει στις μετρήσεις .....	83
Εικόνα 46 - Όταν ολοκληρωθεί, εμφανίζεται ένδειξη “[COMPLETED] Subject ID: ...” .....	84
Εικόνα 47 - Τα αρχεία εξόδου JSON και PNG αποθηκεύονται στον φάκελο αποθήκευσης που έχουμε επιλέξει .....	84
<b>Εικόνες Ενδοαυλικού Θρόμβου (με τη χρήση του εργαλείου Paraview)</b>	
Εικόνα 48 - Διάγραμμα Ροής Μεθοδολογίας .....	87
Εικόνα 49 - Σχήματα των διακριτών στρωμάτων ILT. Αριστερά: Και τα δύο στρώματα (στρώμα αυλού (μπλε) & μέσο/τοιχωματικό (λευκό ημιδιαφανές πλέγμα)) Δεξιά: στρώματα αυλού .....	88
Εικόνα 50 - Υπονεφρικό ΑΚΑ με ILT (τριγωνικό πλέγμα): αυλός (μπλε) και επιφάνειες ενδοαυλικού θρόμβου (λευκές ημιδιαφανείς) στον άξονα X, Y ή Z (Bei et al., 2020). Χωρικές θέσεις ILT στο ΑΚΑ: α. «Περιφερική» θέση: Αρ. 1, Αρ. 3, Αρ. 4, Αρ. 5, Αρ. 6 [Πίνακας 5: Αρ. 1, 4, 5, 31, 6, αντίστοιχα], β. «Πρόσθια» θέση: Αρ. 8 [Πίνακας 5: Αρ. 9], γ. «Οπίσθια» θέση: Αρ. 2, δ. «Προσθιοπλευρική»: Αρ. 7 [Πίνακας 5: Αρ. 8], ε. «Οπισθιοπλευρική»: Αρ. 9 [Πίνακας 5: Αρ. 10]. Στην περίπτωση του Αρ. 8, το ILT εντοπίζεται κυρίως στον αορτικό αυχένα και λιγότερο στον αορτικό σάκο [Πρόσθια πλευρά = η επιφάνεια που βλέπει προς τα εμπρός (προς την κοιλιακή κοιλότητα)] .....	88

## Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1 - Πρότυπα Αναφοράς για Μετρήσεις ΑΚΑ.....	14
Πίνακας 2 – Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις Γεωμετρικών Παραμέτρων ΑΚΑ από CTA....	28
Πίνακας 3 – Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις και Εντοπισμός Ενδοαυλικού Θρόμβου από CTA .....	30
Πίνακας 4 – Σύγκριση Αυτοματοποιημένων Μετρήσεων Γεωμετρικών Παραμέτρων με Ιατρικές Κλινικές Μετρήσεις .....	73
Πίνακας 5 – Μετρήσεις Επιφάνειας επιμέρους στρωμάτων ILT και Χωρική θέση ILT στο ΑΚΑ με τη χρήση της εργαλειοθήκης Paraview .....	89
Πίνακας 6 - Διαφορές μεταξύ των βιβλιοθηκών Λογισμικού VTK και ParaView .....	123

## Λίστα Ελληνικών & Αγγλικών Όρων (Συντομογραφίες)

Ελληνικός Όρος (Συντομογραφία)	Αγγλικός Όρος (Συντομογραφία)
Αγωγός Επεξεργασίας	Pipeline
Αιματοκρίτης	Hematocrit
Αμερικανικό Ινστιτούτο Υπερήχων στην Ιατρική	The American Institute of Ultrasound in Medicine (AIUM)
Ανάλυση Πεπερασμένων Στοιχείων	Finite Element Analysis (FEA)
Ανάλυση Τάσης Τοιχώματος	Wall Stress Analysis
Ανασύνθεση Πολλαπλών Επίπεδων	Multiplanar Reconstruction (MPR)
Ανεύρυσμα Κοιλιακής Αορτής (ΑΚΑ)	Abdominal Aortic Aneurysm (AAA)
Αξονική Αγγειογραφία	Computed Tomography Angiography (CTA)
Αντιαιμοπεταλιακά	Antiplatelets
Αντιδιαβητικά	Antidiabetics
Αντιπηκτικά	Anticoagulants
Αντιυπερτασικά	Antihypertensives
Αορτογραφία	Aortography
Ασθενείς No	Patients ID
Βαθιά Μάθηση (BM)	Deep Learning (DL)
Βάρος	Weight
Γρήγορη Πορεία	Fast Marching
Διαβήτης	Diabetes
Δυσλιπιδαιμία	Dyslipidemia
Ενδαγγειακή Αποκατάσταση Ανευρύσματος	Endovascular Aneurysm Repair (EVAR)
Ενδοαυλικός Θρόμβος	Intraluminal Thrombus (ILT)
Ενδοαυλικά Μοσχεύματα	Stent Grafts
Επίπεδο-Σύνολο	Level-Set
Επιφάνεια κάτω από την Καμπύλη ROC	Area Under the Curve ROC (AUC)
Επιφανειακό Ολοκλήρωμα	Surface Integration
Εργαλειοθήκη Οπτικοποίησης	Visualization Toolkit (VTK)
Εργαλειοθήκη Αγγειακής Μοντελοποίησης	Vascular Modeling Toolkit (VMTK)
Εταιρεία Αγγειοχειρουργικής (Αμερικάνικη Ακαδημαϊκή Εταιρεία Αγγειακής Χειρουργικής)	Society for Vascular Surgery (SVS)
Εταιρεία Επεμβατικής Ακτινολογίας	Society of Interventional Radiology (SIR)

Ευρωπαϊκή Εταιρεία Αγγειοχειρουργικής	European Society for Vascular Surgery (ESVS)
Ηλικία	Age
Κάθετος	Perpendicular
Κάπνισμα	Smoking
Κεντρικά Σημεία	Centerline Points
Κεντρική Γραμμή	Centerline
Κοιλιακή Αορτή (ΚΑ)	Abdominal Aorta (AA)
Μέγιστη Εγκάρσια Διάμετρος	Maximum Transverse Diameter (MTD)
Μαγνητική Τομογραφία	Magnetic Resonance Imaging (MRI)
Μελέτες Συσχέτισης Ολόκληρου του Γονιδιώματος	Genome-Wide Association Studies (GWAS)
Μεσαίο Στρώμα	Medial Layer
Μηχανική Μάθηση (ΜΜ)	Machine Learning (ML)
Μηχανισμοί Προσοχής	Attention Mechanisms
Μορφολογική Ανάλυση (ΜΑ)	Morphological Analysis
Πακέτα-Έτη	Pack Years
Πλέγμα	Mesh
Πλήρως Συνελικτικό Δίκτυο	Fully Convolutional Network (FCN)
Προγράμματα Προσυμπτωματικού Ελέγχου	Screening Programmes
Σύνολο	Ensemble
Σύνολο Σειράς	Batch
Συνελικτικό Νευρωνικό Δίκτυο	Convolutional Neural Network (CNN)
Συντελεστής Ενδοταξικής Συσχέτισης	Intraclass Correlation Coefficient (ICC)
Συντελεστής Ομοιότητας Dice	Dice Similarity Coefficient
Στεφανιαία Νόσος (ΣΝ)	Coronary artery disease (CAD)
Στατίνες	Statins
Στρεβλότητα	Tortuosity
Στρώμα Αυλού	Luminal Layer
Σύστημα Υποστήριξης Κλινικών Αποφάσεων (ΣΥΠΟΚΑ)	Clinical Decision Support System (CDSS)
Τέντωμα Αγγείου	Vessel-Stretch
Τρισδιάστατα Μοντέλα	Three-Dimensional (3D) Models
Τοιχωματικό Στρώμα	Abluminal Layer

Υπερνεφρική Γωνία	Suprarenal Angle
Υπέρταση	Hypertension
Υπολογιστική Ρευστοδυναμική	Computational Fluid Dynamics (CFD)
Υπονεφρική Γωνία	Infrarenal Angle
Ύψος	Height
Φύλο	Sex
Χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια (ΧΑΠ)	Chronic obstructive pulmonary disease (COPD)
Ψηφιακό Δίδυμο Αορτής (ΨηφιΔΑ)	Aortic Digital Twin

## Περίληψη

Το Παραδοτέο με τίτλο «Π4.2 Εργαλείο μορφολογικής ανάλυσης ΑΚΑ» αποτελεί το ερευνητικό αποτέλεσμα της Εργασίας 4.2 (E4.2) της Ενότητας Εργασίας 4 (EE4) που πραγματοποιήθηκε στο πλαίσιο του έργου SAFE-AORTA, το οποίο χρηματοδοτείται από το Ταμείο Ανάκαμψης και Ανθεκτικότητας (Πρόγραμμα: «Ελλάδα 2.0 ΕΘΝΙΚΟ ΣΧΕΔΙΟ ΑΝΑΚΑΜΨΗΣ ΚΑΙ ΑΝΘΕΚΤΙΚΟΤΗΤΑΣ», Δράση: «Εμβληματικές δράσεις σε διαθεματικές επιστημονικές περιοχές με ειδικό ενδιαφέρον για την σύνδεση με τον παραγωγικό ιστό» (ID 16618), Κωδικός ΟΠΣ: ΤΑ 5149305).

Συγκεκριμένα, στο πλαίσιο του έργου SAFE-AORTA, με σκοπό την ανάπτυξη ενός Συστήματος Υποστήριξης Κλινικών Αποφάσεων (ΣΥΠΟΚΑ) για την ακριβή πρόβλεψη της μορφολογικής εξέλιξης και της πιθανότητας ρήξης ανευρύσματος κοιλιακής αορτής (ΑΚΑ), η EE4 εστίασε στην ανάπτυξη του Ψηφιακού Διδύμου Αορτής (ΨηφιΔΑ) για τους ασθενείς που πάσχουν από ΑΚΑ. Ειδικότερα, **η E4.2 επικεντρώθηκε στην ανάπτυξη του Εργαλείου Μορφολογικής Ανάλυσης ΑΚΑ**, δηλαδή στην ανάπτυξη λογισμικού για την αυτοματοποιημένη εξαγωγή γεωμετρικών παραμέτρων (διαμέτρων, μηκών, γωνίας, όγκου στρεβλότητας). Επιπλέον, στο πλαίσιο της E4.2 διερευνήθηκε ο ρόλος απλών γεωμετρικών μετρήσεων του ενδοαυλικού θρόμβου (επιφάνειες στρωμάτων ενδοαυλικού θρόμβου), σε όσες περιπτώσεις ΑΚΑ εμφανίζεται, ως πιθανών προγνωστικών παραγόντων.

Συνοπτικά, στο πλαίσιο της E4.2: i) καταγράφηκαν αρχικά οι εξειδικευμένες απαιτήσεις της μορφολογικής ανάλυσης (βλ. Παραδοτέο Π2.1), ii) περιγράφηκαν λεπτομερώς τα εργαλεία οπτικοποίησης, κάποια από τα οποία χρησίμευσαν στην ανάπτυξη του Εργαλείου Μορφολογικής Ανάλυσης ΑΚΑ (Vascular Modeling Toolkit - VMTK) και τη διερεύνηση του ενδοαυλικού θρόμβου (Paraview) (βλ. παράρτημα Α) και iii) διενεργήθηκαν εργασίες για τον μορφολογικό χαρακτηρισμό πραγματικών μοντέλων ΑΚΑ.

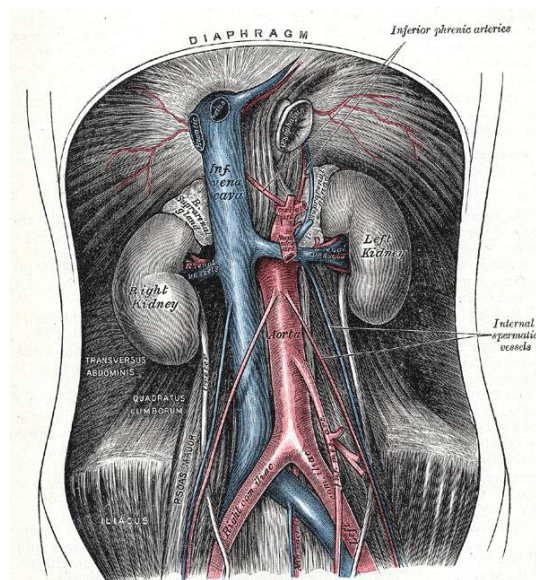
Συγκεκριμένα, τα STL αρχεία που δημιουργήθηκαν στο πλαίσιο της Εργασίας 4.1 (μονάδα επεξεργασίας εικόνας) από εικόνες αξονικής τομογραφίας ασθενών με ΑΚΑ, και περιλαμβάνουν 3D μοντέλα αυλού, ΑΚΑ και ενδοαυλικού θρόμβου (3D μοντέλα, batch 1), αποτέλεσαν την είσοδο της μορφολογικής ανάλυσης. Στα πρώτα στάδια της ανάλυσης καθορίστηκε ο τρόπος υπολογισμού της κεντρικής γραμμής και εντοπίστηκε το σημείο διχασμού της αορτής, απ' όπου εκφύονται οι κοινές λαγόνιες αρτηρίες. Στη συνέχεια, σχεδιάστηκαν και άρχισαν να δοκιμάζονται διάφορα σενάρια για την ανάπτυξη μιας προσέγγισης που θα επιτρέπει την αυτοματοποιημένη εξαγωγή ενός συνόλου μορφολογικών χαρακτηριστικών ΑΚΑ, λαμβάνοντας υπόψη σχετικά βιβλιογραφικά στοιχεία. Μέσα από τη σταδιακή ανάπτυξη της αυτοματοποιημένης προσέγγισης - με την εφαρμογή μαθηματικών εξισώσεων και μιας αυτόματης διαδικασίας βασισμένης στο VMTK (συλλογή βιβλιοθηκών λογισμικού ανοιχτού κώδικα για αγγειακή μοντελοποίηση) - κατέστη δυνατή η λήψη ποσοτικών μετρήσεων από τα τρισδιάστατα μοντέλα. Συνολικά, υπολογίστηκαν οι ακόλουθοι εννέα μορφολογικοί παράγοντες: μέγιστη διάμετρος αυλού, μέγιστη διάμετρος ΑΚΑ, διάμετρος λαιμού (αυχένα) στο μέσο σημείο, διάμετρος αριστερής λαγόνιας αρτηρίας στο μέσο σημείο, διάμετρος δεξιάς λαγόνιας αρτηρίας στο μέσο σημείο, μήκος λαιμού, μήκος ΑΚΑ, γωνία  $\beta$  και στρεβλότητα. Η αυτοματοποιημένη προσέγγιση εκτελέστηκε με επιτυχία σε σύνολο 29 STL αρχείων ασθενών. Η επικύρωση των αποτελεσμάτων, και συγκεκριμένα των εξατομικευμένων γεωμετριών ΑΚΑ που λήφθηκαν μέσω της αυτοματοποιημένης προσέγγισης, πραγματοποιήθηκε μέσω σύγκρισης με τις κλινικές μετρήσεις των ιατρών που βασίζονται σε ειδικά πρότυπα αναφοράς, σε κάθε ενδιάμεσο και στο τελικό στάδιο ανάπτυξης

του Εργαλείου μορφολογικής ανάλυσης ΑΚΑ. Παράλληλα, υπολογίστηκαν ημι-αυτόματα οι γεωμετρίες των επιφανειών των στρωμάτων του ενδοαυλικού θρόμβου (εσωτερικό και μεσαίο/κοιλιακό) μέσα από τη χρήση του εργαλείου Paraview, ενός εργαλείου ανοιχτού κώδικα για ανάλυση δεδομένων και οπτικοποίηση.

Συνεπώς, τον πυρήνα του Παραδοτέου 4.2, για τους σκοπούς του έργου SAFE-AORTA, αποτελεί το Εργαλείο μορφολογικής ανάλυσης ΑΚΑ, μια αυτοματοποιημένη προσέγγιση που αναπτύχθηκε στο πλαίσιο της Εργασίας 4.2 για τη λήψη ποσοτικών μετρήσεων 13 μορφολογικών παραγόντων από τρισδιάστατα μοντέλα ΑΚΑ.

# 1. Εισαγωγή

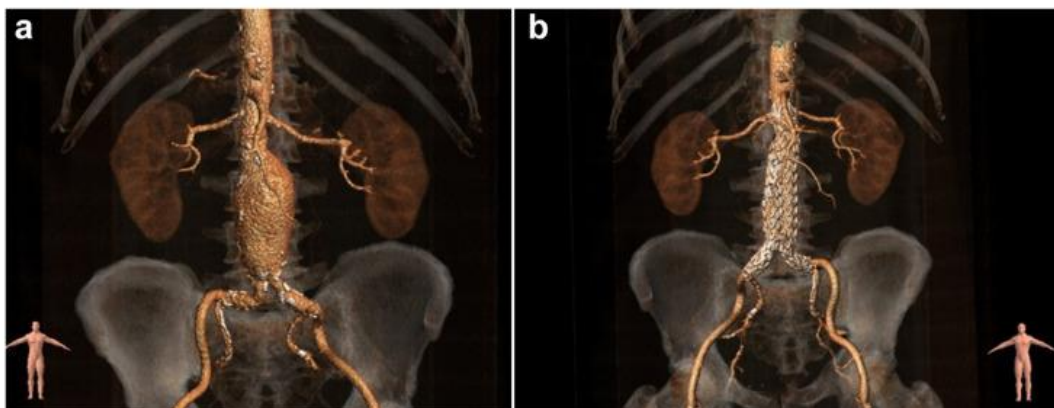
Η κοιλιακή αορτή (ΚΑ), είναι τμήμα της αορτής, της μεγάλης ελαστικής αρτηρίας του ανθρώπινου σώματος που έχει διάμετρο περίπου 3cm στη ρίζα της (ακριβώς κατά την έκφυσή της από την αριστερή κοιλία) και χαρακτηρίζεται από την ικανότητα να διαστέλλεται και να υποχωρεί σε ακολουθία με την καρδιά για να διανέμει αίμα στο σώμα (Καραμανίδη ΜΓ, 2021; Hensley & Urchurh, 2022). Η ΚΑ είναι η προέκταση της θωρακικής αορτής στο κοιλιακό διαμέρισμα, βρίσκεται πρόσθια του κάτω χείλους του 12<sup>ου</sup> θωρακικού σπονδύλου και κατέρχεται πρόσθια της σπονδυλικής στήλης (κάτω από το διάφραγμα), καταλήγοντας στο επίπεδο του 4<sup>ου</sup> οσφυϊκού σπονδύλου, συνήθως αριστερά της μέσης γραμμής, με το διχασμό της στις δύο κοινές λαγόνιες αρτηρίες στο ύψος της οσφύς (Εικόνα 1). Ως κύρια αρτηρία, παρέχει αίμα στα κοιλιακά όργανα και τα κάτω άκρα, διαδραματίζοντας ζωτικό ρόλο στη διατήρηση της συστηματικής κυκλοφορίας (Shah & Khan, 2025; Çetinok, 2025). Λόγω των εκτεταμένων φυσιολογικών της λειτουργιών, οι παθολογίες που την επηρεάζουν, όπως τα ανευρύσματα κοιλιακής αορτής (ΑΚΑ), συνιστούν σημαντικές κλινικές προκλήσεις (Cho et al., 2023).



Εικόνα 1 – Ανατομικές σχέσεις μεταξύ των οπισθοπεριτοναϊκών οργάνων. Ανάμεσά τους διακρίνονται η κοιλιακή αορτή και οι κοινές λαγόνιες αρτηρίες. Henry Vandyke Carter, Δημόσιος Τομέας, μέσω Wikimedia Commons (Shah & Khan, 2025)

Κανονικά, η ΚΑ έχει διάμετρο περίπου 2 cm, αλλά αυτές οι διαστάσεις μπορεί να ποικίλλουν παρουσία αγγειακών παθολογιών. Παθήσεις όπως το ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής χαρακτηρίζονται από προοδευτική διεύρυνση και δομική αποδυνάμωση του τοιχώματος του αγγείου. Το ΑΚΑ χαρακτηρίζεται από ανώμαλη διαστολή της κοιλιακής αορτής και μπορεί να εκτοπίσει γειτονικές ανατομικές δομές όπως η κάτω κοίλη φλέβα και το τρίτο μέρος του δωδεκαδακτύλου (Çetinok, 2025). Ειδικότερα, **το ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής ορίζεται ως διάμετρος αορτής που υπερβαίνει τα 3 cm** (Grant et al., 2015; Kessler et al., 2022), ενώ **εναλλακτικοί ορισμοί το περιγράφουν ως εντοπισμένη διαστολή τουλάχιστον 1,5 φορές μεγαλύτερη από τη φυσιολογική διάμετρο της αορτής στο επίπεδο των νεφρικών αρτηριών** (Song et al., 2023). Χωρίς κατάλληλη αντιμετώπιση (Εικόνα 2), η παθολογική αυτή διαστολή ενέχει υψηλό κίνδυνο καταστροφικής ρήξης, καθιστώντας επιτακτική την έγκαιρη

ανίχνευση και παρέμβαση για τη βελτίωση της υγείας των ασθενών (Kyparissis et al., 2025, Mavridis et al., 2024).



**Εικόνα 2 - Τρισδιάστατη ανακατασκευή με αξονική τομογραφία ενός ΑΚΑ 70 mm: (a) πριν και (b) μετά την ενδαγγειακή θεραπεία (Accarino et al., 2022)**

Λόγω της ασυμπτωματικής τους φύσης πριν τη ρήξη, η επικράτηση των ΑΚΑ είναι αξιοσημείωτα υψηλή, επηρεάζοντας το 4–8% των ατόμων σε μελέτες προσυμπτωματικού ελέγχου, κυρίως άνδρες άνω των 60 ετών (Adam et al., 2021). Τα ανευρύσματα αυτά συνήθως ανιχνεύονται τυχαία ή κατά τη διάρκεια ρουτίνας προσυμπτωματικού ελέγχου. Οι κύριοι παράγοντες κινδύνου περιλαμβάνουν προχωρημένη ηλικία, ανδρικό φύλο, κάπνισμα και οικογενειακό ιστορικό (Sakalihan et al., 2005). Η επίπτωση αυξάνεται σημαντικά με την ηλικία, από 1,3% στους άνδρες 55–64 ετών έως 22,0% σε εκείνους ηλικίας 85 ετών και άνω (Gallego-Colón et al., 2021). Το ποσοστό θνησιμότητας που σχετίζεται με τη ρήξη είναι δραματικά υψηλό, κυμαινόμενο από 70% έως 90%, ιδίως όταν συμβαίνει εκτός νοσοκομειακού περιβάλλοντος (Adam et al., 2021, Lindquist Liljeqvist, 2020).

Η κατανόηση της παγκόσμιας επικράτησης των ΑΚΑ αποτελεί κρίσιμο παράγοντα για τη βελτιστοποίηση των υπηρεσιών υγειονομικής περίθαλψης και τον μετριασμό της θνησιμότητας από ραγέντα ανευρύσματα (Song et al., 2023). Η έγκαιρη ανίχνευση και η συστηματική παρακολούθηση είναι καίριας σημασίας, καθώς η σιωπηλή φύση των ανευρυσμάτων συχνά οδηγεί σε διάγνωση μόνο μετά από σοβαρές επιπλοκές, όπως η ρήξη. Συνεπώς, η έγκαιρη αναγνώριση περιπτώσεων που παρουσιάζουν τάση ρήξης επιτρέπει την εκτέλεση άμεσων επειγουσών χειρουργικών παρεμβάσεων πριν την εμφάνιση ρήξης που απειλεί τη ζωή ή την ενεργή λήψη κατάλληλης συντηρητικής αντιμετώπισης σε περιπτώσεις αδυναμίας χειρουργικής θεραπείας (Lin et al., 2023).

Τα τρισδιάστατα (3D) μοντέλα αποτελούν έναν πρωτοποριακό νέο τρόπο απεικόνισης και ανάλυσης της πολύπλοκης μορφολογίας των ΑΚΑ, επιτρέποντας ακριβείς μετρήσεις και απαραίτητους χαρακτηρισμούς για την κλινική αξιολόγηση και τον σχεδιασμό θεραπευτικών παρεμβάσεων (Kyparissis et al., 2025). Τα 3D μοντέλα διευκολύνουν τη βαθύτερη κατανόηση της εξέλιξης του ανευρύσματος και του κινδύνου ρήξης μέσω λεπτομερούς μορφομετρικής ανάλυσης, πέρα από τις απλές μετρήσεις της διαμέτρου (AlMijalli, 2021). Τέτοιες εξειδικευμένες γεωμετρικές και μορφολογικές αξιολογήσεις είναι κρίσιμες για την πρόβλεψη του κινδύνου ρήξης, ο οποίος συσχετίζεται άμεσα με τη διάμετρο του ανευρύσματος, καθώς και για τον σχεδιασμό χειρουργικών παρεμβάσεων, βελτιώνοντας την υγεία των ασθενών (Domonkos et al., 2019, Mix et al., 2017). Η ενσωμάτωση τρισδιάστατης μοντελοποίησης στην κλινική πράξη υπερβαίνει την παραδοσιακή δισδιάστατη απεικόνιση, παρέχοντας

ολοκληρωμένη, ποσοτική βάση για την αξιολόγηση της μορφολογίας του ανευρύσματος, απαραίτητη για την καθοδήγηση θεραπευτικών αποφάσεων (Adam et al., 2021).

Η μέγιστη διάμετρος παραμένει ο σημαντικότερος προγνωστικός δείκτης του κινδύνου ρήξης, με τις **κατευθυντήριες οδηγίες** να συνιστούν επιδιόρθωση για **ανευρύσματα που υπερβαίνουν τα 55 mm στους άνδρες και τα 50 mm στις γυναίκες ή αυξάνονται περισσότερο από 10 mm εντός ενός έτους** (Adam et al., 2021, Lin et al., 2023). Πρόσφατες έρευνες, ωστόσο, υποδεικνύουν ότι τα καθιερωμένα αυτά όρια ενδέχεται να είναι συντηρητικά, με τα βέλτιστα μεγέθη επιδιόρθωσης να είναι πιθανώς υψηλότερα σύμφωνα με σύγχρονα δεδομένα και ποσοστά ρήξης (Columbo et al., 2024). Παρά τις κατευθυντήριες οδηγίες, η απρόβλεπτη φύση της ανάπτυξης και ρήξης του ανευρύσματος αναδεικνύει τους περιορισμούς της διαμέτρου ως μοναδικού προγνωστικού παράγοντα, οδηγώντας σε συνεχιζόμενη έρευνα για ακριβέστερες προγνωστικές μετρήσεις (Alblas et al., 2026; Ren et al., 2019).

Παράμετροι όπως ο όγκος του ανευρύσματος και το πάχος του ενδοαυλικού θρόμβου, αν και δεν έχουν υιοθετηθεί καθολικά, αναγνωρίζονται όλο και περισσότερο για τη δυνατότητά τους στην αξιολόγηση της ανάπτυξης και του κινδύνου ρήξης, προσφέροντας πληρέστερη εκτίμηση από τη μέγιστη διάμετρο της αορτής μόνο (Koncar et al., 2023). Η σημασία του ενδοαυλικού θρόμβου εκτείνεται πέρα από την απλή παρουσία του, καθώς τα χαρακτηριστικά του, συμπεριλαμβανομένου του όγκου και της οργάνωσης, έχουν συσχετιστεί με την επέκταση του ανευρύσματος και την αυξημένη καταπόνηση του τοιχώματος (Zhu et al., 2020). Κατά συνέπεια, προηγμένες τεχνικές απεικόνισης και υπολογιστικά μοντέλα εξερευνώνται για τον καλύτερο χαρακτηρισμό αυτών των παραγόντων και τη βελτίωση της πρόβλεψης του κινδύνου ρήξης (Nana et al., 2021).

Τα ψηφιακά δίδυμα των ΑΚΑ αντιπροσωπεύουν μια προηγμένη προσέγγιση, επιτρέποντας τη δημιουργία εξαιρετικά εξατομικευμένων και δυναμικών υπολογιστικών μοντέλων που μπορούν να προσομοιώσουν το πολύπλοκο εμβιομηχανικό περιβάλλον του ανευρύσματος κάθε μεμονωμένου ασθενούς (Alblas et al., 2026). Τα εξελιγμένα αυτά μοντέλα ενσωματώνουν εξατομικευμένα ανατομικά και φυσιολογικά δεδομένα, επιτρέποντας εις βάθος ανάλυση της δυναμικής της ροής του αίματος, της κατανομής της καταπόνησης του τοιχώματος και των πιθανών τροχιών ανάπτυξης (Bagheri Rajeonj et al., 2025). Η ικανότητα αυτή υπερβαίνει τη στατική απεικόνιση, προσφέροντας ένα προγνωστικό εργαλείο που ενσωματώνει ποικίλα δεδομένα ασθενούς, συμπεριλαμβανομένων απεικονιστικών δεδομένων και κλινικού ιστορικού, για να προβλέψει τη συμπεριφορά του ανευρύσματος υπό διάφορες φυσιολογικές συνθήκες (Teraa & Hazenberg, 2024). Τέτοια εξατομικευμένα μοντέλα παρέχουν μια 'πλατφόρμα' για εικονικό πειραματισμό με διαφορετικές θεραπευτικές προσεγγίσεις, στοχεύοντας έτσι στη βελτιστοποίηση της φροντίδας των ασθενών μέσα από τον προσδιορισμό της αποτελεσματικότερης στρατηγικής παρέμβασης (Lin et al., 2023).

Η ενσωμάτωση ψηφιακών διδύμων στις κλινικές ροές εργασίας διευκολύνει την προληπτική διαχείριση κινδύνου, επιτρέποντας στους κλινικούς ιατρούς να παρακολουθούν μεταβολές στη μορφολογία του ανευρύσματος και τις εμβιομηχανικές ιδιότητες στην πάροδο του χρόνου, διαμορφώνοντας εξατομικευμένα πρωτόκολλα επιτήρησης. Παρότι οι υπολογιστικές μέθοδοι χαρακτηρίζονται ως αρκετά υποσχόμενες στην εκτίμηση της δυνατότητας ρήξης των ΑΚΑ, μια πραγματικά αξιόπιστη μέθοδος για την αξιολόγηση του κινδύνου ρήξης - ειδική για τον ασθενή - παραμένει δυσεύρετη (Qiu et al., 2019). Η πρόκληση αυτή οφείλεται κυρίως στην ακανόνιστη και ασυνεχή φύση της ανάπτυξης του ανευρύσματος, καθώς και στις πολύπλοκες εμβιομηχανικές αλληλεπιδράσεις εντός του αορτικού τοιχώματος που δεν αποτυπώνονται

πλήρως από τις τρέχουσες αναλύσεις ή τα απλοποιημένα μοντέλα (Kyriarissis et al., 2025, Siika et al., 2023). Αυτοί οι περιορισμοί υπογραμμίζουν την ανάγκη για πιο εξελιγμένες υπολογιστικές μεθοδολογίες, όπως μοντέλα αλληλεπίδρασης ρευστού-δομής, που ενσωματώνουν δυναμική ρευστών και δομική μηχανική για ακριβέστερη αναπαράσταση των συνθηκών *in vivo* και των εμβιομηχανικών δυνάμεων που δρουν στο τοίχωμα του ανευρύσματος (Ramazanli et al., 2025).

Η ενσωμάτωση τεχνολογίας υψηλής απόδοσης και αρχών μηχανικής μάθησης, σε συνδυασμό με λεπτομερή παθοφυσιολογικά δεδομένα, υπόσχεται να βελτιώσει την απόδοση και την ανθεκτικότητα των μοντέλων πρόβλεψης ρήξης (Liljeqvist, 2020). Ωστόσο, η εγγενής πολυπλοκότητα αυτών των προηγμένων υπολογιστικών μοντέλων, που συχνά απαιτούν εκτεταμένους υπολογιστικούς πόρους και εξειδικευμένη τεχνογνωσία, αποτελεί σημαντικό εμπόδιο στην ευρεία ενσωμάτωσή τους στην κλινική πρακτική ρουτίνας (Guest et al., 2025).

Η έρευνα που πραγματοποιήθηκε στο πλαίσιο του SAFE-AORTA στόχευσε στην υπέρβαση αυτών των περιορισμών μέσω της ανάπτυξης και επικύρωσης αναδρομικής και προοπτικής προηγμένης ανάλυσης και της δημιουργίας ενός εξελιγμένου μοντέλου μηχανικής μάθησης (Σύστημα Υποστήριξης Κλινικών Αποφάσεων - ΣΥΠΟΚΑ) για την πρόβλεψη ρήξης των ΑΚΑ, που ενσωματώνει εξατομικευμένα γεωμετρικά, εμβιομηχανικά και κλινικά δεδομένα ασθενών για να ενισχύσει την ακρίβεια των προβλέψεων ρήξης (Lindquist Liljeqvist, 2020, Ramazanli et al., 2025).

## 1.1 Σκοπός του Παραδοτέου

Σκοπός του παραδοτέου είναι η παρουσίαση των αποτελεσμάτων της Εργασίας 4.2 (Μονάδα μορφολογικής ανάλυσης), η οποία πραγματοποιήθηκε στο πλαίσιο της ΕΕ4. Η εργασία αυτή στόχευε στη μορφολογική ανάλυση των ΑΚΑ, προκειμένου να διερευνηθούν οι γεωμετρικές μεταβλητές που επηρεάζουν την αιμοδυναμική και, κατ' επέκταση, την πιθανότητα ρήξης και μορφολογικής μετεξέλιξής τους.

Το παραδοτέο 4.2 επικεντρώνεται στην ανάπτυξη του Εργαλείου Μορφολογικής Ανάλυσης ΑΚΑ, μια αυτοματοποιημένη προσέγγιση που αναπτύχθηκε ειδικά για τους σκοπούς του έργου SAFE-AORTA στο πλαίσιο της Εργασίας 4.2, και επιτρέπει τη λήψη ποσοτικών μετρήσεων 13 μορφολογικών παραγόντων (διαμέτρων, μηκών, γωνιότητας, στρεβλότητας, όγκου) από τρισδιάστατα μοντέλα.

Ειδικότερα, οι βασικοί στόχοι που επιτεύχθηκαν στο παραδοτέο 4.2 είναι οι ακόλουθοι:

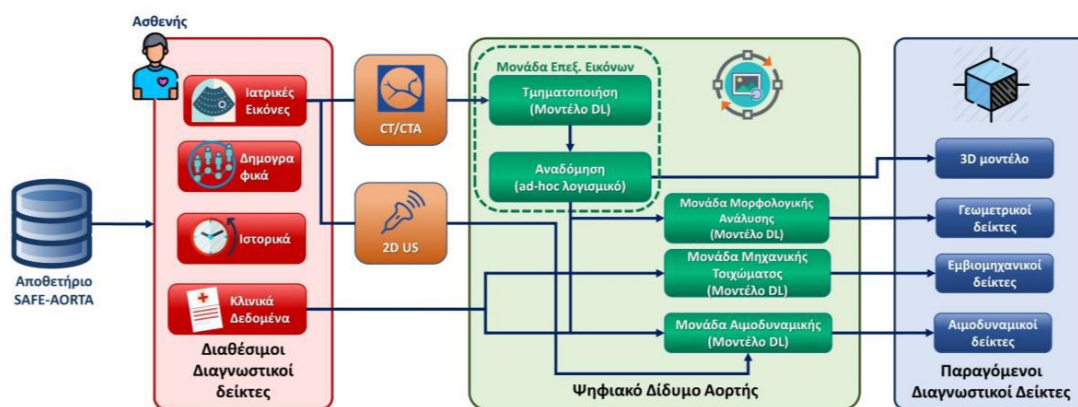
- ✓ Ανάπτυξη αυτοματοποιημένης προσέγγισης: Εργαλείο μορφολογικής ανάλυσης ΑΚΑ.
  - Εύρεση σχετικών βιβλιογραφικών αναφορών.
  - Εύρεση κατάλληλων εργαλείων μορφολογικής ανάλυσης σε συνδυασμό με την Εργασία 2.2 και το Π2.1.
  - Χρήση της συλλογής βιβλιοθηκών λογισμικού ανοιχτού κώδικα για αγγειακή μοντελοποίηση (Vascular Modeling Toolkit - VMTK).
  - Εφαρμογή κατάλληλων μαθηματικών εξισώσεων.
  - Ανάπτυξη αυτόματης διαδικασίας.
  - Καθορισμός του τρόπου υπολογισμού της κεντρικής γραμμής.

- Καθορισμός του σημείου διχασμού της αορτής, απ' όπου εκφύονται οι κοινές λαγόνιες αρτηρίες.
- Θέσπιση κριτηρίου για τη μέγιστη διάμετρο ΑΚΑ.
- Θέσπιση κριτηρίου για τον διαχωρισμό αριστερής και δεξιάς κοινής λαγόνιας αρτηρίας.
- Δοκιμές σε διαθέσιμα 3D μοντέλα αυλού και ΑΚΑ που δημιουργήθηκαν στο πλαίσιο της 4.1 (STL αρχεία) από CT εικόνες 10 ασθενών με ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής (3D models, batch1).
- ✓ Ανάπτυξη ημι-αυτόματης προσέγγισης: Μορφολογική ανάλυση ενδοαυλικού θρόμβου.
  - Ανάπτυξη ημι-αυτόματης διαδικασίας με τη χρήση του εργαλείου Paraview, ενός εργαλείου ανοιχτού κώδικα για ανάλυση δεδομένων και οπτικοποίηση.
  - Δοκιμές σε διαθέσιμα 3D μοντέλα ενδοαυλικού θρόμβου που δημιουργήθηκαν στο πλαίσιο της 4.1 (STL αρχεία) από CT εικόνες 9 ασθενών με ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής (3D models, batch1).
- ✓ Διενέργεια μορφολογικού χαρακτηρισμού εξατομικευμένων 3D μοντέλων αυλού και ΑΚΑ.
  - Υπολογισμός κεντρικής γραμμής με τη χρήση VMTK (βάσει STL αρχείου αυλού ή STL αρχείου ΑΚΑ, όταν δεν είναι διαθέσιμο το STL αρχείο αυλού).
    - Υπολογισμός σημείου διχασμού αορτής με τη χρήση VMTK, και βελτιστοποίηση.
    - Υπολογισμός μέγιστης διαμέτρου αυλού (όταν είναι διαθέσιμο το STL αρχείο αυλού).
    - Υπολογισμός μέγιστης διαμέτρου ΑΚΑ.
    - Υπολογισμός μέγιστης διαμέτρου λαιμού (αυχένα).
    - Υπολογισμός μήκους λαιμού.
    - Υπολογισμός μήκους ΑΚΑ.
    - Υπολογισμός μέγιστης διαμέτρου αριστερής λαγόνιας αρτηρίας.
    - Υπολογισμός μέγιστης διαμέτρου δεξιάς λαγόνιας αρτηρίας.
    - Υπολογισμός γωνίας  $\beta$ .
    - Υπολογισμός στρεβλότητας.

Ο υπολογισμός των μηκών, διαμέτρων και άλλων γεωμετρικών παραγόντων που βασίζονται στη διάμετρο γίνεται βάσει χαρακτηριστικών της κεντρικής γραμμής.

  - Υπολογισμός όγκου ενδοαυλικού θρόμβου.
- ✓ Διενέργεια μορφολογικού χαρακτηρισμού εξατομικευμένων 3D μοντέλων ενδοαυλικού θρόμβου: Επιφάνειες στρωμάτων ενδοαυλικού θρόμβου.

- Υπολογισμός επιφάνειας εσωτερικού στρώματος ενδοαυλικού θρόμβου.
- Υπολογισμός επιφάνειας μεσαίου/κοιλιακού στρώματος ενδοαυλικού θρόμβου.
- ✓ Επικύρωση αποτελεσμάτων αυτοματοποιημένης προσέγγισης ΑΚΑ.
  - Σύγκριση με κλινικές μετρήσεις ιατρών που βασίζονται σε ειδικά πρότυπα αναφοράς.
- ✓ Στατιστική ανάλυση των ποσοτικών μετρήσεων που εξήχθησαν από την αυτοματοποιημένη προσέγγιση.
- ✓ Παράδοση του λογισμικού ‘Εργαλείο μορφολογικής ανάλυσης ΑΚΑ’ (python: **SharePoint του SAFE-AORTA**).
- ✓ Παράδοση των συγκεντρωτικών αποτελεσμάτων των μετρήσεων.
- ✓ Παράδοση στοιχείων σύνδεσης της μορφολογικής μονάδας με τις υπόλοιπες δομικές μονάδες του Ψηφιακού Διδύμου Αορτής (ΨηφιΔΑ) και οδηγιών χρήσης για την εκτέλεση του Εργαλείου μορφολογικής ανάλυσης ΑΚΑ.



Εικόνα 3 - Σχηματική αναπαράσταση των μονάδων του ψηφιακού διδύμου αορτής και των δεδομένων εισόδου-εξόδου τους (Έργο SAFE-AORTA)

Στο μεσαίο τμήμα της Εικόνας 3 διακρίνεται η **μονάδα μορφολογικής ανάλυσης**, που αποτελεί το 2ο δομικό στοιχείο του ΨηφιΔΑ, το οποίο έχει οριστεί στο πλαίσιο του έργου ως «ένα πακέτο λογισμικού αποτελούμενο από μοντέλα Βαθιάς Μάθησης (Deep Learning - DL) που τροφοδοτείται με ιατρικά δεδομένα και παράγει το 3D μοντέλο του ΑΚΑ, καθώς και περαιτέρω μη επεμβατικούς διαγνωστικούς δείκτες που σχετίζονται με τη μορφολογία, την αιμοδυναμική και την μηχανική του αορτικού τοιχώματος».

Με γνώμονα τον βασικό στόχο του SAFE-AORTA, που ήταν η ανάπτυξη του ΣΥΠΟΚΑ για την ακριβή πρόβλεψη της μορφολογικής εξέλιξης και της πιθανότητας ρήξης των ΑΚΑ, η ΕΕ4 είχε ως στόχο την ανάπτυξη του ΨηφιΔΑ για ασθενείς που πάσχουν από ΑΚΑ - που αποτελεί τον πυρήνα του ΣΥΠΟΚΑ (Εικόνα 3), παρέχοντας τους μη επεμβατικούς βιοδείκτες – με την Εργασία 4.2. να στοχεύει στην ανάπτυξη λογισμικού για την αυτοματοποιημένη εξαγωγή των γεωμετρικών παραμέτρων ΑΚΑ που πραγματεύεται το παρόν παραδοτέο.

## 1.2 Δομή του Εγγράφου

Ολοκληρώνοντας την εισαγωγή του Π4.2, το υπόλοιπο παραδοτέο δομείται ως εξής:

Το *Κεφάλαιο 2* αναφέρεται συνοπτικά στον επιπολασμό, την αιτιολογία, τη διάγνωση και την παρακολούθηση των ΑΚΑ, καθώς και τους συναφείς κινδύνους και τη θεραπευτική τους αντιμετώπιση.

Το *Κεφάλαιο 3* περιγράφει συνοπτικά τη μορφολογία των ΑΚΑ συμπεριλαμβανομένου του ενδοαυλικού θρόμβου, και παρουσιάζει τις μετρήσεις των γεωμετρικών παραμέτρων.

Το *Κεφάλαιο 4* παρουσιάζει μια σύντομη θεωρητική ανασκόπηση των αυτοματοποιημένων μετρήσεων ΑΚΑ συμπεριλαμβανομένου του ενδοαυλικού θρόμβου, που προκύπτουν από απεικονιστικές μεθόδους (αξονική αγγειογραφία (CTA)).

Το *Κεφάλαιο 5* αναφέρεται στα τρισδιάστατα μοντέλα και τα ψηφιακά δίδυμα.

Το *Κεφάλαιο 6* περιγράφει τα εργαλεία μορφολογικής ανάλυσης και οπτικοποίησης που χρησιμοποιήθηκαν στην ανάλυση των τρισδιάστατων (3D) μοντέλων στο πλαίσιο του έργου **SAFE-AORTA**.

Το *Κεφάλαιο 7* περιγράφει τη μορφολογική ανάλυση των 3D μοντέλων του αυλού και του ΑΚΑ που ακολουθείται για την παροχή 13 αυτοματοποιημένων μετρήσεων παρέχοντας μια ολοκληρωμένη εικόνα της **αυτοματοποιημένης μεθοδολογικής προσέγγισης της μονάδας της μορφολογικής ανάλυσης** που αναπτύχθηκε και υλοποιήθηκε στο πλαίσιο του έργου **SAFE-AORTA**.

Το *Κεφάλαιο 8* περιγράφει το Εργαλείο μορφολογικής ανάλυσης ΑΚΑ και τις οδηγίες χρήσης.

Το *Κεφάλαιο 9* περιγράφει την ημι-αυτόματη προσέγγιση που ακολουθείται για την ανάλυση των 3D μοντέλων του ενδοαυλικού θρόμβου στο έργο **SAFE-AORTA**. Περιγράφει τις παραμέτρους του εργαλείου Paraview και τα βήματα που ακολουθούνται για την ανάλυση των στρωμάτων του ενδοαυλικού θρόμβου.

Το *Κεφάλαιο 10* αναφέρεται στα συμπεράσματα που προέκυψαν από την υλοποίηση της αυτοματοποιημένης προσέγγισης και της ημι-αυτόματης προσέγγισης στο πλαίσιο του έργου **SAFE-AORTA**.

Στο *Κεφάλαιο 11* παρατίθενται οι βιβλιογραφικές πηγές που αναφέρθηκαν στα προηγούμενα κεφάλαια του παρόντος Παραδοτέου 4.2.

Το *Κεφάλαιο 12* είναι το *Παράρτημα Α* που παρουσιάζει μια ανασκόπηση των εργαλείων μορφολογικής ανάλυσης και οπτικοποίησης, βάσει της οποίας αναδείχθηκαν τα κατάλληλα εργαλεία και οι βιβλιοθήκες λογισμικού ανοικτού κώδικα, τα οποία στη συνέχεια χρησιμοποιήθηκαν για την ανάπτυξη του Εργαλείου της μορφολογικής ανάλυσης ΑΚΑ (VMTK), αλλά και τη διερεύνηση του ενδοαυλικού θρόμβου (Paraview) στο πλαίσιο του έργου **SAFE-AORTA**.

Το *Κεφάλαιο 13* είναι το *Παράρτημα Β* που παρουσιάζει τα αναλυτικά δημογραφικά και κλινικά στοιχεία των ασθενών, από τους οποίους προήλθαν τα απεικονιστικά δεδομένα για τη μορφολογική ανάλυση των 3D προ-κατατμημένων μοντέλων (ΑΚΑ και ενδοαυλικού θρόμβου (ILT)) στο πλαίσιο του έργου **SAFE-AORTA**.

Το *Κεφάλαιο 14* είναι το *Παράρτημα Γ* που παρουσιάζει τη σύγκριση διαφορετικών κριτηρίων διαχωρισμού του αορτικού αυχένα με τον ανευρυσματικό σάκο.

## 2. Ανεύρυσμα Κοιλιακής Αορτής: Επιπολασμός, Διάγνωση, Παρακολούθηση, Κίνδυνοι, Θεραπεία

Το ανεύρυσμα της κοιλιακής αορτής (ΑΚΑ) αποτελεί μία από τις σημαντικότερες παθολογικές καταστάσεις του καρδιαγγειακού συστήματος, με σοβαρές συνέπειες για τη δημόσια υγεία. Η έγκαιρη διάγνωση, η συστηματική παρακολούθηση και η ακριβής μορφολογική ανάλυση του ανευρύσματος αποτελούν κρίσιμους παράγοντες για την πρόληψη της ρήξης και την επιλογή της κατάλληλης θεραπευτικής προσέγγισης (Chaikof et al., 2018). Η ανάπτυξη των απεικονιστικών τεχνολογιών και των υπολογιστικών μεθόδων έχει επιτρέψει την αυτοματοποιημένη ανάλυση της γεωμετρίας του ΑΚΑ, προσφέροντας νέες δυνατότητες στην κλινική πράξη (Raffort et al., 2020).

### 2.1 Κοιλιακή Αορτή και ΑΚΑ

Η κοιλιακή αορτή αποτελεί τη συνέχεια της κατιούσας θωρακικής αορτής και εκτείνεται από το αορτικό τμήμα του διαφράγματος, στο επίπεδο του μεσοσπονδύλιου δίσκου που παρεμβάλλεται μεταξύ του 12ου θωρακικού (Θ12) και του 1ου οσφυϊκού σπονδύλου (Ο1), έως τον διχασμό της στις δύο κοινές λαγόνιες αρτηρίες, στο ύψος περίπου του 4ου οσφυϊκού σπονδύλου (Ο4). Το μέσο μήκος της ΚΑ είναι περίπου 13 εκ. και η φυσιολογική της διάμετρος είναι περίπου 2 cm (1,8-2,2 cm). Η ΚΑ είναι το κύριο αιμοφόρο αγγείο στην κοιλιακή κοιλότητα και ο κύριος ρόλος της είναι να μεταφέρει οξυγονωμένο αίμα από τη θωρακική κοιλότητα στα όργανα εντός της κοιλιάς και στα κάτω άκρα<sup>1,2</sup>.

Το ανεύρυσμα της κοιλιακής αορτής ορίζεται ως η μόνιμη διάταση του αγγειακού τοιχώματος με διάμετρο που υπερβαίνει 1.5 φορά τη φυσιολογική διάμετρο του αγγείου ή απόλυτη διάμετρο μεγαλύτερη των 3 cm (Evans et al., 1992). Η πλειονότητα των ΑΚΑ εντοπίζεται υποδιαφραγματικά, κάτω από τις νεφρικές αρτηρίες, και χαρακτηρίζεται από προοδευτική αύξηση της διαμέτρου με την πάροδο του χρόνου (Sakalihan et al., 2018). Αυτή η παθολογική διάταση μπορεί να οδηγήσει σε σοβαρές κλινικές επιπλοκές, συμπεριλαμβανομένης της ρήξης με υψηλό ποσοστό θνησιμότητας (Akkoyun et al., 2021; de Hoop et al., 2020).

Η παθοφυσιολογία του ΑΚΑ περιλαμβάνει σύνθετες μηχανικές και βιολογικές διεργασίες που οδηγούν σε εξασθένηση του αορτικού τοιχώματος. Η απώλεια της δομικής ακεραιότητας των ελαστικών ινών, η φλεγμονώδης διήθηση, η αποδόμηση της εξωκυττάριας θεμέλιας ουσίας από μεταλλοπρωτεϊνάσες και η οξειδωτική καταπόνηση συμβάλλουν στην εξέλιξη της νόσου (Golledge et al., 2023; Golledge et al., 2006).

### 2.2 Επιδημιολογία και Αιτιολογία

Η συχνότητα εμφάνισης των ανευρυσμάτων της κοιλιακής αορτής έχει αυξηθεί κατά τη διάρκεια των τελευταίων δεκαετιών, εν μέρει λόγω της γήρανσης του πληθυσμού, της αύξησης του αριθμού των καπνιστών, της εισαγωγής προγραμμάτων προσυμπτωματικού ελέγχου και της βελτίωσης των διαγνωστικών εργαλείων.

---

<sup>1</sup><https://radiopaedia.org/articles/abdominal-aorta-1>. Abdominal aorta. Article, 21 July 2025. Accessed on 26 August 2025.

<sup>2</sup><https://teachmeanatomy.info/abdomen/vasculature/arteries/aorta/>. The Aorta. Teach me Anatomy. Accessed on 26 August 2025.

Ανάμεσα στις πολλές αιτίες διαστολής των ανευρυσμάτων, ένας μικρός αριθμός ανευρυσμάτων κοιλιακής αορτής είναι άμεση συνέπεια συγκεκριμένων αιτιών όπως τραύματος, οξείας λοίμωξης, χρόνιας λοίμωξης (φυματίωση), φλεγμονωδών ασθενειών και διαταραχών του συνδετικού ιστού. Έτσι, τα περισσότερα ανευρύσματα κοιλιακής αορτής ονομάζονται μη ειδικά. Επιπλέον, επειδή το ΑΚΑ σχετίζεται πάντα με σοβαρή αθηροσκληρωτική βλάβη του αορτικού τοιχώματος, θεωρείται παραδοσιακά συνέπεια της αθηροσκλήρωσης (Sakalihasan et al., 2005).

### **2.2.1 Επιδημιολογία**

Ο επιπολασμός του ΑΚΑ στον γενικό πληθυσμό ποικίλλει ανάλογα με την ηλικία, το φύλο και τους παράγοντες κινδύνου. Σε άνδρες ηλικίας άνω των 65 ετών, ο επιπολασμός κυμαίνεται μεταξύ 4-8%, ενώ στις γυναίκες της ίδιας ηλικιακής ομάδας είναι σημαντικά χαμηλότερος, περίπου 1-2% (Lederle et al., 1997; Kent et al., 2010). Η συχνότητα ανίχνευσης ΑΚΑ αυξάνεται σημαντικά με την ηλικία, με την υψηλότερη επίπτωση να παρατηρείται σε άτομα άνω των 75 ετών. Οι άνδρες άνω των 65 ετών αντιπροσωπεύουν σημαντικό αριθμό των θανάτων που σχετίζονται με το ΑΚΑ, με ποσοστό θνησιμότητας ρήξης έως 80% (Niklas et al., 2022).

Η επικράτηση των ΑΚΑ ποικίλλει σημαντικά γεωγραφικά, με την περιοχή του Δυτικού Ειρηνικού να καταγράφει την υψηλότερη (1,31%) και την Αφρικανική περιοχή τη χαμηλότερη (0,33%) (Song et al., 2023). Στην Ευρώπη, τα ποσοστά κυμαίνονται από 4,2% έως 7,8% μεταξύ ανδρών και 0,6% έως 1,4% μεταξύ γυναικών ηλικίας 65 ετών και άνω (Kessler et al., 2022).

Η θνησιμότητα από ρήξη ΑΚΑ παραμένει υψηλή παρά τις εξελίξεις στη θεραπεία. Η προεγχειρητική θνησιμότητα από ρήξη ΑΚΑ προσεγγίζει το 50%, ενώ η συνολική θνησιμότητα μετά από ρήξη φτάνει το 80-90% (Moll et al., 2011; Nawrocka et al., 2023). Παγκοσμίως, τα ανευρύσματα αορτής ήταν υπεύθυνα για περίπου 167.249 θανάτους το 2017, με τυποποιημένο κατά ηλικία ποσοστό θανάτου 2,19 ανά 100.000 άτομα, κατατάσσοντάς τα μεταξύ των 15 κορυφαίων αιτιών καρδιαγγειακής θνησιμότητας παγκοσμίως (Cetinok, 2025).

Αυτές οι δημογραφικές διακυμάνσεις και τα στατιστικά στοιχεία υπογραμμίζουν τη σημασία των προγραμμάτων προσυμπτωματικού ελέγχου σε ομάδες υψηλού κινδύνου, όπως αυτό που προσφέρεται στο Ηνωμένο Βασίλειο για άνδρες στο 65ο έτος τους (Salt & Bown, 2024).

Αξίζει να τονιστεί ότι στις κλινικές κατευθυντήριες οδηγίες συχνά παραβλέπονται οι διαφορές φύλου στην εξέλιξη και τον κίνδυνο ρήξης. Τα ποσοστά ρήξης είναι τέσσερις φορές υψηλότερα στις γυναίκες, επηρεάζοντας δνητικά την υγεία των ασθενών (Gao et al., 2020). Οι τρέχουσες κατευθυντήριες οδηγίες για παρέμβαση βασίζονται συνήθως σε κριτήριο μέγιστης διαμέτρου 55 mm, αλλά συνιστάται χαμηλότερο όριο 50 mm για τις γυναίκες λόγω του αυξημένου κινδύνου (Chung et al., 2024; Lindquist Liljeqvist et al., 2021).

### **2.2.2 Αιτιολογία**

Η αιτιολογία του ΑΚΑ είναι πολυπαραγοντική και περιλαμβάνει γενετικούς, περιβαλλοντικούς και αιμοδυναμικούς παράγοντες. Το κάπνισμα αποτελεί τον ισχυρότερο τροποποιήσιμο παράγοντα κινδύνου, αυξάνοντας την πιθανότητα ανάπτυξης ΑΚΑ κατά 4-5 φορές (Lederle et al., 2000). Άλλοι σημαντικοί παράγοντες κινδύνου περιλαμβάνουν την υπέρταση, τη δυσλιπιδαιμία, το θετικό οικογενειακό ιστορικό και το ανδρικό φύλο (Sweeting et al., 2012).

Η γενετική προδιάθεση φαίνεται να διαδραματίζει σημαντικό ρόλο, καθώς περίπου 20% των ασθενών με ΑΚΑ έχουν οικογενειακό ιστορικό της νόσου (Johansen & Koepsell, 1986). Μελέτες συσχέτισης ολόκληρου του γονιδιώματος (Genome-Wide Association Studies - GWAS) έχουν εντοπίσει πολυμορφισμούς που σχετίζονται με αυξημένο κίνδυνο ΑΚΑ, συμπεριλαμβανομένων γονιδίων που κωδικοποιούν πρωτεΐνες του εξωκυττάριου μητρώματος και φλεγμονώδεις διαμεσολαβητές (Jones et al., 2017).

## 2.3 Διάγνωση και Παρακολούθηση

**Η διάγνωση του ΑΚΑ καθιερώνεται όταν η διάμετρος της αορτής φτάνει ή υπερβαίνει τα 3,0 cm, ή επιδεικνύει τουλάχιστον 50% αύξηση σε σύγκριση με τη φυσιολογική διάμετρο στο επίπεδο των νεφρικών αρτηριών, η οποία συνήθως μετρά περίπου 2,0 cm** (Aggarwal et al., 2011; Kim et al., 2023). Η έγκαιρη ανίχνευση είναι εξαιρετικά κρίσιμη, καθώς τα ΑΚΑ είναι συχνά ασυμπτωματικά έως τη ρήξη, καθιστώντας την τακτική παρακολούθηση ζωτικής σημασίας για πληθυσμούς υψηλού κινδύνου (Miller et al., 2020).

Ιστορικά, η κύρια μέθοδος μη επεμβατικής διάγνωσης ήταν η ψηλάφηση κατά τη φυσική εξέταση (Liu et al., 2024). Στην εποχή μας, η διάγνωση του ΑΚΑ βασίζεται κυρίως σε απεικονιστικές τεχνικές. Απεικονιστικές μέθοδοι όπως ο υπέρηχος, η αξονική τομογραφία και η μαγνητική τομογραφία χρησιμοποιούνται για την αρχική διάγνωση και την επακόλουθη επιτήρηση της ανάπτυξης του ανευρύσματος (Kim et al., 2023).

Πάνω από 65% των ανιχνευμένων ανευρυσμάτων είναι ασυμπτωματικά, ανακαλυπτόμενα τυχαία κατά τη διάρκεια άσχετων ιατρικών εξετάσεων ή μέσω προγραμμάτων προσυμπτωματικού ελέγχου (Avril, 2018).

### 2.3.1 Απεικονιστικές Μέθοδοι

Ο υπερηχογραφικός έλεγχος κοιλίας αποτελεί τη μέθοδο εκλογής για την αρχική ανίχνευση και τη συστηματική παρακολούθηση των ανευρυσμάτων, λόγω της υψηλής ευαισθησίας (94-100%), της μη επεμβατικής φύσης και του χαμηλού κόστους (Long et al., 2005). Ωστόσο, η ακρίβειά του μπορεί να επηρεαστεί από την παχυσαρκία, το μετεωρισμό και την εμπειρία του εξεταστή.

Η αξονική αγγειογραφία (Computed Tomography Angiography - CTA) θεωρείται η χρυσή μέθοδος για την αξιολόγηση της μορφολογίας του ΑΚΑ, την ακριβή μέτρηση των διαστάσεών του και τον προεγχειρητικό σχεδιασμό (Fillinger et al., 2002). Η CTA παρέχει λεπτομερή απεικόνιση του αυλού του αγγείου, του ενδοαυλικού θρόμβου, του αορτικού τοιχώματος και των ανατομικών σχέσεων με τα γειτονικά όργανα και αγγεία.

Η μαγνητική τομογραφία (Magnetic resonance imaging - MRI) αποτελεί εναλλακτική επιλογή σε ασθενείς με νεφρική ανεπάρκεια ή αντένδειξη για ιωδιούχο σκιαγραφικό, παρέχοντας παρόμοια διαγνωστική ακρίβεια (Sprouse et al., 2004).

### 2.3.2 Στρατηγικές Παρακολούθησης

Όπως αναφέρθηκε, οι απεικονιστικές τεχνικές χρησιμοποιούνται και στη σειριακή επιτήρηση της ανάπτυξης του ανευρύσματος (Kedwai et al., 2025; Yavarimanesh et al., 2022).

Η συχνότητα παρακολούθησης των ΑΚΑ εξαρτάται από τη μέγιστη διάμετρο του ανευρύσματος και το ρυθμό ανάπτυξής του. Σύμφωνα με τις διεθνείς κατευθυντήριες οδηγίες, ανευρύσματα με διάμετρο 3.0-3.9 cm συνιστάται να παρακολουθούνται με υπερηχογραφία

ετησίως, ανευρύσματα 4.0-4.9 cm κάθε 6 μήνες, και ανευρύσματα 5.0-5.4 cm κάθε 3-6 μήνες (Chaikof et al., 2018).

Ο μέσος ρυθμός ανάπτυξης του ΑΚΑ είναι περίπου 2-3 mm ετησίως, αν και παρατηρείται σημαντική διακύμανση μεταξύ των ασθενών (Brady et al., 2004). Ο ρυθμός ανάπτυξης αποτελεί σημαντικό προγνωστικό δείκτη και επηρεάζεται από τη διάμετρο του ανευρύσματος, δηλαδή συχνά επιταχύνεται καθώς το ανεύρυσμα αυξάνεται σε μέγεθος (Humphrey & Taylor, 2008).

Η τακτική παρακολούθηση είναι απαραίτητη, δεδομένου του υψηλού ποσοστού θνησιμότητας που σχετίζεται με τη ρήξη, το οποίο μπορεί να φτάσει το 80-90% σε οξείες καταστάσεις (Nawrocka et al., 2023). Οι προηγμένες απεικονιστικές μέθοδοι επιτρέπουν λεπτομερή απεικόνιση της μορφολογίας του ανευρύσματος, συμπεριλαμβανομένης της μέγιστης διαμέτρου, η οποία είναι βασική παράμετρος για την αξιολόγηση του κινδύνου ρήξης και τον σχεδιασμό της παρέμβασης (Miller et al., 2020; Tikhvinsky et al., 2024).

Το τρέχον πρωτόκολλο επιτήρησης συνήθως επιβάλλει παρακολούθηση έως ότου το ανεύρυσμα φτάσει τα 5,5 cm σε διάμετρο, ένα όριο που έχει συζητηθεί λόγω περιπτώσεων ρήξης σε μικρότερα ανευρύσματα (Zhang et al., 2020). Αυτό υπογραμμίζει τους περιορισμούς του να βασίζεται κανείς αποκλειστικά στη μέγιστη διάμετρο ως προγνωστικό δείκτη.

## 2.4 Κίνδυνοι και Θεραπευτική Αντιμετώπιση

Αν και το συμβατικό κριτήριο για παρέμβαση είναι μέγιστη διάμετρος 5,5 cm για άνδρες και 5,0 cm για γυναίκες ή ρυθμός ανάπτυξης που υπερβαίνει το 1 cm ετησίως, σημαντικό ποσοστό ρήξεων συμβαίνει σε ανευρύσματα μικρότερα από αυτά τα όρια, ενώ πολύ μεγαλύτερα ανευρύσματα παραμένουν σταθερά (Bruder et al., 2020; Jamshidian et al., 2025). Μεταξύ 7% και 23,4% των μικρότερων ΑΚΑ ρήγνυνται με διαμέτρους κάτω από το καθιερωμένο όριο, καθιστώντας αναγκαία την επανεκτίμηση των τρεχουσών κλινικών κατευθυντήριων οδηγιών (Chung et al., 2024).

### 2.4.1 Κίνδυνος Ρήξης

Ο κίνδυνος ρήξης του ΑΚΑ αυξάνεται εκθετικά με τη διάμετρο του ανευρύσματος. Για ανευρύσματα με διάμετρο κάτω των 5 cm, ο ετήσιος κίνδυνος ρήξης είναι περίπου 0.5-1%, ενώ για ανευρύσματα 5-6 cm ανέρχεται στο 3-15% και για ανευρύσματα άνω των 7 cm υπερβαίνει το 30% (Brown & Powell, 1999).

Εκτός από τη διάμετρο, άλλοι παράγοντες που επηρεάζουν τον κίνδυνο ρήξης περιλαμβάνουν το γυναικείο φύλο, το κάπνισμα, την υπέρταση, τον ταχύ ρυθμό ανάπτυξης και ορισμένα μορφολογικά χαρακτηριστικά όπως η ασυμμετρία και η παρουσία 'σακοειδών συστατικών' (saccular components) (Vorp et al., 1998).

Πρόσφατες έρευνες έχουν δείξει ότι η μέγιστη διάμετρος από μόνη της δεν αποτελεί ιδανικό δείκτη πρόβλεψης της ρήξης. Εμβιομηχανικές αναλύσεις που υπολογίζουν την κατανομή των μηχανικών τάσεων στο αορτικό τοίχωμα (wall stress analysis) έχουν δείξει ότι η μέγιστη τάση του τοιχώματος και η μηχανική καταπόνηση του τοιχώματος συσχετίζονται ισχυρότερα με τον κίνδυνο ρήξης σε σχέση με τη διάμετρο (Fillinger et al., 2003; Vande Geest et al., 2006; Enevoldsen et al., 2012).

#### 2.4.2 Θεραπευτικές Επιλογές

Η θεραπευτική αντιμετώπιση του ΑΚΑ περιλαμβάνει τη συντηρητική παρακολούθηση για μικρά ανευρύσματα και την επεμβατική θεραπεία για ανευρύσματα υψηλού κινδύνου. Η επεμβατική θεραπεία, σύμφωνα με τις τρέχουσες κατευθυντήριες οδηγίες, ενδείκνυται γενικά για ανευρύσματα με διάμετρο μεγαλύτερη των 5,5 cm σε άνδρες και 5,0 cm σε γυναίκες, ή για ανευρύσματα με ταχύ ρυθμό ανάπτυξης ( $>0,5$  cm σε 6 μήνες) ή συμπτωματικά ανευρύσματα (Chaikof et al., 2018).

Οι δύο κύριες επεμβατικές μέθοδοι είναι η ανοικτή χειρουργική αποκατάσταση και η ενδαγγειακή αποκατάσταση ανευρύσματος (Endovascular Aneurysm Repair - EVAR) (Golledge et al., 2006). Η ανοικτή χειρουργική επέμβαση περιλαμβάνει την αντικατάσταση του ανευρυσματικού τμήματος με συνθετικό μόσχευμα και παραμένει η μέθοδος εκλογής για νεότερους ασθενείς χωρίς σημαντικές συννοσηρότητες (Greenhalgh et al., 2004). Η EVAR, που εισήχθη στη δεκαετία του 1990, προσφέρει μια λιγότερο επεμβατική εναλλακτική λύση με χαμηλότερη περιεγχειρητική θνητότητα και μειωμένους χρόνους ανάρρωσης αλλά απαιτεί συστηματική απεικονιστική παρακολούθηση λόγω του κινδύνου ενδοδιαρροών και άλλων επιπλοκών (EVAR Trial Participants, 2005; Jalalzadeh et al., 2019).

Η προγραμματισμένη επιδιόρθωση, είτε ανοικτή είτε ενδαγγειακή, φέρει εγγενείς κινδύνους, συμπεριλαμβανομένων ποσοστών θνησιμότητας που ποικίλλουν ανάλογα με τις συννοσηρότητες των ασθενών και την πολυπλοκότητα της χειρουργικής επέμβασης (Bruder et al., 2020; Lipp et al., 2020). Για ασθενείς χαμηλού κινδύνου με ευνοϊκό προσδόκιμο ζωής, η EVAR προσφέρει σημαντικά οφέλη, ενώ άτομα υψηλού κινδύνου με μικρότερο προσδόκιμο ζωής ενδέχεται να μην βιώνουν τα ίδια πλεονεκτήματα στα τρέχοντα όρια διαμέτρου (Meuli et al., 2022).

### 3. Μορφολογία ΑΚΑ: Ορισμοί και Μετρήσεις Γεωμετρικών Παραμέτρων

Η πολύπλοκη γεωμετρία ενός ΑΚΑ—συμπεριλαμβανομένης της διαμέτρου, του μήκους, της καμπυλότητας, καθώς και της παρουσίας και κατανομής του ενδοαυλικού θρόμβου που αποτελούν βασικά μορφολογικά χαρακτηριστικά—επηρεάζει την καταπόνηση του τοιχώματος και τον κίνδυνο ρήξης (Miller et al., 2020). Οι διακυμάνσεις στην εκκεντρότητα και την καμπυλότητα μπορούν να αλλάξουν σημαντικά τα αιμοδυναμικά πρότυπα, οδηγώντας σε τυρβώδη ροή αίματος και αυξημένες καταπονήσεις του τοιχώματος (Wang et al., 2024). Επιπλέον, η χωρική κατανομή και ο όγκος του ενδοαυλικού θρόμβου αναγνωρίζονται ως κρίσιμα μορφολογικά χαρακτηριστικά που επηρεάζουν την τοπική παραμόρφωση και τις εμβιομηχανικές ιδιότητες του τοιχώματος του ανευρύσματος (Tikhvinsky et al., 2024).

#### 3.1 Μορφολογικά Χαρακτηριστικά ΑΚΑ

Η μορφολογία του ΑΚΑ παρουσιάζει σημαντική ετερογένεια μεταξύ των ασθενών. Τα περισσότερα ανευρύσματα χαρακτηρίζονται από σακκοειδή ή ατρακτοειδή διάταση, με το τοίχωμα να παρουσιάζει ανομοιόμορφο πάχος και ασύμμετρη γεωμετρία (Vorp, 2007). Η παρουσία ενδοαυλικού θρόμβου παρατηρείται στο 75-80% των ΑΚΑ και μπορεί να καταλαμβάνει σημαντικό μέρος του όγκου του ανευρύσματος (Biasetti et al., 2011).

#### 3.2 Ορισμοί και Μετρήσεις Γεωμετρικών Παραμέτρων ΑΚΑ

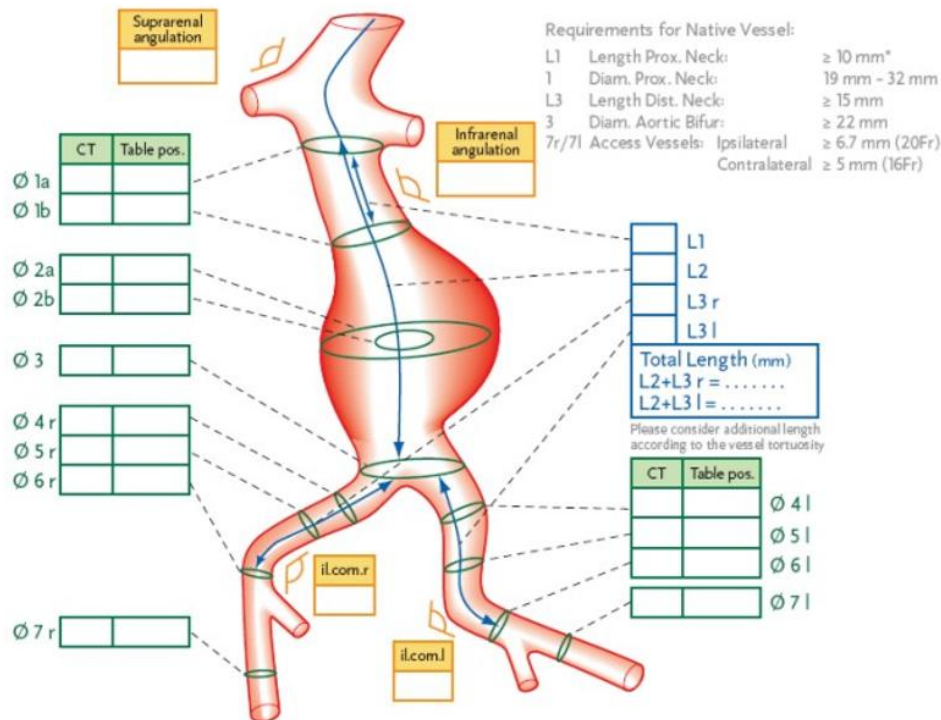
Τα τυποποιημένα πρωτόκολλα μέτρησης για τις γεωμετρικές παραμέτρους είναι απαραίτητα για συνεπή στρωματοποίηση κινδύνου και συγκριτική ανάλυση σε διαφορετικές ομάδες ασθενών και κλινικές μελέτες (Akkoyun et al., 2021).

Η ακριβής και αναπαραγώγιμη ποσοτικοποίηση αυτών των παραμέτρων—συμπεριλαμβανομένης της μέγιστης διαμέτρου, του όγκου και της ελικοειδούς πορείας—είναι κρίσιμη για την αξιολόγηση του κινδύνου ρήξης και την καθοδήγηση των θεραπευτικών αποφάσεων.

##### 3.2.1 Πρότυπα Αναφοράς

Οι ιατρικές οδηγίες για τη μέτρηση του ΑΚΑ απαιτούν ακριβείς μετρήσεις με χρήση αξονικής αγγειογραφίας και τεχνικών πολλαπλών επίπεδων ανασύνθεσης (Multiplanar Reconstruction - MPR) ή 3D λογισμικού, βασισμένες συχνά στην κεντρική γραμμή.

Η τυποποιημένη μέτρηση των γεωμετρικών παραμέτρων του ΑΚΑ είναι απαραίτητη για την ακριβή διάγνωση, την παρακολούθηση και τον προεγχειρητικό σχεδιασμό ενδαγγειακής αποκατάστασης (Εικόνα 4).



Εικόνα 4 - Ενδεικτικό παράδειγμα πρωτοκόλλου μετρήσεων βασικών ανατομικών χαρακτηριστικών υπονεφρικού ΑΚΑ (*Endurant AAA stent-graft sizing protocol, Endurant™ AAA stent-graft system IFU, Medtronic, Santa-Rosa, CA, USA*) (Χατζέλας, 2023)

Διάφοροι επιστημονικοί φορείς και εταιρείες αγγειοχειρουργικής και ακτινολογίας έχουν προτείνει κατευθυντήριες οδηγίες για την τυποποίηση αυτών των μετρήσεων (Πίνακας 1).

Πίνακας 1 - Πρότυπα Αναφοράς για Μετρήσεις ΑΚΑ

Οργανισμός	Κύριες Συστάσεις	Μεθοδολογία Μέτρησης
<i>Society for Vascular Surgery (SVS)</i> ( <i>Chaikof et al., 2018</i> )	Χρήση κάθετων τομών στο κέντρο του αυλού	Μέγιστη διάμετρος σε κάθετο επίπεδο
<i>European Society for Vascular Surgery (ESVS)</i> ( <i>Wanhainen et al., 2024</i> )	Τυποποιημένη ορολογία για EVAR	Διάμετρος από εξωτερικό-σε-εξωτερικό
<i>Society of Interventional Radiology (SIR)</i> ( <i>Walker et al., 2010</i> )	Κεντρικές γραμμές αυλού (centerlines)	Τρισδιάστατες ανακατασκευές

Οι παρακάτω ορισμοί βασίζονται κυρίως σε κατευθυντήριες οδηγίες των αρμόδιων εταιρειών καθώς και σε γενικές αρχές και πρότυπα που χρησιμοποιούνται για τον σχεδιασμό της ενδαγγειακής αποκατάστασης.

### 3.2.2 Κεντρική Γραμμή

Η **κεντρική γραμμή** (centerline) είναι μια καμπύλη γραμμή που ακολουθεί το **κέντρο του αυλού του αγγείου**.

Η κεντρική γραμμή ξεκινά συνήθως στην **υπονεφρική αορτή**, κάτω από τις νεφρικές αρτηρίες, διασχίζει το ανεύρυσμα και συνεχίζει στις **κοινές λαγόνιες αρτηρίες**, συνήθως μέχρι τη διακλάδωσή τους.

Η ανάλυση της κεντρικής γραμμής, η οποία μπορεί να είναι ημι-αυτόματη ή πλήρως αυτόματη, είναι θεμελιώδης για την επίτευξη ακριβών και αναπαραγωγίμων μετρήσεων, ειδικά σε ελικοειδείς αγγειακές ανατομίες. Αυτή η τεχνική περιλαμβάνει την υπολογιστική εξαγωγή μιας κεντρικής διαδρομής (κεντρική γραμμή) μέσω του αυλού του αγγείου, κάθετα στην οποία μπορούν να μετρηθούν με ακρίβεια οι εγκάρσιες διάμετροι (Rengier et al., 2009). Το λογισμικό υπολογίζει την κεντρική γραμμή συνδέοντας προκαθορισμένα σημεία εκκίνησης, στη συνέχεια υπολογίζει εγκάρσια επίπεδα εικόνας κάθετα στην πορεία του αγγείου και τέλος τμηματοποιεί το αγγείο καθορίζοντας τα όρια του αυλού (Rengier et al., 2009). Οι μετρήσεις μήκους εκτελούνται επίσης αξιόπιστα κατά μήκος αυτής της υπολογισμένης κεντρικής γραμμής, προσφέροντας μια πιο ακριβή προσέγγιση σε σύγκριση με τη συναρμολόγηση πολλαπλών ευθειών μετρήσεων από αναδιαμορφώσεις πολλαπλών επιπέδων (MPR), η οποία μπορεί να είναι χρονοβόρα και ανακριβής (Rengier et al., 2009). Η ημι-αυτοματοποιημένη μέθοδος, δημιουργεί την κεντρική γραμμή του αυλού του ΑΚΑ και παρέχει αυτόματα εγκάρσιες τομές κάθετα σε αυτήν την κεντρική γραμμή, επιτρέποντας τον αυτόματο υπολογισμό της μέγιστης διαμέτρου μόλις επιλεγεί η τομή ενδιαφέροντος (Mora et al., 2014).

Η **κεντρική γραμμή** αποτελεί τη βάση για όλες τις ακριβείς μετρήσεις στην ενδαγγειακή αποκατάσταση.

### 3.2.3 Διάμετροι: Ορισμοί και Μετρήσεις

Οι **βασικές διάμετροι** υπολογίζονται σε πολλαπλά σημεία του αορτικού λαιμού, στο μέγιστο μέγεθος του ανευρύσματος, και στις λαγόνιες αρτηρίες. **Οι διάμετροι πρέπει να μετρώνται σε επίπεδο κάθετο (perpendicular) προς την κεντρική γραμμή**, καθώς αυτή διορθώνει τη γωνίωση του αγγείου (Subramaniam et al., 2019; AIUM, 2021).

#### Μέγιστη Διάμετρος Αυλού

Η μέγιστη διάμετρος του αυλού μετράται ως η μεγαλύτερη απόσταση μεταξύ των εσωτερικών τοιχωμάτων του αγγείου σε επίπεδο κάθετο στην κεντρική γραμμή ροής του αίματος. Αυτή η μέτρηση είναι σημαντική για την αξιολόγηση του αποτελεσματικού διαθέσιμου χώρου για τη ροή του αίματος και για τον προεγχειρητικό σχεδιασμό της EVAR (Truijers et al., 2009).

Μετά την επιτυχή τμηματοποίηση του αυλού, το λογισμικό ανάλυσης κεντρικής γραμμής μπορεί να υπολογίσει στη συνέχεια και να εμφανίσει αυτόματα τις ελάχιστες, μέγιστες και μέσες διαμέτρους του τμηματοποιημένου αυλού σε εγκάρσια επίπεδα εικόνας που αναδιαμορφώνονται κάθετα στην κεντρική γραμμή (Rengier et al., 2009). Αυτή η δυνατότητα επιτρέπει τον ταχύ και ακριβή προσδιορισμό της εγκάρσιας γεωμετρίας εντός οποιουδήποτε δεδομένου αορτικού τμήματος. Εμπορικές λύσεις λογισμικού, όπως το syngo.CT Vascular Analysis της Siemens Healthineers<sup>3</sup>, ενσωματώνουν χαρακτηριστικά για γρήγορη και

<sup>3</sup><https://www.siemens-healthineers.com/computed-tomography/ct-clinical-applications/syngo-ct-vascular-analysis>

αξιόπιστη αξιολόγηση του αυλού των αγγείων και την αυτόματη καταχώριση των μετρηθέντων διαμέτρων σε πρότυπα σχεδιασμού.

### **Μέγιστη Διάμετρος Αορτικού Αυχένα**

Ο αορτικός αυχέννας ορίζεται ως το τμήμα της αορτής μεταξύ της κατώτερης νεφρικής αρτηρίας και της έναρξης της ανευρυσματικής διάτασης (Sternbergh et al., 2002). Αυτή η μέτρηση καθορίζεται συχνά με αξονική αγγειογραφία, η οποία παρέχει λεπτομερείς τρισδιάστατες ανατομικές πληροφορίες για ακριβή προεγχειρητικό σχεδιασμό και επιλογή συσκευής (Akkoynun et al., 2021). Αυχέννας με διάμετρο 18-32 mm θεωρείται κατάλληλος για την πλειονότητα των διαθέσιμων ενδομοσχευμάτων (Sternbergh et al., 2002).

Οι αυτοματοποιημένες προσεγγίσεις μέτρησης για τη διάμετρο του αυχένα του ΑΚΑ αξιοποιούν συνήθως τις ίδιες υποκείμενες τεχνολογίες που χρησιμοποιούνται για τον κύριο σάκο του ανευρύσματος. Τα μοντέλα βαθιάς μάθησης, μέσω των δυνατοτήτων τμηματοποίησής τους, μπορούν να οριοθετήσουν το αορτικό τοίχωμα και τον αυλό στην περιοχή του αυχένα. Στη συνέχεια, χρησιμοποιείται ανάλυση κεντρικής γραμμής για την εξαγωγή ακριβών μετρήσεων διαμέτρου κάθετα στον διαμήκη άξονα του αγγείου σε αυτήν την κρίσιμη περιοχή (Rengier et al., 2009). Ορισμένες αυτοματοποιημένες λύσεις λογισμικού έχουν σχεδιαστεί για να ανιχνεύουν αυτόματα τις κύριες διακλαδώσεις που προέρχονται από την αορτή και την αορτική διχάλα, οι οποίες είναι απαραίτητα ορόσημα για τον ορισμό της περιοχής του αυχένα (Caradu et al., 2021).

Η μέγιστη διάμετρος του αυχένα είναι κρίσιμη μέτρηση, ιδιαίτερα για την ενδαγγειακή αποκατάσταση ανευρύσματος, καθώς καθορίζει την κατάλληλη διαστασιολόγηση και τοποθέτηση των ενδοαυλικών μοσχευμάτων (stent grafts) για να εξασφαλιστεί η ασφαλής εγγύς σφράγιση και η αποφυγή ενδοδιαρροών (de Donato et al., 2021). Η σωστή αξιολόγηση είναι ζωτικής σημασίας για την επιτυχία της διαδικασίας και την ασφάλεια του ασθενούς κατά την EVAR (Gao et al., 2020; Nana et al., 2021).

### **Μέγιστη Διάμετρος ΑΚΑ**

Η μέγιστη διάμετρος του ΑΚΑ είναι ευρέως αποδεκτός προγνωστικός παράγοντας και αποτελεί την κύρια παράμετρο για την αξιολόγηση του κινδύνου ρήξης και τη λήψη θεραπευτικών αποφάσεων (Lindquist Liljeqvist et al., 2021).

Η μέγιστη διάμετρος του ανευρύσματος ορίζεται ως η μεγαλύτερη διατομή της βλάβης κάθετα στην κεντρική γραμμή (Bhagavan et al., 2018). Μετράται από εξωτερικό τοίχωμα σε εξωτερικό τοίχωμα (outer-to-outer wall) σε επίπεδο κάθετο στην κεντρική γραμμή του αγγείου (Wever et al., 2000).

Η μέγιστη εγκάρσια διάμετρος (Maximum Transverse Diameter - MTD) είναι η πιο ευρέως υιοθετημένη και κλινικά επικυρωμένη μέθοδος για την αξιολόγηση του μεγέθους του ΑΚΑ (Bagheri Rajeeoni et al., 2025). Υπάρχει ισχυρή κλινική συναίνεση ότι η μέγιστη διάμετρος της αορτής πρέπει να μετρηθεί κάθετα στον διαμήκη άξονα της αορτής, μια μέθοδος που συχνά αναφέρεται ως ορθογώνια διάμετρος<sup>1</sup>. Οι κατευθυντήριες οδηγίες της Εταιρείας Αγγειακής Χειρουργικής (SVS) του 2018 συνιστούν συγκεκριμένα τη χρήση της μέτρησης από το εξωτερικό τοίχωμα προς το εξωτερικό τοίχωμα για τη μέγιστη διάμετρο του ανευρύσματος (Chaikof et al., 2018), σηματοδοτώντας μια στροφή από τις προηγούμενες μετρήσεις από το εσωτερικό τοίχωμα προς το εσωτερικό τοίχωμα (Expert Panel on Vascular Imaging, 2024).

Οι αυτοματοποιημένοι αλγόριθμοι για τη μέτρηση της μέγιστης διαμέτρου ενσωματώνονται όλο και περισσότερο σε εμπορικές πλατφόρμες λογισμικού, όπως το syngo.CT Vascular Analysis της Siemens Healthineers<sup>3</sup>, ο αλγόριθμος της Bunkerhill Health<sup>4</sup> και το λογισμικό Viz AAA<sup>5</sup>. Το λογισμικό της Siemens παρέχει αυτόματη αξιολόγηση του αυλού και των διαμέτρων των αγγείων<sup>3</sup>. Ο αλγόριθμος της Bunkerhill ποσοτικοποιεί αυτόματα τη μέγιστη διάμετρο της κοιλιακής αορτής στο παρασκήνιο όλων των κοιλιακών CT<sup>4</sup>. Το λογισμικό Viz AAA έχει επιδείξει υψηλή ευαισθησία (87,4-90,9%) και ειδικότητα (94,1%) για τον εντοπισμό ΑΚΑ σε CECT<sup>5</sup>.

Οι ημι-αυτοματοποιημένες μέθοδοι που χρησιμοποιούν ανάλυση κεντρικής γραμμής έχουν δείξει εξαιρετική αναπαραγωγιμότητα για μετρήσεις μέγιστης διαμέτρου σε CTA, με ασυμφωνία ενδο-παρατηρητή στο 0% και ασυμφωνία δια-παρατηρητή στο 5,88%, υποδεικνύοντας σημαντικά χαμηλότερα ποσοστά ασυμφωνίας από τις αμιγώς χειροκίνητες τεχνικές (Mora et al., 2014).

Είναι σημαντικό να τονιστεί ότι η μέτρηση σε μη κάθετα επίπεδα (π.χ. μέτρηση που λαμβάνεται στο αξονικό επίπεδο, παράλληλα με τον άξονα του σώματος του ασθενούς) μπορεί να υπερεκτιμά τη διάμετρο κατά 10-20% (Pearce et al., 1993), ιδιαίτερα σε ελικοειδείς αορτές (Kontopodis et al., 2016).

Αντίθετα, η παραδοσιακή δισδιάστατη υπερηχογραφία συχνά υποεκτιμά τη μέγιστη διάμετρο, οδηγώντας σε πιθανές ανακρίβειες στην αξιολόγηση κινδύνου, ειδικά όταν συγκρίνεται με πιο προηγμένες τρισδιάστατες τεχνικές απεικόνισης που καταγράφουν την πολύπλοκη μορφολογία των ΑΚΑ πιο ολοκληρωμένα (Cho et al., 2020). Όπως αναφέρθηκε, μια διάμετρος 3,0 cm θεωρείται το όριο για απεικόνιση παρακολούθησης, ενώ η υπέρβαση των 5,5 cm συνήθως απαιτεί χειρουργική επέμβαση λόγω αυξημένου κινδύνου ρήξης (Manridis et al., 2024).

Μια άλλη προτεινόμενη μέθοδος είναι η διάμετρος της «εγγεγραμμένης σφαίρας», η οποία προσδιορίζει τη διάμετρο της μεγαλύτερης σφαίρας που μπορεί να χωρέσει μέσα στην αορτή. Αυτή η μέθοδος προσφέρει μια πιο ομαλή καμπύλη και ενδεχομένως καλύτερη συσχέτιση με τους ρυθμούς ανάπτυξης του όγκου, αν και τείνει να υποτιμά τη διάμετρο σε σύγκριση με τις παραδοσιακές αξονικές ή ορθογώνιες μεθόδους (Gharahi et al., 2015).

Η μέγιστη διάμετρος του ΑΚΑ πρέπει να αναφέρεται, αν είναι μεγαλύτερη (σύμφωνα με ορισμένα πρότυπα), ακόμα και αν δεν είναι κάθετη.

### **Μέγιστη Διάμετρος Κοινών Λαγονίων Αρτηριών**

Αυτές οι γεωμετρικές παράμετροι συνήθως προκύπτουν από την προεγχειρητική απεικόνιση, όπως η αξονική αγγειογραφία (Bachrati et al., 2023). Η μέτρηση γίνεται κάθετα στην κεντρική γραμμή (Subramaniam et al., 2019; AIUM, 2021). Οι μέγιστες αξονικές και ορθογώνιες διαμέτροι, μαζί με τις μέγιστες περιμέτρους, παρέχουν λεπτομερείς γνώσεις για τη γεωμετρία των λαγονίων αρτηριών (Akkoyun et al., 2021).

Οι αυτοματοποιημένες προσεγγίσεις μέτρησης επεκτείνονται και στις λαγόνιες αρτηρίες. Τα μοντέλα βαθιάς μάθησης, όπως το προ-εκπαιδευμένο UNet, έχουν σχεδιαστεί για να εντοπίζουν αυτόματα την αορτή και να την παρακολουθούν μέσω των αγγειακών ανωμαλιών

<sup>4</sup><https://www.bunkerhillhealth.com/resources/fda-clears-bunkerhill-aaq>

<sup>5</sup><https://evtoday.com/news/vizai-solutions-for-cerebral-aneurysm-and-aaa-detection-evaluated-in-real-world-studies>

μέχρι τη λαγόνια διχάλα (Bagheri Rajeeoni et al., 2025). Αυτή η τμηματοποίηση αποτελεί τη βάση για τις επακόλουθες μετρήσεις των διαμέτρων. Η ανάλυση της κεντρικής γραμμής, η οποία μπορεί να εξάγει μια τρισδιάστατη διακλαδιζόμενη μέση κεντρική γραμμή μέσω της υπονεφρικής αορτής και των κοινών λαγόνιων αρτηριών, χρησιμοποιείται στη συνέχεια για τον αυτόματο προσδιορισμό σημείων κατά μήκος της κεντρικής γραμμής των κοινών λαγόνιων αρτηριών, από τα οποία μπορούν να μετρηθούν οι διάμετροι (Raman et al., 2010).

Η ακριβής μέτρηση της διαμέτρου των λαγονίων αρτηριών είναι κρίσιμη για τον σχεδιασμό ενδαγγειακών παρεμβάσεων, καθώς επηρεάζει τη διαστασιολόγηση των ενδοαυλικών μοσχευμάτων και την πρόληψη επιπλοκών που σχετίζονται με τα άκρα.

Οι διακυμάνσεις στη διάμετρο μπορούν να επηρεάσουν την επιτυχία της EVAR, επηρεάζοντας την προσαρμοστικότητα του μοσχεύματος και αυξάνοντας τον κίνδυνο ενδοδιαρροών ή αποφράξεων των άκρων (Wanhainen et al., 2024). Λαγόνιες αρτηρίες με διάμετρο κάτω των 7 mm ή άνω των 20 mm μπορεί να παρουσιάζουν τεχνικές δυσκολίες (Carpenter et al., 2001).

Επομένως, η διεξοδική προεγχειρητική αξιολόγηση και των δύο λαγόνιων αρτηριών είναι απαραίτητη για τη βελτιστοποίηση των αποτελεσμάτων σε ασθενείς που υποβάλλονται σε EVAR (van Rijswijk et al., 2022).

### **3.2.4 Μήκη: Ορισμοί και Μετρήσεις**

Οι μετρήσεις μήκους γίνονται συνήθως κατά μήκος της κεντρικής γραμμής του αυλού του αγγείου.

#### **Μήκος Αορτικού Αυχένα**

Το μήκος του αορτικού αυχένα μετράται κατά μήκος της κεντρικής γραμμής από την κατώτερη νεφρική αρτηρία έως την έναρξη του ανευρύσματος. Πιο συγκεκριμένα, ως εναρκτήριο σημείο μέτρησης θεωρείται συνήθως, το επίπεδο κάτω από τη χαμηλότερη νεφρική αρτηρία (ή το επίπεδο όπου ξεκινά ο αυλός που είναι κατάλληλος για στεγανοποίηση) και τελειώνει στο σημείο όπου ο διάμετρος του αυλού αυξάνεται δραματικά και σταθερά (συνήθως >3.0 cm) και ξεκινά το ίδιο το ανεύρυσμα<sup>6</sup> (Wanhainen et al., 2024; Chaikof et al., 2002).

Οι αυτοματοποιημένες τεχνικές μέτρησης για το μήκος του αυχένα ενσωματώνονται σε ολοκληρωμένα λογισμικά ανάλυσης ΑΚΑ. Αυτές οι μέθοδοι συνδυάζουν συχνά τμηματοποίηση με βάση τη βαθιά μάθηση με ανάλυση κεντρικής γραμμής και ανίχνευση ορόσημων. Τα μοντέλα βαθιάς μάθησης εκπαιδεύονται για να ανιχνεύουν συγκεκριμένα ορόσημα, όπως η κατώτερη νεφρική αρτηρία, η οποία χρησιμεύει ως ένα κρίσιμο ανώτερο όριο για τον αυχένα του ΑΚΑ (Abdolmanafi et al., 2023). Μόλις η αορτή και οι σχετικές διακλαδώσεις της τμηματοποιηθούν και καθοριστεί μια κεντρική γραμμή, το μήκος του αυχένα μπορεί να μετρηθεί κατά μήκος αυτής της κεντρικής γραμμής μεταξύ καθορισμένων ανατομικών σημείων (Rengier et al., 2009). Ορισμένες πλήρως αυτοματοποιημένες λύσεις λογισμικού παρέχουν λεπτομερή ανάλυση των χαρακτηριστικών του υπονεφρικού ΑΚΑ, η οποία περιλαμβάνει σιωπηρά το μήκος του αυχένα, καθώς αποτελεί ζωτική παράμετρο για τον προ-εγχειρητικό σχεδιασμό (Caradu et al., 2021).

Το μήκος του αορτικού αυχένα αποτελεί το κρίσιμο μήκος στεγανοποίησης του ενδομοσχεύματος για την ενδαγγειακή αποκατάσταση. Ένα επαρκές μήκος αυχένα

<sup>6</sup> <https://evtoday.com/articles/2016-mar/exploring-evar-instructions-for-use-in-2016>

τουλάχιστον 15 mm, χωρίς σημαντική αποτιτάνωση ή θρόμβο, είναι γενικά απαραίτητο για την επαρκή σφράγιση του ενδομοσχεύματος στην EVAR, αν και τα σύγχρονα ενδομοσχεύματα μπορεί να επιτρέπουν μικρότερα μήκη (Sternbergh et al., 2002; Domanin et al., 2020). Ανεπαρκές μήκος αορτικού αυχένα ή σοβαρή γωνίωση συχνά απαιτούν πολύπλοκες ενδαγγειακές τεχνικές ή ανοικτή χειρουργική επέμβαση, υπογραμμίζοντας τη σημασία του στον προγραμματισμό της θεραπευτικής διαδικασίας (Dunhjak, 2016).

### **Μήκος ΑΚΑ**

Το συνολικό προβαλλόμενο αξονικό μήκος του ανευρύσματος, που περιλαμβάνει ολόκληρη την έκτασή του, είναι βασικό μορφολογικό χαρακτηριστικό που, μαζί με τη μέγιστη διάμετρο και το μέγεθος κάμψης της σπονδυλικής στήλης, επηρεάζει τα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά και τον κίνδυνο ρήξης (Bhagavan et al., 2018).

Το μήκος του ΑΚΑ μετράται από την έναρξη της ανευρυσματικής διάτασης (το σημείο όπου τελειώνει ο αορτικός λαιμός) έως τον διχασμό της αορτής (το επίπεδο της αορτικής διχάλας, συνήθως το κέντρο της διακλάδωσης στις κοινές λαγόνιες αρτηρίες), ακολουθώντας την κεντρική γραμμή του αγγείου. Αυτή η παράμετρος είναι σημαντική για την επιλογή της κατάλληλης διαμόρφωσης του ενδομοσχεύματος (Kratzberg et al., 2009).

Το μήκος του ΑΚΑ παρέχει ολοκληρωμένη αναπαράσταση της χωρικής έκτασης του ανευρύσματος, που είναι σημαντικός παράγοντας στην αξιολόγηση της συνολικής του μορφολογίας και του δυναμικού αναδιαμόρφωσης μετά την EVAR (He et al., 2024).

### **Μήκη Κοινών Λαγόνιων Αρτηριών**

Τα μήκη της δεξιάς και αριστερής κοινής λαγόνιας αρτηρίας μετρώνται από το επίπεδο της αορτικής διχάλας έως το επίπεδο της διακλάδωσης της κοινής λαγόνιας αρτηρίας στην έσω και έξω λαγόνια αρτηρία (Wanhainen et al., 2024; Chaikof et al., 2002).

Τα μήκη των κοινών λαγόνιων αρτηριών επηρεάζουν τη δυνατότητα εμφύτευσης του ενδομοσχεύματος και την απαιτούμενη διαμόρφωση των σκελών του (Carpenter et al., 2001).

Ανεπαρκές μήκος ή υπερβολική ελικοειδής πορεία στις λαγόνιες αρτηρίες μπορεί να οδηγήσει σε τεχνικές προκλήσεις, συμπεριλαμβανομένης της στρέβλωσης ή απόφραξης του ενδοαυλικού μοσχεύματος, θέτοντας σε κίνδυνο τη μακροπρόθεσμη επιτυχία της διαδικασίας (Pagnozzi et al., 2022).

### **Συνολικό Μήκος**

Το συνολικό μήκος μπορεί να αναφέρεται α) στο μήκος του αορτικού λαιμού και το μήκος του ανευρύσματος ή β) στο μήκος του αορτικού λαιμού, το μήκος του ανευρύσματος και τα μήκη των λαγόνιων αρτηριών (Wanhainen et al., 2024; Chaikof et al., 2002).

Ο υπολογισμός του συνολικού μήκους εξαρτάται από το ενδομόσχευμα και τη θεραπευτική στρατηγική.

### **3.2.5 Γωνίωση: Ορισμοί και Μετρήσεις**

Η μέτρηση των γωνιών είναι ζωτικής σημασίας για την επιλογή του ενδομοσχεύματος για την ενδαγγειακή αποκατάσταση και την πρόβλεψη δυσκολιών στην τοποθέτηση. Στον προεγχειρητικό σχεδιασμό για την EVAR, οι δύο βασικές γωνίες που περιγράφονται συχνά, ειδικά σε σχέση με τις ζώνες στεγανοποίησης του ενδομοσχεύματος, είναι η υπερνεφρική

γωνία άλφα ( $\alpha$ ) (Suprarenal Angle) και η υπονεφρική γωνία βήτα ( $\beta$ ) (Infrarenal Angle)<sup>6</sup> (Wanhainen et al., 2024).

### **Υπερνεφρική Γωνία Άλφα ( $\alpha$ )**

Η γωνία  $\alpha$  είναι η γωνία που σχηματίζεται στον άξονα της αορτής στο επίπεδο πάνω από τις νεφρικές αρτηρίες. Δηλαδή, η γωνία μεταξύ του κεντρικού άξονα της υπερνεφρικής αορτής και του άξονα της υπονεφρικής αορτής<sup>6</sup> (Wanhainen et al., 2024).

Αυτή η παράμετρος είναι σημαντικός δείκτης πιθανών δυσκολιών στην πλοήγηση του καθετήρα και την απελευθέρωση του ενδομοσχεύματος στον αορτικό λαιμό κατά τις ενδοαγγειακές διαδικασίες. Η μέτρηση της γωνίας άλφα μπορεί να καταδείξει την ύπαρξη μεγάλης γωνίωσης (kinking) που μπορεί να επηρεάσει τη στεγανοποίηση (van Rijswijk et al., 2022).

### **Υπονεφρική Γωνία Βήτα ( $\beta$ )**

Η γωνία  $\beta$  είναι η γωνία που σχηματίζεται μεταξύ του άξονα του αορτικού λαιμού (κάτω από τις νεφρικές αρτηρίες) και του άξονα του ανευρυσματικού σάκου<sup>6</sup> (Wanhainen et al., 2024).

Είναι η πιο κρίσιμη γωνία, καθώς η μεγάλη υπονεφρική γωνίωση ( $\geq 60^\circ$ ) στον αορτικό λαιμό μπορεί να οδηγήσει σε ανεπαρκή στεγανοποίηση του ενδομοσχεύματος, μετανάστευση του μοσχεύματος ή "εκτροπή" του μοσχεύματος κατά την απελευθέρωσή του.

### **Γωνία Καμπυλότητας - Κοινές Λαγόνιες Αρτηρίες**

Αυτή η γωνία περιγράφει την καμπυλότητα της αορτής αμέσως πριν τον διχασμό σε λαγόνιες αρτηρίες και επηρεάζει την πρόσβαση και την τοποθέτηση του ενδομοσχεύματος (Sternbergh et al., 2002).

### **3.2.6 Στρεβλότητα: Ορισμός και Μέτρηση**

Η στρεβλότητα (tortuosity) ποσοτικοποιεί το βαθμό εκτροπής του αγγείου από μια ευθεία γραμμή. Υπολογίζεται συνήθως ως ο λόγος του πραγματικού μήκους της κεντρικής γραμμής προς το ευθύγραμμο μήκος μεταξύ των άκρων (Choke et al., 2005).

Αυξημένη στρεβλότητα μπορεί να δυσχεράνει την ενδοαγγειακή πρόσβαση και να επηρεάσει την αιμοδυναμική εντός του ανευρύσματος (Doyle et al., 2009).

Η στρεβλότητα ενός ανευρύσματος, που αντανακλά το ελικοειδές και περίπλοκο σχήμα του, επηρεάζει σημαντικά την τοπική αιμοδυναμική μεταβάλλοντας τα πρότυπα ροής του αίματος, τα οποία μπορούν να συμβάλουν σε περιοχές υψηλής τάσης διάτμησης ή στασιμότητας της ροής, επηρεάζοντας τον σχηματισμό θρόμβου και τον κίνδυνο ρήξης (Lipp et al., 2020). Επιπλέον, η αυξημένη στρεβλότητα μπορεί να οδηγήσει σε αυξημένες τάσεις τοιχώματος λόγω μεταβαλλόμενων κατανομών πίεσης, επιδεινώνοντας περαιτέρω τη δυνατότητα για επέκταση του ανευρύσματος και τελική ρήξη (Fan et al., 2025). Η αυξημένη στρεβλότητα μπορεί να δυσχεράνει επίσης την ενδοαγγειακή πρόσβαση (Doyle et al., 2009).

### **3.2.7 Επιφάνειες: Ορισμοί και Μετρήσεις**

Ο ακριβής προσδιορισμός της επιφάνειας από τρισδιάστατη απεικόνιση παρέχει πιο ισχυρή βάση για εξατομικευμένη εκτίμηση κινδύνου ρήξης και σχεδιασμό θεραπείας σε σύγκριση με τις παραδοσιακές μετρήσεις που βασίζονται μόνο στη διάμετρο (de Hoop et al., 2020). Λεπτομερείς πληροφορίες σχετικά με ανατομικές παραμέτρους προσφέρουν περισσότερες

γνώσεις για ισχυρούς προγνωστικούς δείκτες της αναδιαμόρφωσης μετά την EVAR και της υποκείμενης διαδικασίας, συμβάλλοντας σε βαθύτερη κατανόηση της συμπεριφοράς του ανευρύσματος (van Rijswijk et al., 2022).

### **Επιφάνεια Αυλού**

Η επιφάνεια του αυλού υπολογίζεται ως το άθροισμα των επιφανειών των τομών σε κάθετα επίπεδα κατά μήκος της κεντρικής γραμμής. Αυτή η μέτρηση σχετίζεται με την αιμοδυναμική συμπεριφορά και την κατανομή των διατμητικών τάσεων (Shum et al., 2011).

Η ακριβής μέτρηση της επιφάνειας του αυλού, που προκύπτει από τρισδιάστατες απεικονιστικές μεθόδους, παρέχει πολύτιμες πληροφορίες για την υγεία του ενδοθηλίου και τις εμβιομηχανικές ιδιότητες του σάκου του ανευρύσματος, επηρεάζοντας άμεσα τη δυναμική της ροής και την τάση διάτμησης του τοιχώματος (van der Riet et al., 2022).

Αυτή η μέτρηση είναι ιδιαίτερα κρίσιμη στην αξιολόγηση της δυνατότητας για θρομβογένεση εντός του ανευρύσματος, καθώς οι μεταβαλλόμενες τάσεις διάτμησης μπορούν να προωθήσουν τη συσσώρευση αιμοπεταλίων και το σχηματισμό θρόμβου. Επιπλέον, η επιφάνεια του αυλού αποτελεί κύρια παράμετρο στην αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας της ενδαγγειακής επιδιόρθωσης (van der Riet et al., 2022), καθώς η μείωση της διαβατής επιφάνειας του αυλού μετά την τοποθέτηση του ενδομοσχεύματος συσχετίζεται άμεσα με τον επιτυχή αποκλεισμό του ανευρύσματος και μειωμένο κίνδυνο ρήξης, και την πρόβλεψη των μακροπρόθεσμων αποτελεσμάτων.

### **Επιφάνεια ΑΚΑ**

Η εξωτερική επιφάνεια του ΑΚΑ αντιπροσωπεύει τη συνολική έκταση του αγγειακού τοιχώματος που εκτίθεται σε μηχανικές τάσεις. Αυτή η παράμετρος έχει χρησιμοποιηθεί σε υπολογιστικά μοντέλα για την εκτίμηση του κινδύνου ρήξης (Shum et al., 2011).

Η συνολική επιφάνεια του ΑΚΑ, που περιλαμβάνει τόσο τα αυλικά όσο και τα εξωτερικά όρια, παρέχει μια ολοκληρωμένη γεωμετρική εκτίμηση, κρίσιμη για την αξιολόγηση της εμβιομηχανικής σταθερότητας και της δυνατότητας ρήξης (Abbott et al., 2021).

Οι μετρήσεις αυτές είναι ιδιαίτερα ζωτικές για τον ακριβή ποσοτικό προσδιορισμό των δυνάμεων που ενεργούν στο τοίχωμα του ανευρύσματος και για τον σχεδιασμό εξατομικευμένων ενδαγγειακών συσκευών που προσαρμόζονται με ακρίβεια σε πολύπλοκες ανατομίες (Abbott et al., 2021).

## **3.2.8 Όγκοι: Ορισμοί και Μετρήσεις**

Οι ογκομετρικές αναλύσεις, μαζί με άλλες μορφομετρικές παραμέτρους, συμβάλλουν σημαντικά σε μια ολοκληρωμένη κατανόηση της εξέλιξης του ανευρύσματος και της μηχανικής ακεραιότητας.

### **Όγκος Αυλού**

Ο όγκος του αυλού αντιπροσωπεύει τον διαθέσιμο χώρο για τη ροή του αίματος. Η ακριβής μέτρηση του όγκου του αυλού, που λαμβάνεται μέσω προηγμένων απεικονιστικών τεχνικών όπως η αξονική τομογραφία με αγγειογραφία και τρισδιάστατο λογισμικό μετεπεξεργασίας (τρειςδιάστατη ανακατασκευή), είναι θεμελιώδης για τον ποσοτικό προσδιορισμό της πραγματικής έκτασης του διαβατού αγγείου εντός του ΑΚΑ (Cho et al., 2020; Ding et al., 2020).

Η ακριβής εκτίμηση του όγκου του αυλού είναι ζωτικής σημασίας για την παρακολούθηση των ρυθμών ανάπτυξης του ανευρύσματος, οι οποίοι μπορεί να είναι εκθετικοί με την πάροδο του χρόνου, και για την πρόβλεψη του κινδύνου ρήξης (Akkoyun et al., 2021).

Οι αλλαγές στον όγκο του αυλού συσχετίζονται άμεσα με την εξωτερική και εσωτερική καταπόνηση, παρέχοντας κρίσιμες πληροφορίες για την παραμόρφωση του τοιχώματος και τη συνολική σταθερότητα του ανευρύσματος (Tikhvinsky et al., 2024). Μεταβολές στον όγκο του αυλού μπορεί να υποδηλώνουν εξέλιξη του ενδοαυλικού θρόμβου (Di Achille et al., 2014).

Αυτή η ποσοτική μέτρηση είναι επίσης απαραίτητη για την αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας της θεραπείας μετά την επέμβαση, όπου οι μειώσεις στον όγκο του αυλού μπορούν να υποδεικνύουν επιτυχή αποκλεισμό και αναδιαμόρφωση του ανευρύσματος (Ding et al., 2020).

### **Όγκος ΑΚΑ**

Ο συνολικός όγκος του ΑΚΑ υπολογίζεται περικλείοντας όλο το ανευρυσματικό τμήμα, δηλαδή τόσο τον διαβατό αυλό όσο και οποιοδήποτε ενδοαυλικό θρόμβο. Ο συνολικός όγκος του ΑΚΑ παρέχει ολοκληρωμένη εκτίμηση του συνολικού βάρους της νόσου και αποτελεί ισχυρό προγνωστικό δείκτη του κινδύνου ρήξης (Gao et al., 2020), καθώς λαμβάνει υπόψη την τρισδιάστατη γεωμετρία (Vorp et al., 1998).

Αυτή η μέτρηση, που προκύπτει από τρισδιάστατες ανασυνθέσεις σαρώσεων CTA, είναι κρίσιμη για την παρακολούθηση της εξέλιξης του ανευρύσματος με την πάροδο του χρόνου και για τον προσδιορισμό του βέλτιστου χρόνου επέμβασης (Gao et al., 2020; Lindquist Liljeqvist et al., 2021).

Η ποσοτική μέτρηση του όγκου του ΑΚΑ μπορεί να διαφοροποιήσει μεταξύ σταθερών ανευρυσμάτων, εκείνων που απαιτούν επιδιόρθωση και εκείνων με υψηλό κίνδυνο ρήξης, προσφέροντας μια πιο λεπτή προσέγγιση από τη διάμετρο (Chung et al., 2024).

Επιπλέον, η σειριακή παρακολούθηση του όγκου μετά την EVAR είναι κρίσιμη για την ανίχνευση διόγκωσης του σάκου, η οποία μπορεί να υποδηλώνει την παρουσία ενδοδιαρροών ή άλλων επιπλοκών που απαιτούν περαιτέρω διαχείριση (Ding et al., 2020).

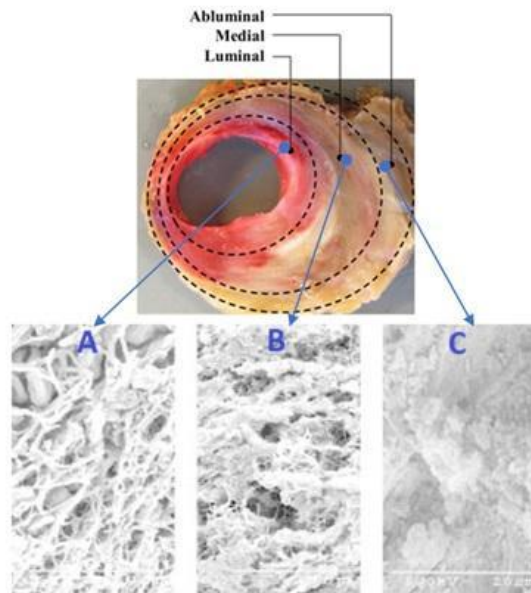
### **3.2.9 Στρώματα Ενδοαυλικού Θρόμβου**

Τα στρώματα του ενδοαυλικού θρόμβου συχνά εμφανίζουν ετερογενή χαρακτηριστικά που επηρεάζουν τη συνολική μηχανική συμπεριφορά και τη δυνατότητα ρήξης (Guest et al., 2025). Διαφορές στην οργάνωση, όπως οργανωμένες έναντι μη οργανωμένων περιοχών, μπορούν να αναγνωριστούν μέσω απεικόνισης (Labruto et al., 2011) (Εικόνα 5).

Ο ενδοαυλικός θρόμβος διακρίνεται σε τρία στρώματα με βάση την πυκνότητα στην αξονική τομογραφία:

- Στρώμα αυλού (Luminal layer): Το πιο πρόσφατα σχηματισμένο στρώμα με την υψηλότερη πυκνότητα (>75 HU), που αντιπροσωπεύει «φρέσκο» θρόμβο.

- Μεσαίο στρώμα (Medial layer): Ενδιάμεσης πυκνότητας (50-75 HU) στρώμα, αντιπροσωπεύοντας μεταβατικό στάδιο οργάνωσης του θρόμβου.
- Τοιχωματικό στρώμα (Abluminal layer): Το παλαιότερο στρώμα με τη χαμηλότερη πυκνότητα (<50 HU), που βρίσκεται σε επαφή με το αορτικό τοίχωμα (Wang et al., 2002) (Εικόνα 5).



Εικόνα 5 – Ανω τμήμα: Διατομή της μάζας του ενδοαυλικού θρομβωτικού ιστού που συλλέχθηκε από προγραμματισμένη αποκατάσταση ανευρύσματος κοιλιακής αορτής, όπου υποδεικνύονται τα τρία στρώματα: το στρώμα του αυλού (περιοχή κόκκινου χρώματος), τα μεσαία στρώμα (περιοχή λευκού χρώματος) και τα τοιχωματικό στρώμα (σκούρα καφέ περιοχή) (Gasser et al., 2008) - Κάτω τμήμα: Αντιπροσωπευτική μικρογραφία ηλεκτρονικής σάρωσης των τριών στρωμάτων του ILT: Το στρώμα του αυλού αποτελεί τον νεοσχηματισμένο «φρέσκο» ILT (Α), το μεσαίο στρώμα ανακλά ένα μεταβατικό στάδιο του ILT (Β) και το τοιχωματικό στρώμα, κοντά στο τοίχωμα του ΑΚΑ, αποτελεί τον πιο «γερασμένο» ILT (Γ) (Wang et al., 2001)

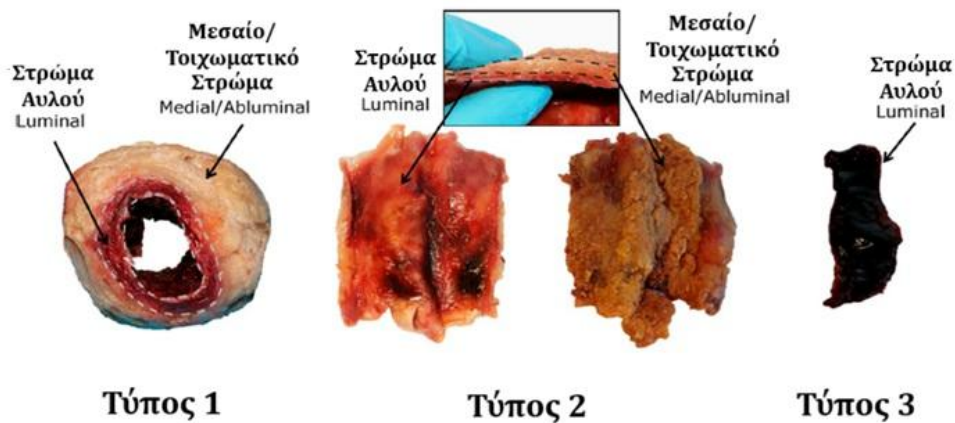
Η παρουσία εστιακής αιμορραγίας εντός του ενδοαυλικού θρόμβου, αναγνωρίσιμη ως «σημείο ημισελήνου» στην CT, σχετίζεται έντονα με αυξημένο κίνδυνο ρήξης, υποδεικνύοντας κρίσιμη εξασθένηση του υποκείμενου τοιχώματος του αγγείου (Wilson et al., 2013). Επιπλέον, η συνέπεια και η ένταση σήματος του ενδοαυλικού θρόμβου, όπως παρατηρούνται στην απεικόνιση, έχουν συνδεθεί με ρυθμούς ανάπτυξης ανευρύσματος, με μη οργανωμένο, χαλαρό θρόμβο να συσχετίζεται συχνά με ταχύτερη διαστολή (Nguyen et al., 2014). Η υψηλή ένταση σήματος θρόμβου στη μαγνητική τομογραφία έχει αναγνωριστεί ως υποσχόμενος δείκτης για τη διαφοροποίηση ταχέως αναπτυσσόμενων ανευρυσμάτων από αργά αναπτυσσόμενα, ενδεχομένως οδηγώντας σε εξατομικευμένα χρονοδιαγράμματα παρακολούθησης (Nguyen et al., 2014).

### 3.2.10 Τύποι Ενδοαυλικού Θρόμβου

Υπάρχουν τρεις τύποι ενδοαυλικού θρόμβου με βάση τις μηχανικές ιδιότητες των τριών στρωμάτων του:

- Τύπος 1: Ενδοαυλικός θρόμβος πολυεπίπεδης μορφολογίας με σταδιακά μειωμένη αντοχή και ακαμψία από το ευδιάκριτο στρώμα του αυλού στο παχύ μεσαίο/τοιχωματικό στρώμα.

- Τύπος 2: Πολυστρωματικός ενδοαυλικός θρόμβος με απότομη απώλεια μηχανικής αντίστασης από το στρώμα του αυλού ως τα μάλλον λεπτά και εξαιρετικά υποβαθμισμένα μεσαία/τοιχωματικά στρώματα.
- Τύπος 3: Μονό στρώμα με σχεδόν ρευστή σύσταση (περιορισμένος αριθμός περιπτώσεων) (Piechota-Polanczyk et al., 2015) (Εικόνα 6).



Εικόνα 6 – Μορφολογίες των τύπων 1, 2 και 3, όπως περιγράφονται από τους O'Leary και συν. (2014). Ο Τύπος 1 έχει διακριτά στρώματα: αυλού και παχύ μεσαίο/τοιχωματικό. Ο Τύπος 2 έχει διακριτά στρώματα: αυλού και λεπτό μεσαίο/τοιχωματικό. Ο Τύπος 3 έχει ένα ενιαίο ομοιογενές στρώμα αυλού (Hossack et al., 2022)

Η ακριβής ταξινόμηση και μέτρηση των τύπων του ενδοαυλικού θρόμβου είναι κρίσιμες για την κατανόηση των ποικίλων βιολογικών δραστηριοτήτων τους και της επίδρασής τους στην ακεραιότητα του τοιχώματος της αορτής και τον κίνδυνο ρήξης. Αυτός ο ολοκληρωμένος χαρακτηρισμός επιτρέπει μια πιο λεπτή αξιολόγηση της ευπάθειας και της εξέλιξης του ανευρύσματος (Matsushige et al., 2019). Η διαφοροποίηση μεταξύ στρωματικών και ετερογενών σχηματισμών θρόμβου επιτρέπει τη βελτιωμένη πρόβλεψη θρομβοεμβολικών επιπλοκών και ρήξης ανευρύσματος (Tikhvinsky et al., 2024). Αυτή η διάκριση είναι καθοριστική, καθώς οι δομικές και βιοχημικές ιδιότητες κάθε τύπου θρόμβου συμβάλλουν μοναδικά στη συνολική μηχανική επιβάρυνση του τοιχώματος του αγγείου και στη δυνατότητά του για πρωτεολυτική αποδόμηση (He et al., 2024).

Οι λεπτομερείς απεικονιστικές τεχνικές, όπως η αξονική τομογραφία με σκιαγραφικό και η μαγνητική τομογραφία, προσφέρουν την ανάλυση που είναι απαραίτητη για την οριοθέτηση αυτών των υποτύπων θρόμβου και τον ποσοτικό προσδιορισμό των αντίστοιχων όγκων τους, παρέχοντας κρίσιμα δεδομένα για εξατομικευμένη εκτίμηση κινδύνου και σχεδιασμό θεραπείας (Allaw et al., 2025).

### 3.2.11 Επιφάνειες Ενδοαυλικού Θρόμβου και Επιμέρους Στρωμάτων

Η επιφάνεια του ενδοαυλικού θρόμβου και των επιμέρους στρωμάτων του μπορούν να υπολογιστούν από τρισδιάστατες ανακατασκευές. Η διεπιφάνεια μεταξύ του τοιχωματικού στρώματος και του αορτικού τοιχώματος είναι ιδιαίτερα σημαντική, καθώς έχει συσχετισθεί με φλεγμονώδεις διεργασίες και αποδόμηση του τοιχώματος (Vorp et al., 2001).

Ο ακριβής ποσοτικός προσδιορισμός της επιφάνειας του ενδοαυλικού θρόμβου και της επιφάνειας των διακριτών στρωμάτων του είναι υψίστης σημασίας για την κατανόηση των πολύπλοκων αλληλεπιδράσεων μεταξύ του θρόμβου και του αρτηριακού τοιχώματος, οι οποίες

επηρεάζουν άμεσα την τοπική εμβιομηχανική και τις φλεγμονώδεις αντιδράσεις (Zhang et al., 2020). Αυτές οι μετρήσεις προσφέρουν κρίσιμες πληροφορίες για την ανάπτυξη και αναδιαμόρφωση του θρόμβου, κρίσιμες για την αξιολόγηση της σταθερότητας του ανευρύσματος και την πρόβλεψη της πιθανότητας δυσμενών συμβάντων (Bhagavan et al., 2018; Kessler et al., 2022).

### **3.2.12 Όγκος Ενδοαυλικού Θρόμβου: Ορισμός και Μέτρηση**

Ο συνολικός όγκος του ενδοαυλικού θρόμβου υπολογίζεται ως η διαφορά μεταξύ του συνολικού όγκου του ΑΚΑ και του όγκου του αυλού. Αυτή η παράμετρος έχει χρησιμοποιηθεί για τη μελέτη της εξέλιξης του ανευρύσματος και της επίδρασης του θρόμβου στην αιμοδυναμική και τη μηχανική συμπεριφορά του αγγείου (Di Achille et al., 2014).

Ο όγκος του ενδοαυλικού θρόμβου επηρεάζει σημαντικά την παθοφυσιολογία του ανευρύσματος και σχετίζεται ανεξάρτητα με υψηλότερο κίνδυνο ρήξης (Lindquist Liljeqvist et al., 2021). Αυτό καθιστά αναγκαίο τον ακριβή ογκομετρικό προσδιορισμό του θρόμβου, ο οποίος μπορεί να επιτευχθεί μέσω τρισδιάστατης υπερηχογραφίας, παρέχοντας πιο λεπτομερή κατανόηση της έκτασης και των χαρακτηριστικών του (Cho et al., 2020). Μελέτες έχουν επιδείξει ότι η παρουσία και ο όγκος του ενδοαυλικού θρόμβου είναι προγνωστικοί παράγοντες που σχετίζονται με την επέκταση του ανευρύσματος (Nana et al., 2021).

### **3.2.13 Αποτιτανώσεις**

Οι αποτιτανώσεις (εναπόθεση αλάτων ασβεστίου) περιγράφονται συνήθως ως ήπιες, μέτριες ή σοβαρές (mild, moderate, severe) (Wanhainen et al., 2024).

Οι αποτιτανώσεις αξιολογούνται ως προς την έκταση και τη θέση τους, με οπτικό τρόπο και με χρήση λογισμικού 3D/MPR, όπου οι αποτιτανώσεις εμφανίζονται ως υψηλής πυκνότητας περιοχές στην CTA<sup>6</sup> (Wanhainen et al., 2024).

Τα σημεία υπολογισμού των αποτιτανώσεων είναι τα εξής:

- **Αορτικός Αυχένος:** Η παρουσία και ο βαθμός των αποτιτανώσεων γύρω από την περίμετρο του λαιμού (π.χ. >50% ή >180 μοίρες) είναι κρίσιμη. Εάν υπάρχουν σοβαρές αποτιτανώσεις στην πρόσθια ή οπίσθια επιφάνεια του λαιμού, μπορεί να εμποδίσουν τη σταθεροποίηση και τη στεγανοποίηση του ενδομοσχεύματος.
- **Κοινές Λαγόνιες Αρτηρίες:** Η σοβαρή αποτιάνωση στα αγγεία από τα οποία θα εισαχθεί το ενδομόσχευμα (συνήθως μηριαίες και λαγόνιες) μπορεί να δυσχεράνει την εισαγωγή μεγάλων καθετήρων και να αυξήσει τον κίνδυνο ρήξης του αγγείου.
- **Ανευρυσματικός Σάκος:** Η αποτιάνωση στον ίδιο τον ανευρυσματικό σάκο συνήθως δεν επηρεάζει την EVAR, αλλά αποτελεί ένδειξη σοβαρής αθηροσκληρώσεως<sup>6</sup> (Wanhainen et al., 2024).

## 4. Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις και Μοντέλα ΑΚΑ

Η εξέλιξη των μεθόδων της μηχανικής μάθησης και επεξεργασίας εικόνας έχει οδηγήσει στην ανάπτυξη αυτοματοποιημένων συστημάτων για την κατάτμηση και τη μέτρηση του ΑΚΑ από αξονικές τομογραφίες/αγγειογραφίες. Αυτές οι μέθοδοι στοχεύουν στη μείωση του χρόνου ανάλυσης, την εξάλειψη της υποκειμενικότητας των χειροκίνητων μετρήσεων και την παροχή αναπαραγώγιμων αποτελεσμάτων (Raffort et al., 2020).

Τα αυτοματοποιημένα εργαλεία δεν επιταχύνουν απλώς τις υπάρχουσες χειροκίνητες διαδικασίες (Rengier et al., 2009; Bagheri Rajaeoni et al., 2025): επιτρέπουν μια θεμελιώδη αλλαγή παραδείγματος στο τι μπορεί να μετρηθεί και, κατά συνέπεια, στο τι πρέπει να μετρηθεί για πιο ακριβείς προγνώσεις ασθενών. Αυτό θα μπορούσε να οδηγήσει σε πιο εξατομικευμένη και ακριβή διαστρωμάτωση κινδύνου, μειώνοντας ενδεχομένως τις περιττές παρεμβάσεις σε σταθερά ανευρύσματα ή αποτρέποντας ρήξεις σε περιπτώσεις όπου μόνο η διάμετρος μπορεί να υποτιμήσει τον κίνδυνο.

### 4.1 Σύντομη Ανασκόπηση Αυτοματοποιημένων Μετρήσεων ΑΚΑ από Αξονική Αγγειογραφία

Στον Πίνακα 2 παρατίθενται μελέτες αυτοματοποιημένων μετρήσεων ΑΚΑ για τις γεωμετρικές παραμέτρους των ΑΚΑ που έχουν περιγραφεί παραπάνω. Από τις μελέτες που παρουσιάζονται συνοπτικά στον Πίνακα 2, διακρίνονται τέσσερις μελέτες που προσδιορίζουν ποσοτικά σχεδόν την πλειοψηφία των αναφερθέντων γεωμετρικών παραμέτρων ΑΚΑ.

Οι Kaladji et al. (2019), χρησιμοποιώντας το εμπορικό λογισμικό 3mensio Vascular, κατάφεραν επίσης την ταυτόχρονη εξαγωγή όλων των γεωμετρικών παραμέτρων, συμπεριλαμβανομένων των γωνιώσεων και της στρεβλότητας. Η ανάλυση έδειξε ικανοποιητική συμφωνία με τις χειροκίνητες μετρήσεις, με σφάλμα γωνίας  $\pm 4.3^\circ$  και σφάλμα μήκους  $\pm 3.2$  mm, αποδεικνύοντας ότι τα εμπορικά εργαλεία μπορούν να παρέχουν αξιόπιστα αποτελέσματα σε κλινικό επίπεδο. Οι Chung et al. (2017) αξιολόγησαν τη χρησιμότητα του iNtuition 3D σταθμό εργασίας (TeraRecon Inc.) για τον προεγχειρητικό σχεδιασμό ενδοαγγειακής επέμβασης ΑΚΑ, μετρώντας τέσσερις διαμέτρους και τέσσερα μήκη από αξονικές και αναδιαμορφωμένες τρισδιάστατες CT εικόνες. Η αναδιαμόρφωση 3D με βάση την κεντρική γραμμή και τις απεικονίσεις τεντώματος αγγείου (vessel-stretch) επέτρεψε τη μέτρηση κάθετα στη ροή του αίματος. Η αναπαραγωγικότητα για τον ίδιο παρατηρητή ήταν εξαιρετική (ICC = 0.98-1.0), ενώ η συμφωνία μεταξύ παρατηρητών ήταν σημαντικά υψηλότερη με τον 3D σταθμό εργασίας (ICC = 0.85-0.99) σε σύγκριση με τις αξονικές CT εικόνες (ICC = 0.29-0.95). Η ακριβής επιλογή ενδομοσχεύματος (endograft) συμφώνησε με την αορτογραφία (aortography) σε ποσοστό 72-84% για τον 3D σταθμό εργασίας έναντι 56-72% για τις αξονικές CT. Από την οπτική της βαθιάς μάθησης, η εργασία των López-Linares et al. (2018) αποτελεί σημαντικό σημείο αναφοράς, καθώς εισήγαγε πλήρως αυτόματη κατάτμηση ΑΚΑ με τρισδιάστατα συνελκτικά νευρωνικά δίκτυα (3D Convolutional Neural Network - CNN), επιτυγχάνοντας Dice score 0.94. Αν και η εργασία επικεντρώθηκε κυρίως στην κατάτμηση και τις διαμέτρους, κατέδειξε τον θεμελιώδη ρόλο της υψηλής ακρίβειας κατάτμησης για την αξιόπιστη εξαγωγή γεωμετρικών παραμέτρων. Οι Georgakarakos et al. (2010) εφήρμοσαν ημι-αυτόματη ανάλυση κεντρικής γραμμής με το OsiriX, εξαγώντας όλες τις γεωμετρικές παραμέτρους, με σφάλμα μήκους  $\pm 2.5$  mm και σφάλμα γωνίας  $\pm 3.8^\circ$ . Η εργασία αυτή ανέδειξε τον κρίσιμο ρόλο της ακριβούς ανάλυσης της κεντρικής γραμμής στην εξαγωγή αξιόπιστων γεωμετρικών δεδομένων.

Πίνακας 2 – Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις Γεωμετρικών Παραμέτρων ΑΚΑ από CTA

Συγγραφείς	Τύπος Εξέτασης	Μέλιξη/ Λογισμικό	Μεθοδολογία	Μέγιστη Διάμετρος Αυλού	Μέγιστη Διάμετρος ΑΚΑ	Μέγιστη Διάμετρος Αυχένα	Μέγιστη Διάμετρος Λαγονίων	Μήκος Αυχένα	Μήκος ΑΚΑ	Γωνίες α,β	Στρεβλότητα	Ακρίβεια
Shum et al., 2010	CTA	Ημιαυτόματη ανίχνευση	Σύνολα επιπέδων, με βάση την κλίση	✓	✓	✓	✗	✓	✓	✗	✗	Πάχος τοιχώματος: ±0.5 mm
Kaladji et al., 2019	CTA	3διαστατο Αγγειακό	Εμπορικό λογισμικό	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	Μήκος: ±3.2 mm, γωνία: ±4.3°
Rengier et al., 2009	CTA	Syngo.via	Αυτοματοποιημένη κεντρική γραμμή	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✗	Διάμετρος: ICC=0.94
Lareyre et al., 2019	CTA	Ενεργά περιγράμματα	Ημιαυτόματη τμηματοποίηση	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✗	✗	Dice: 0.91, διάμετρος: ±1.8 mm
López-Linares et al., 2018	CTA	3D CNN	Βαθιά μάθηση (FCN)	✓	✓	✓	✓	✗	✓	✗	✗	Dice: 0.94, διάμετρος: ±1.5 mm
Cao et al., 2019	CTA	nnU-Net	Αυτό-διαμορφούμενη βαθιά μάθηση	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	Dice: 0.93, διάμετρος: ±1.2 mm
Chung et al., 2017	CTA	iNtuition 3D σταθμός εργασίας (TeraRecon Inc.)	Εμπορικό λογισμικό	✗	✓	✓	✓	✓	✓	✗	✗	Διάμετροι (D1-D4): Axial CT: ICC = 0.95-1.0 3D: ICC = 0.99-1.0 Μήκη (L1-L4):

													Axial CT: ICC = 0.89- 0.99  3D: ICC = 0.98-1.0
Georgakarakos et al., 2010	CTA	Ανάλυση βασισμένη στο OsiriX	Ημιαυτόματη κεντρική γραμμή	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	Μήκος: ±2.5 mm, γωνία: ±3.8°

### Συνομογραφίες Πίνακα 2:

- ✓ = Η μέτρηση/παράμετρος περιλαμβάνεται
- ✗ = Η μέτρηση/παράμετρος δεν περιλαμβάνεται
- CTA = Αξονική Αγγειογραφία (Computed Tomography Angiography)
- Dice = Συντελεστής Ομοιότητας Dice (Dice Similarity Coefficient) (μέτρο επικάλυψης 0-1)
- ICC = Συντελεστής Ενδοταξικής Συσχέτισης (Intraclass Correlation Coefficient)
- AUC = Επιφάνεια κάτω από την Καμπύλη ROC (Area Under the Curve ROC)
- CNN = Συνελκτικό Νευρωνικό Δίκτυο (Convolutional Neural Network)
- FCN = Πλήρως Συνελκτικό Δίκτυο (Fully Convolutional Network)

## 4.2 Σύντομη Ανασκόπηση Αυτοματοποιημένων Μετρήσεων Ενδοαυλικού Θρόμβου από Αξονική Αγγειογραφία

Στον Πίνακα 3 παρατίθενται μελέτες αυτοματοποιημένων μετρήσεων ενδοαυλικού θρόμβου. Από τις μελέτες που παρουσιάζονται συνοπτικά στον Πίνακα 3, διακρίνονται τρεις μελέτες ως προς το πλήθος και το βάθος των μετρήσεων του ενδοαυλικού θρόμβου και των στρωμάτων του.

Οι Fantazzini et al. (2020) εφάρμοσαν μηχανισμούς προσοχής (Attention U-Net) για την αυτόματη κατάτμηση και τη διαστρωμάτωση του ενδοαυλικού θρόμβου σε τρία ξεχωριστά στρώματα (στρώμα αυλού (luminal), μεσαίο (medial), τοιχωματικό (abluminal)), επιτυγχάνοντας επίδοση Dice 0.93 και σφάλμα όγκου  $\pm 4.8\%$ . Η χρήση μηχανισμών προσοχής επιτρέπει στο νευρωνικό δίκτυο να εστιάζει σε κρίσιμες περιοχές των εικόνων, βελτιώνοντας την ακρίβεια της κατάτμησης ιδιαίτερα στα όρια μεταξύ των στρωμάτων. Η δυνατότητα ταυτόχρονης μέτρησης όγκου, επιφάνειας και διαστρωμάτωσης με υψηλή ακρίβεια αποτελεί σημαντική συμβολή, καθώς η γνώση της κατανομής του θρόμβου στα διάφορα στρώματα παρέχει πληροφορίες για τη βιομηχανική συμπεριφορά του αγγειακού τοιχώματος και τον κίνδυνο ρήξης. Το στρώμα αυλού, που βρίσκεται σε επαφή με το ρέον αίμα, εμφανίζει διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες από το μεσαίο και το τοιχωματικό στρώμα, το οποίο βρίσκεται σε άμεση επαφή με το αορτικό τοίχωμα.

Οι Polzer et al. (2011) είναι οι μόνοι που πρόσθεσαν τη διάκριση υπότυπων θρόμβου (ομοιογενής έναντι ετερογενούς), επιτυγχάνοντας επίδοση Dice 0.91 στην κατάτμηση και AUC 0.87 στην ταξινόμηση. Η διάκριση αυτή βασίζεται στην πυκνότητα και την ομοιογένεια του θρόμβου όπως φαίνεται στις CT εικόνες, με τον ομοιογενή θρόμβο να εμφανίζει ομοιόμορφη πυκνότητα και τον ετερογενή να παρουσιάζει περιοχές με διαφορετικές πυκνότητες. Η εργασία αυτή ανοίγει νέα πεδία στην αυτοματοποιημένη ανάλυση του θρόμβου, αφού η διάκριση υπότυπων έχει σημαντικές επιπτώσεις στην πρόγνωση και τη θεραπεία. Ειδικότερα, ο ετερογενής θρόμβος έχει συσχετιστεί με αυξημένο κίνδυνο ρήξης και με ταχύτερη ανάπτυξη του ανευρύσματος, καθώς υποδηλώνει ασταθή αιμοδυναμική κατάσταση και πιθανή ενεργό αναδιαμόρφωση του θρόμβου. Η αυτόματη ταξινόμηση με AUC 0.87 καταδεικνύει ότι τα χαρακτηριστικά εικόνων που εξάγονται από τα μοντέλα βαθιάς μάθησης μπορούν να διακρίνουν αξιόπιστα αυτούς τους υποτύπους.

Οι Martufi et al. (2015) εφάρμοσαν ημι-αυτόματη κατάτμηση που επιτρέπει τον υπολογισμό του πάχους του θρόμβου με σφάλμα  $\pm 0.6$  mm και επιφάνειας  $\pm 5.1\%$ , με διαστρωμάτωση σε τρία στρώματα. Η μεθοδολογία τους βασίζεται στην ανίχνευση των ορίων μεταξύ αυλού, θρόμβου και εξωτερικού τοιχώματος, επιτρέποντας την ακριβή χαρτογράφηση του πάχους του θρόμβου σε κάθε σημείο της περιφέρειας του ανευρύσματος. Η εργασία αυτή αποτελεί αναφορά για τη σχέση μεταξύ θρόμβου και αορτικού τοιχώματος και την επίδρασή του στην εξέλιξη του ανευρύσματος, καθώς απέδειξε ότι οι περιοχές με μεγαλύτερο πάχος θρόμβου συσχετίζονται με μειωμένη οξυγόνωση του αορτικού τοιχώματος και αυξημένη φλεγμονώδη δραστηριότητα, παράγοντες που συμβάλλουν στην αποδυνάμωση του τοιχώματος. Επιπλέον, το πάχος του θρόμβου επηρεάζει την κατανομή των μηχανικών τάσεων στο τοίχωμα, με παχύτερους θρόμβους να λειτουργούν ως μηχανική ασπίδα αλλά ταυτόχρονα να προκαλούν βιοχημική υποβάθμιση του τοιχώματος.

Πίνακας 3 – Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις και Εντοπισμός Ενδοαυλικού Θρόμβου από CTA

Συγγραφείς	Τύπος Εξέτασης	Μελέτη/Λογισμικό	Μεθοδολογία	Όγκος Ενδοαυλικού Θρόμβου	Επιφάνεια Ενδοαυλικού Θρόμβου	Επιφάνειες Στρωμάτων Θρόμβου	Υπότυποι Θρόμβου	Ακρίβεια
Fantazzini et al., 2020	CTA	U-Net προσοχής	Βαθιά μάθηση με προσοχή	✓	✓	✓ (3 στρώματα)	Χ	Dice: 0.93, Όγκος: ±4.8%
Raut et al., 2013	CTA	Προσαρμοσμένος αγωγός επεξεργασίας MATLAB	Ανίχνευση με βάση την κλίση	✓	✓	✓ (3 στρώματα)	Χ	Πάχος θρόμβου: ±0.8 mm
Di Achille et al., 2014	CTA	Ανάλυση βασισμένη σε CFD	Τμηματοποίηση εικόνας + προσομοίωση	✓	✓	Χ	Χ	Όγκος: r=0.94
Martufi et al., 2015	CTA	Ποσοτικοποίηση πάχους τοιχώματος	Ημιαυτόματη τμηματοποίηση	✓	✓	✓ (3 στρώματα)	Χ	Πάχος: ±0.6 mm, Επιφάνεια: ±5.1%
Zelaya et al., 2014	CTA	Τμηματοποίηση πολλαπλού άτλα	Βασισμένο σε Άτλαντα + τοπική βελτίωση	✓	✓	Χ	Χ	Dice: 0.88, Όγκος: ±7.8%
Auer & Gasser 2010	CTA	Χειροκίνητο + ημιαυτόματο	Κατώφλι + χειροκίνητη διόρθωση	✓	✓	✓ (3 στρώματα)	Χ	Διαπαρατηρητής ICC: 0.89
Polzer et al., 2011	CTA	Τμηματοποίηση με τη βοήθεια της Τεχνητής Νοημοσύνης	CNN + μετεπεξεργασία	✓	✓	✓ (3 στρώματα)	✓ (ομοιογενής έναντι ετερογενούς)	Dice: 0.91, Ταξινόμηση AUC: 0.87

Gasser et al., 2008	CTA	Εμβιομηχανική μοντελοποίηση	Τμηματοποίηση με ενσωματωμένη FEA	✓	✓	✓ (3 στρώματα)	✗	Όγκος: ±5.5%, πάχος: ±0.7 mm
------------------------	-----	--------------------------------	---	---	---	-------------------	---	---------------------------------

### Συνομογραφίες Πίνακα 3:

- ✓ = Η μέτρηση/παράμετρος περιλαμβάνεται
- ✗ = Η μέτρηση/παράμετρος δεν περιλαμβάνεται
- CTA = Αξονική Αγγειογραφία (Computed Tomography Angiography)
- Dice = Συντελεστής Ομοιότητας Dice (Dice Similarity Coefficient) (μέτρο επικάλυψης 0-1)
- ICC = Συντελεστής Ενδοταξικής Συσχέτισης (Intraclass Correlation Coefficient)
- AUC = Επιφάνεια κάτω από την Καμπύλη ROC (Area Under the Curve ROC)
- CNN = Συνελκτικό Νευρωνικό Δίκτυο (Convolutional Neural Network)
- FEA = Ανάλυση Πεπερασμένων Στοιχείων (Finite Element Analysis)
- CFD = Υπολογιστική Ρευστοδυναμική (Computational Fluid Dynamics)

### Επεξηγήσεις Πίνακα 3:

- Τα 3 στρώματα του ενδοαυλικού θρόμβου αναφέρονται ως: στρώμα αυλού (luminal), μεσαίο (medial), και τοιχωματικό (mural/abluminal)
- Οι υπότυποι θρόμβου μπορεί να έχουν σύσταση ομοιογενή, ετερογενή, αποτιτανώσεις, πρόσφατη vs οργανωμένη
- Η ακρίβεια εκφράζεται με διάφορα μέτρα ανάλογα με τη μελέτη: Συντελεστής Dice (Dice Coefficient), ICC, Συσχέτιση ( $r$ ), ή Απόλυτα Σφάλματα ( $\pm$ )

## 5. Τρισδιάστατα Μοντέλα και Ψηφιακά Δίδυμα

Τα 3D μοντέλα αποτελούν τη βάση για προχωρημένες αναλύσεις όπως είναι οι υπολογιστικές προσομοιώσεις CFD και FEA (Rissland et al., 2009), καθώς και οι ακριβείς ποσοτικοποιήσεις γεωμετρικών παραμέτρων συμπεριλαμβανομένων της διαμέτρου της βλάβης, του μήκους, της καμπυλότητας του αγγείου και της τοποθέτησης των θέσεων των εγγύς διακλαδώσεων (Bhagavan et al., 2018). Τα ψηφιακά δίδυμα αποτελούν προηγμένα υπολογιστικά μοντέλα που αναπαριστούν με υψηλή πιστότητα τη γεωμετρία, τις μηχανικές ιδιότητες, την αιμοδυναμική και τη βιολογική συμπεριφορά ενός συγκεκριμένου ασθενή (Timmins et al., 2013).

### 5.1 Τρισδιάστατα Μοντέλα

Η δημιουργία 3D μοντέλων από τις κατατημημένες αξονικές τομογραφίες επιτρέπει την οπτικοποίηση, την ποσοτικοποίηση και την προσομοίωση του ΑΚΑ.

#### 5.1.1 Τρισδιάστατα Μοντέλα ΑΚΑ

Η διαδικασία δημιουργίας τρισδιάστατων μοντέλων περιλαμβάνει τα εξής στάδια:

1. **Κατάτμηση:** Εξαγωγή των ορίων του αυλού, του θρόμβου και του εξωτερικού τοιχώματος από κάθε τομή CT.

Η τμηματοποίηση είναι το αρχικό και πιο κρίσιμο βήμα στην αυτοματοποιημένη μέτρηση ΑΚΑ, περιλαμβάνοντας την ακριβή οριοθέτηση συγκεκριμένων ανατομικών δομών όπως το τοίχωμα της αορτής, τον ανοικτό αυλό, τον ενδοαυλικό θρόμβο και τις αποτιτανώσεις από τις ακατέργαστες εικόνες CT (Abdolmanafi et al., 2023). Οι αρχιτεκτονικές βαθιάς μάθησης χρησιμοποιούνται ευρέως για τον σκοπό αυτό, επιδεικνύοντας υψηλή ακρίβεια και αποδοτικότητα στην τμηματοποίηση αυτών των σύνθετων δομών (Bagheri Rajeoní et al., 2025). Η ακρίβεια της τμηματοποίησης είναι υψίστης σημασίας, καθώς αποτελεί τη βάση για όλες τις επακόλουθες μετρήσεις. Τα σύνθετα ανατομικά χαρακτηριστικά, όπως τα εξαιρετικά ελικοειδή αγγεία, η παρουσία ΙLT ή οι εκτεταμένες αποτιτανώσεις εντός του αορτικού τοιχώματος, μπορούν να θέσουν σημαντικές δυσκολίες στην αυτοματοποιημένη τμηματοποίηση και τις επακόλουθες μετρήσεις (Abdolmanafi et al., 2023).

2. **Ανακατασκευή επιφάνειας:** Δημιουργία συνεχούς τριγωνικού πλέγματος (mesh) που συνδέει τα σημεία κατάτμησης μεταξύ των τομών (Antiga et al., 2008).

Η ακριβής τμηματοποίηση παρέχει τη βασική προϋπόθεση για τη δημιουργία 3D απεικονίσεων και ανακατασκευών υψηλής πιστότητας του ΑΚΑ. Αυτή η 3D αναπαράσταση είναι απαραίτητη για μια ολοκληρωμένη αξιολόγηση της σύνθετης γεωμετρίας του ανευρύσματος, συμπεριλαμβανομένου του συνολικού του σχήματος, του όγκου και της ακριβούς χωρικής του σχέσης με τις γύρω ανατομικές δομές και τα ζωτικά διακλαδιζόμενα αγγεία.<sup>1</sup> Αυτή η ογκομετρική προοπτική προσφέρει μια πιο λεπτομερή κατανόηση της μορφολογίας του ΑΚΑ πέρα από τους περιορισμούς των απλών 2D γραμμικών μετρήσεων. Εμπορικά λογισμικά όπως το MIMICS Innovation Suite<sup>7</sup> προσφέρουν ισχυρή 3D τμηματοποίηση, μοντελοποίηση και απεικόνιση ιατρικών δεδομένων εικόνας για προσομοιώσεις ειδικά για τον ασθενή (de Lucio et al., 2025).

<sup>7</sup> <https://www.materialise.com/en/healthcare/mimics-innovation-suite>

3. **Εξομάλυνση:** Εφαρμογή αλγορίθμων εξομάλυνσης για την αφαίρεση θορύβου και ανωμαλιών που προκύπτουν από την κατάτμηση (Taubin, 1995).
4. **Δημιουργία όγκου:** Μετατροπή της επιφανειακής αναπαράστασης σε τρισδιάστατο πλέγμα όγκου (volumetric mesh) κατάλληλο για αριθμητικές προσομοιώσεις (Si, 2015).

Η ποιότητα του 3D μοντέλου είναι κρίσιμη για την ακρίβεια των υπολογιστικών αναλύσεων. Χαρακτηριστικά όπως το πλήθος των στοιχείων του πλέγματος, η ομαλότητα των επιφανειών και η τοπολογική συνέπεια επηρεάζουν τόσο την υπολογιστική απόδοση όσο και την αξιοπιστία των αποτελεσμάτων (Rissland et al., 2009).

## 5.2 Ψηφιακά Δίδυμα

Τα ψηφιακά δίδυμα του ΑΚΑ αντιπροσωπεύουν μια πρωτοποριακή προσέγγιση, καθώς επιτρέπουν τη δημιουργία εξαιρετικά εξατομικευμένων και δυναμικών υπολογιστικών μοντέλων που μπορούν να προσομοιώσουν το πολύπλοκο εμβιομηχανικό περιβάλλον του ανευρύσματος ενός μεμονωμένου ασθενούς (Alblas et al., 2026).

### 5.2.1 Ψηφιακά Δίδυμα ΑΚΑ

Στο πλαίσιο του ΑΚΑ, τα ψηφιακά δίδυμα ενσωματώνουν:

- **Εξατομικευμένη γεωμετρία:** Προερχόμενη από CT ή MRI του ασθενή.
- **Μηχανικές ιδιότητες:** Παράμετροι υλικού που αντιπροσωπεύουν την ελαστικότητα και την αντοχή του αορτικού τοιχώματος και του θρόμβου.
- **Αιμοδυναμικές συνθήκες:** Συνοριακές συνθήκες ροής και πίεσης προσαρμοσμένες στη φυσιολογία του ασθενή.
- **Εξελικτικά μοντέλα:** Αλγόριθμοι που προβλέπουν την ανάπτυξη του ανευρύσματος με την πάροδο του χρόνου (Martufi et al., 2015).

Οι εφαρμογές των ψηφιακών διδύμων περιλαμβάνουν:

1. **Εκτίμηση κινδύνου ρήξης:** Μέσω υπολογισμού της μέγιστης τάσης τοιχώματος και σύγκρισης με την τοπική αντοχή του ιστού (Fillinger et al., 2003).
2. **Πρόβλεψη εξέλιξης:** Προσομοίωση της ανάπτυξης του ανευρύσματος για προσδιορισμό του βέλτιστου χρόνου παρέμβασης (Shum et al., 2011).
3. **Προεγχειρητικός σχεδιασμός:** Εικονική δοκιμή διαφορετικών ενδομοσχευμάτων και τεχνικών για επιλογή της βέλτιστης θεραπείας (Raut et al., 2013).
4. **Εξατομικευμένη ιατρική:** Προσαρμογή των θεραπευτικών αποφάσεων στα μοναδικά χαρακτηριστικά κάθε ασθενή (Timmins et al., 2013).

Παρά τις υποσχέσεις, η κλινική εφαρμογή των ψηφιακών διδύμων αντιμετωπίζει προκλήσεις που σχετίζονται με την πολυπλοκότητα των μοντέλων, την έλλειψη τυποποίησης, τις υπολογιστικές απαιτήσεις και την ανάγκη για προοπτική κλινική επικύρωση (Humphrey & Taylor, 2008).

## 6. Εργαλεία Μορφολογικής Ανάλυσης και Οπτικοποίησης

Η οπτικοποίηση είναι ένα απαραίτητο εργαλείο για την κατανόηση του καταρράκτη των πληροφοριών στον σημερινό κόσμο των υπολογιστών.

### 6.1 Εργαλείο Γεωμετρικής Ανάλυσης και Αγγειακής Απεικόνισης: VMTK

Το Vascular Modeling Toolkit (VMTK)<sup>8</sup> είναι μια ολοκληρωμένη βιβλιοθήκη ανοιχτού κώδικα για την επεξεργασία τρισδιάστατων ιατρικών εικόνων με έμφαση στην αγγειακή απεικόνιση (Antiga et al., 2008). Το VMTK παρέχει εργαλεία για:

- **Κατάτμηση αγγείων:** Ημι-αυτόματη εξαγωγή αγγειακών δομών χρησιμοποιώντας μεθόδους όπως το *level sets* και το *colliding fronts*.
- **Υπολογισμό κεντρικών γραμμών:** Αυτόματη εξαγωγή της κεντρικής γραμμής του αγγείου, η οποία είναι απαραίτητη για τις περισσότερες γεωμετρικές μετρήσεις.
- **Γεωμετρική ανάλυση:** Υπολογισμός διαμέτρων, καμπυλοτήτων, στρεβλότητας και άλλων γεωμετρικών παραμέτρων κατά μήκος του αγγείου.
- **Δημιουργία πλέγματος:** Παραγωγή επιφανειακών και όγκικών πλεγμάτων κατάλληλων για υπολογιστικές προσομοιώσεις.

Το VMTK έχει χρησιμοποιηθεί εκτενώς σε ερευνητικές μελέτες για την ανάλυση του ΑΚΑ, προσφέροντας μια τυποποιημένη και επαναλήψιμη μεθοδολογία για τη μορφολογική ανάλυση (Piccinelli et al., 2009).

Το VMTK σε συνδυασμό με το VTK αποτελεί μια ιδιαίτερα αποδοτική λύση για την ολοκληρωμένη μορφολογική ανάλυση ανευρυσμάτων κοιλιακής αορτής, προσφέροντας εξειδικευμένη λειτουργικότητα που δεν διατίθεται σε γενικότερα εργαλεία όπως το MeshLab ή το 3D Slicer. Η αυτόματη εξαγωγή κεντρικών γραμμών μέσω του διαγράμματος Voronoi και ο υπολογισμός μέγιστης εγγεγραμμένης ακτίνας σφαίρας επιτρέπουν τον ακριβή προσδιορισμό γεωμετρικών παραμέτρων όπως οι διάμετροι αυλού και ανευρύσματος, οι γωνίες διακλάδωσης, και η καμπυλότητα κεντρικής γραμμής, χωρίς τη χειροκίνητη παρέμβαση που απαιτείται σε λογισμικά όπως το Blender ή το SCIRun. Το πλαίσιο Frenet που υλοποιεί το VMTK για τον υπολογισμό εφαπτομένων, κανονικών και δικανονικών διανυσμάτων καθιστά δυνατή την ποσοτικοποίηση της τοπικής γεωμετρίας, ενώ η ενσωμάτωση με το VTK διασφαλίζει την αποδοτική επεξεργασία μεγάλων τρισδιάστατων μοντέλων (Παράρτημα Α).

Συγκριτικά με άλλα εργαλεία ανοιχτού κώδικα, το VMTK/VTK συνδυάζει την εξειδίκευση στην αγγειακή γεωμετρία με την επεκτασιμότητα μέσω σεναρίων Python, την άμεση διαλειτουργικότητα με αγωγούς επεξεργασίας CFD, και τη δυνατότητα αυτοματοποιημένης δημιουργίας οριακών στρωμάτων πρισματικών στοιχείων για πλέγματα όγκου, χαρακτηριστικό απαραίτητο για ακριβείς προσομοιώσεις ροής που δεν υποστηρίζεται σε γενικότερα εργαλεία όπως το SlicerMorph (Παράρτημα Α).

---

<sup>8</sup> <http://www.vmtk.org/>

## 6.2 Εργαλείο Τρισδιάστατης Απεικόνισης και Οπτικοποίησης: VTK

Το Visualization Toolkit (VTK)<sup>9</sup> είναι μια ανοιχτή βιβλιοθήκη λογισμικού για τη 3D γραφική απεικόνιση, την επεξεργασία εικόνας και την οπτικοποίηση (Schroeder et al., 2006). Το VTK παρέχει:

- **Αλγόριθμους επεξεργασίας εικόνας:** Φιλτράρισμα, κατάτμηση και βελτίωση εικόνας.
- **Γεωμετρική επεξεργασία:** Χειρισμό πολυγωνικών επιφανειών και ογκομετρικά δεδομένα.
- **Απόδοση:** Προηγμένες τεχνικές απεικόνισης για την οπτικοποίηση πολύπλοκων τρισδιάστατων δομών.
- **Αλληλεπίδραση:** Εργαλεία για διαδραστική εξερεύνηση των δεδομένων.

Το VTK αποτελεί τη βάση για πολλά ιατρικά λογισμικά οπτικοποίησης και χρησιμοποιείται ευρέως για την ανάπτυξη εξειδικευμένων εφαρμογών ανάλυσης ΑΚΑ (Antiga et al., 2008).

## 6.3 Εργαλείο Ανάλυσης και Οπτικοποίησης: ParaView

Το ParaView<sup>10</sup> είναι μια ανοιχτή πλατφόρμα οπτικοποίησης δεδομένων που βασίζεται στο VTK και είναι σχεδιασμένη για την ανάλυση εξαιρετικά μεγάλων συνόλων δεδομένων (Ahrens et al., 2005). Στο πλαίσιο της ανάλυσης ΑΚΑ, το ParaView προσφέρει:

- **Οπτικοποίηση αποτελεσμάτων CFD και FEA:** Απεικόνιση πεδίων ταχύτητας, πίεσης, τάσεων και παραμορφώσεων.
- **Ποσοτική ανάλυση:** Εξαγωγή και ποσοτικοποίηση δεδομένων από προσομοιώσεις.
- **Προηγμένες τεχνικές απεικόνισης:** *Volume rendering*, *streamlines*, *glyphs* και άλλες μέθοδοι για την οπτικοποίηση πολύπλοκων φαινομένων.
- **Δημιουργία σεναρίων:** Δυνατότητα αυτοματοποίησης μέσω *Python scripts* για επεξεργασία και οπτικοποίηση μεγάλων αριθμών δεδομένων.

Το ParaView είναι ιδιαίτερα χρήσιμο για την απεικόνιση των αποτελεσμάτων από ψηφιακά δίδυμα και υπολογιστικές προσομοιώσεις, επιτρέποντας στους ερευνητές και κλινικούς να κατανοήσουν την πολύπλοκη αιμοδυναμική και εμβιομηχανική συμπεριφορά του ΑΚΑ (Ahrens et al., 2005). Σε σύγκριση με άλλα εργαλεία, το ParaView υπερτερεί στην επεξεργασία μεγάλων συνόλων δεδομένων μέσω παράλληλης επεξεργασίας και υποστήριξης υπερυπολογιστών. Η δυνατότητα υπολογισμού επιφανειακών ολοκληρωμάτων μέσω του ParaView παρέχει ακριβείς μετρήσεις επιφανειών στρωμάτων που απαιτούνται για τη μελέτη των αναλογιών του στρώματος του αυλού προς το μεσαίο/τοιχωματικό στρώμα, ενώ η ενσωμάτωση με σενάρια Python καθιστά δυνατή την αυτοματοποίηση της ανάλυσης πολλαπλών ασθενών. Η ευελιξία του προγραμματιζόμενου φίλτρου και η δυνατότητα δημιουργίας προσαρμοσμένων C++ plugins ανοίγουν το δρόμο για την ανάπτυξη εξειδικευμένων μεθόδων ανάλυσης ενδοαυλικού θρόμβου που δεν είναι εφικτές σε κλειστά εμπορικά συστήματα ή σε λιγότερο επεκτάσιμα λογισμικά ανοιχτού κώδικα (Παράρτημα Α).

---

<sup>9</sup> <https://vtk.org/>

<sup>10</sup> <https://www.paraview.org/>

## 7. Μορφολογική Ανάλυση ΑΚΑ

Η αυτοματοποιημένη μέτρηση των ανευρυσμάτων κοιλιακής αορτής από εικόνες αξονικής τομογραφίας βασίζεται σε διάφορες βασικές υπολογιστικές προσεγγίσεις (τμηματοποίηση, ανάλυση κεντρικής γραμμής, 3D ανακατασκευή) που λειτουργούν σε συνδυασμό για την παροχή μιας ολοκληρωμένης ανατομικής και παθολογικής αξιολόγησης.

### 7.1 Σύνολο Δεδομένων

Το σύνολο δεδομένων για την ανάπτυξη του Εργαλείου μορφολογικής ανάλυσης ΑΚΑ αποτέλεσαν τρισδιάστατα μοντέλα αυλού και ΑΚΑ. Τα 3D μοντέλα δημιουργήθηκαν από αξονικές τομογραφίες 38 ασθενών με ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής μετά από τμηματοποίηση, χρησιμοποιώντας ταυτοποιημένα αρχεία από το Τμήμα Αγγειοχειρουργικής του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Αττικών, με την έγκριση της Επιτροπής Δεοντολογίας για το έργο SAFE AORTA. Τα αναλυτικά δημογραφικά και κλινικά χαρακτηριστικά των ασθενών παρατίθενται αναλυτικά στο Παράρτημα Β.1.

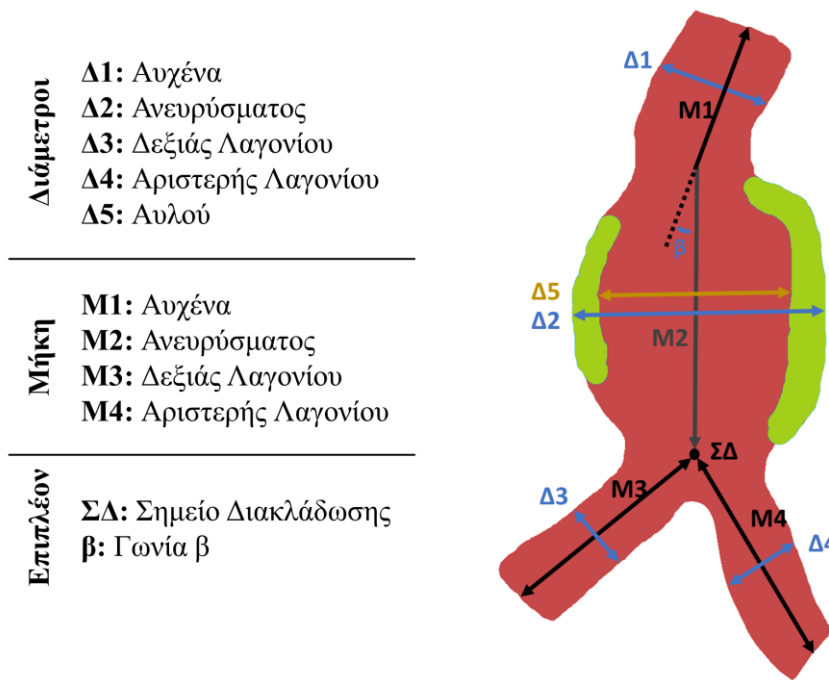
Στη μελέτη συμπεριλήφθηκαν συνολικά 38 ασθενείς: 33 άνδρες με ηλικιακό εύρος 57–89 ετών (μέσος όρος: 71 έτη), 2 γυναίκες ηλικίας 69 και 74 ετών, και 3 ασθενείς αγνώστου φύλου. Το ιστορικό καπνίσματος καταγράφηκε σε 26 ασθενείς (68.4%). Οι συννοσηρότητες περιελάμβαναν υπέρταση σε 28 ασθενείς (73.7%), δυσλιπιδαιμία σε 24 (63.2%), στεφανιαία νόσο σε 12 (31.6%), χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια (ΧΑΠ) σε 7 (18.4%), και σακχαρώδη διαβήτη σε 6 (15.8%). Όσον αφορά τη φαρμακευτική αγωγή, 13 ασθενείς λάμβαναν αντιυπερτασικά (34.2%), 10 στατίνες (26.3%), 9 αντιαιμοπεταλιακά (23.7%), και 3 αντιδιαβητικά (7.9%).

### 7.2 Μεθοδολογία: Ανάπτυξη Αυτοματοποιημένης Προσέγγισης

Για τον αυτοματοποιημένο υπολογισμό των γεωμετρικών μετρήσεων στο τρισδιάστατο μοντέλο της αορτής, το σύστημα δέχεται ως είσοδο τα τρισδιάστατα μοντέλα (STL αρχεία) του ανευρύσματος, του αυλού και του θρόμβου (παρεχόμενα από την ομάδα του ΕΜΠ, στο πλαίσιο της Εργασίας 4.1). Εάν σε κάποιο υποκείμενο απουσιάζει ο θρόμβος, τότε δεν διατίθενται τα τρισδιάστατα μοντέλα του αυλού και του θρόμβου. Η υλοποίηση αυτή υπολογίζει δεκατρείς γεωμετρικές μετρήσεις, οι οποίες κατατάσσονται ως εξής:

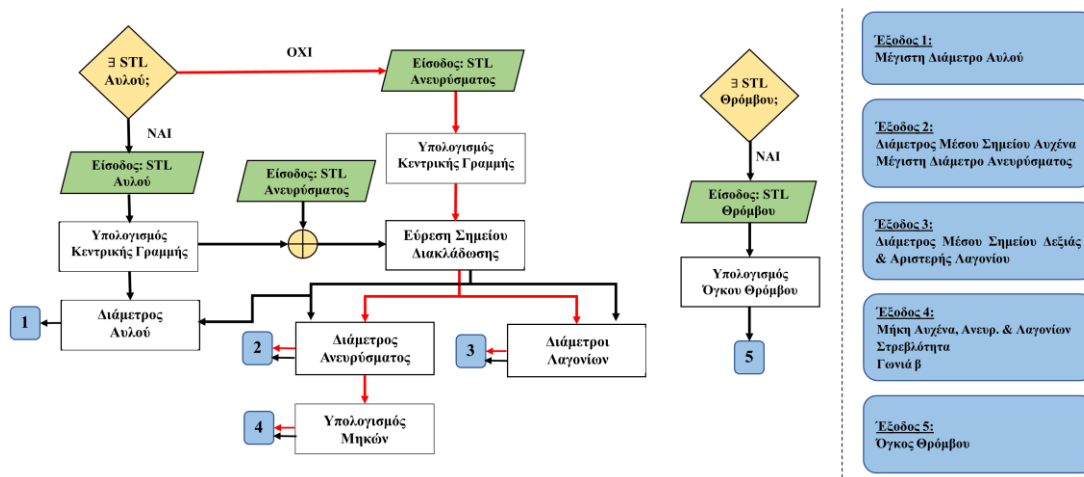
- **Πέντε Διαμέτρους:** αυχένα, ανευρύσματος, αυλού, δεξιάς και αριστερής λαγονίου,
- **Πέντε Μήκη:** αυχένα, ανευρύσματος, συνολικό, δεξιάς και αριστερής λαγονίου και
- **Τρεις Επιπλέον Μετρήσεις:** Στρεβλότητα, γωνία  $\beta$  και όγκος ανευρύσματος.

Οι μετρήσεις των διαμέτρων, των μηκών καθώς και της γωνίας  $\beta$  απεικονίζονται στην παρακάτω εικόνα (Εικόνα 7). Το συνολικό μήκος ( $SM$ ) προκύπτει ως το άθροισμα του μήκους του αυχένα ( $M1$ ) και του ανευρύσματος ( $M2$ ).



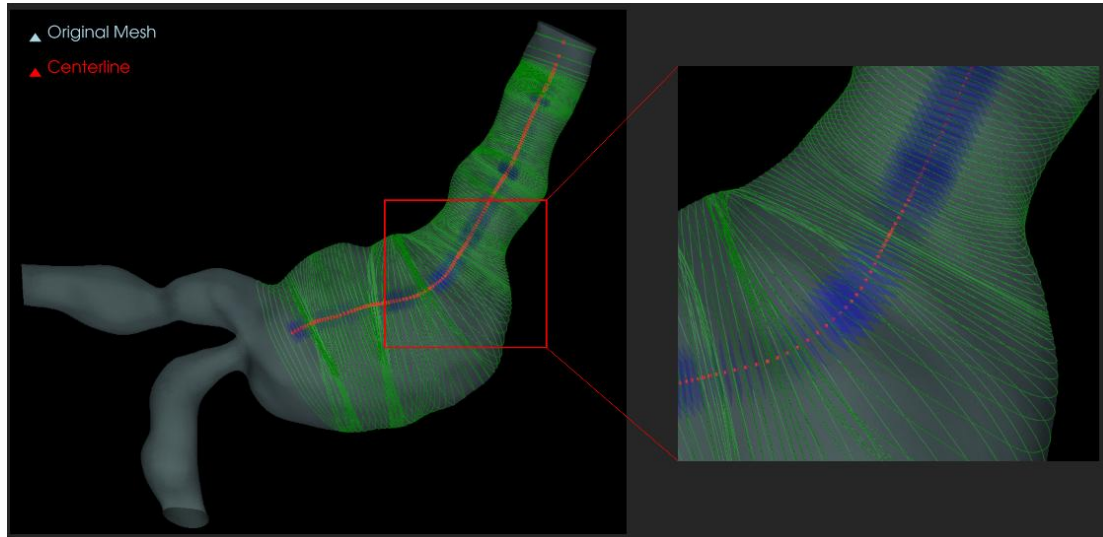
Εικόνα 7 - Μια γραφική αναπαράσταση της αορτής (με πράσινο χρώμα απεικονίζεται ο θρόμβος), των μετρήσεων (διαμέτρων, μηκών και γωνιάς β) και του σημείου διακλάδωσης

Το πρώτο βήμα για τον υπολογισμό των μετρήσεων αυτών είναι η παραγωγή των κεντρικών σημείων (centerline points) μέσω του εργαλείου ανοικτού κώδικα VMTK<sup>8</sup>. Όπως, φαίνεται στο διάγραμμα ροής (Εικόνα 8), εφόσον παρέχεται το τρισδιάστατο μοντέλο του αυλού, υπολογίζεται βάσει αυτού η κεντρική γραμμή, η οποία αποτελείται από τα αντίστοιχα κεντρικά σημεία, μέσω της συνάρτησης «vmtkCenterlines». Εναλλακτικά, για τον υπολογισμό της κεντρικής γραμμής χρησιμοποιείται το τρισδιάστατο μοντέλο του ανευρύσματος. Αφού υπολογιστούν τα κεντρικά σημεία, εφαρμόζεται η συνάρτηση του VMTK «vmtkCenterlineSmoothing», με σκοπό την παρεμβολή επιπλέον σημείων και, κατ' επέκταση, την αύξηση της πυκνότητάς τους, ώστε να επιτευχθεί πιο ομαλή και ακριβής αναπαράσταση της κεντρικής γραμμής. Στη συνέχεια, μέσω της συνάρτησης «vmtkNetworkExtraction» υπολογίζεται το σημείο διακλάδωσης μεταξύ των κεντρικών γραμμών του ανευρύσματος και των λαγονίων. Όλα τα υπόλοιπα βήματα πραγματοποιήθηκαν εκτός του περιβάλλοντος του VMTK, αξιοποιώντας έναν εσωτερικά αναπτυγμένο αλγόριθμο.



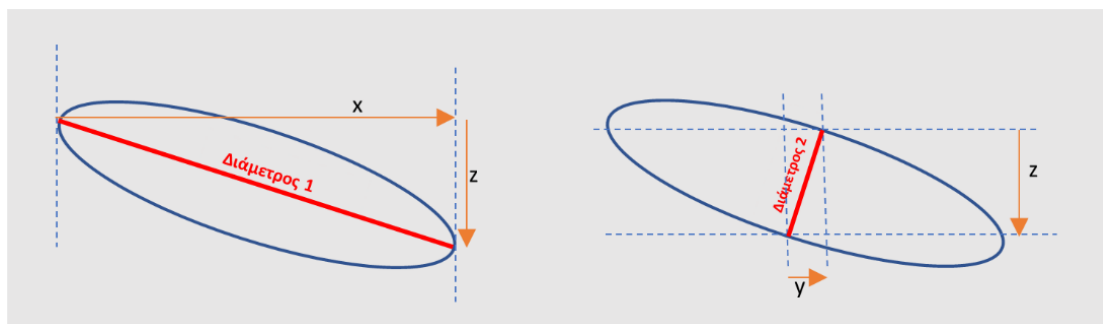
Εικόνα 8 - Διάγραμμα Ροής

Για κάθε κεντρικό σημείο υπολογίζεται το διάνυσμα εφαπτομένης της κεντρικής γραμμής στο συγκεκριμένο σημείο. Στη συνέχεια, επιλέγεται η εγκάρσια τομή του τρισδιάστατου μοντέλου σε επίπεδο που διέρχεται από το σημείο αυτό και με το κανονικό διάνυσμα του επιπέδου να ευθυγραμμίζεται με τη διεύθυνση της εφαπτομένης. Ενδεικτική απεικόνιση των εγκάρσιων τομών παρουσιάζεται στην ακόλουθη εικόνα (Εικόνα 9).



Εικόνα 9 - Ενδεικτικό Παράδειγμα εγκάρσιων τομών (πράσινο) μαζί με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε) για τα υπάρχοντα κεντρικά σημεία (κόκκινο)

Για κάθε εγκάρσια τομή, η οποία μπορεί να προσεγγιστεί ως έλλειψη, υπολογίζονται δύο διαμέτροι χρησιμοποιώντας τα όρια κατά τους άξονες  $x$ ,  $y$  και  $z$ , που προκύπτουν από τα σημεία τομής με την επιφάνεια του STL αρχείου ( $[x_{\min}, x_{\max}, y_{\min}, y_{\max}, z_{\min}, z_{\max}]$ ). Κάθε διάμετρος υπολογίζεται μέσω του Πυθαγόρειου θεωρήματος, με την πρώτη διάμετρο να προκύπτει από τις αποστάσεις μεταξύ των ορίων στους άξονες  $x$  και  $z$ , ενώ η δεύτερη από τις αποστάσεις στους άξονες  $y$  και  $z$ , όπως απεικονίζεται στην Εικόνα 10. Η τελική διάμετρος της αορτής καθορίζεται ως η μέγιστη τιμή των δύο αυτών διαστάσεων.



Εικόνα 10 - Υπολογισμός των δύο διαμέτρων (κόκκινες γραμμές) σε εγκάρσια τομή της αορτής (μπλε έλλειψη), χρησιμοποιώντας το Πυθαγόρειο Θεώρημα με τις αποστάσεις μεταξύ των ορίων στους άξονες  $x$  και  $z$  (αριστερά) και στους άξονες  $y$  και  $z$  (δεξιά)

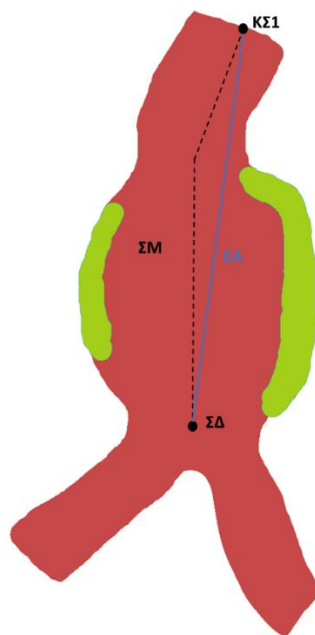
Σε αυτό το σημείο, είναι σημαντικό να αναφερθούμε στον διαχωρισμό του αυχένα από το ανεύρυσμα (βλέπε Παράρτημα Γ), ο οποίος αποτελεί κρίσιμο βήμα για τη γεωμετρική ανάλυση και την ακριβή μέτρηση των διαμέτρων και των μηκών. Εφαρμόστηκε ένα σύνθετο κριτήριο διαχωρισμού του αυχένα από το ανεύρυσμα, το οποίο περιλαμβάνει τους ακόλουθους ελέγχους:

- Αρχικά γίνεται έλεγχος για ύπαρξη κοντού αυχένα. Συγκεκριμένα, εάν κάποια από τις πρώτες δύο τιμές των διαμέτρων είναι μεγαλύτερες ή ίσες με 30 mm, τότε η διάμετρος του αυχένα ορίζεται ως -1, το μήκος του καθορίζεται σε 3,99 mm (υποδηλώνοντας μικρότερη τιμή από αυτή που ορίζεται για κοντό αυχένα υπονεφρικού ΑΚΑ: 4-10 mm σε μήκος (Wanhainen et al., 2024)) και η αρχή του ανευρύσματος ορίζεται στο δεύτερο κεντρικό σημείο.
- Εάν δεν **ικανοποιηθεί** η προηγούμενη συνθήκη, τότε για κάθε διάμετρο μέχρι το σημείο διακλάδωσης εφαρμόζονται οι εξής έλεγχοι (Aggarwal et al., 2011):
  - 1 Η διάμετρος είναι μεγαλύτερη ή ίση από 30 mm.
  - 2 Η διάμετρος είναι τουλάχιστον 1,5 φορά μεγαλύτερη από την πρώτη διάμετρο, που μετράτε κάτω από τις νεφρικές αρτηρίες (Evans et al., 1992; Song et al., 2023).

Το κεντρικό σημείο στο οποίο ικανοποιείται κάποια από τις δύο παραπάνω συνθήκες ορίζεται ως η αρχή του ανευρύσματος.

Για τις διαμέτρους του ανευρύσματος και του αυλού επιλέγεται η μέγιστη τιμή μεταξύ της αρχής του ανευρύσματος και του σημείου διακλάδωσης. Αντίθετα, οι διαμέτροι του αυχένα και των λαγονίων υπολογίζονται στο μέσο σημείο της κεντρικής γραμμής του αντίστοιχου μήκους. Για παράδειγμα, εάν το μήκος του αυχένα (*MI*, [Εικόνα 7](#)) περιλαμβάνει 50 σημεία, η διάμετρος λαμβάνεται στο σημείο 25. Τα μήκη των τμημάτων υπολογίζονται αθροίζοντας τις Ευκλείδειες αποστάσεις μεταξύ διαδοχικών σημείων της κεντρικής γραμμής, προσδιορίζοντας έτσι το συνολικό μήκος κάθε τμήματος. Η Στρεβλότητα (*Στρ*, Tortuosity) (Piccinelli et al., 2009) ορίζεται ως το *ΣΜ* δια την ευκλείδεια απόσταση (*ΕΑ*) μεταξύ του πρώτου κεντρικού σημείου, που βρίσκεται κάτω από τις νεφρικές αρτηρίες και του σημείου διακλάδωσης μείον ένα ([Εικόνα 11](#)). Η ποσοστιαία *Στρ* ορίζεται ως:

$$\text{Στρ} = (\text{ΣΜ}/\text{ΕΑ} - 1) * 100 \quad (1)$$



Εικόνα 11 - Τα μήκη για τον υπολογισμό της Στρεβλότητας: συνολικό μήκος (ΣΜ), πρώτο κεντρικό σημείο (ΚΣ1), σημείο διακλάδωσης (ΣΔ) και ευκλείδεια απόσταση (ΕΑ) μεταξύ του ΚΣ1 και του ΣΔ

Η γωνιά  $\beta$  (Εικόνα 7) σχηματίζεται στο σημείο που τέμνονται τα ευθύγραμμο τμήματα που σχηματίζονται από τα μήκη του αυχένα ( $M1$ ) και του ανευρύσματος ( $M2$ ), προεκτείνοντας το ευθύγραμμο τμήμα του αυχένα (μαύρη διακεκομμένη γραμμή). Τέλος, αν υπάρχει το αρχείο STL για τον θρόμβο τότε υπολογίζεται η τιμή του όγκου, μέσω της βιβλιοθήκης “PyVista”<sup>11</sup> και της συνάρτησης “volume”, αλλιώς η τιμή του ορίζεται ως μείον ένα.

Στην παρούσα ανάλυση γίνονται ορισμένες παραδοχές που καθορίζουν τη μεθοδολογία και τον τρόπο υπολογισμού των γεωμετρικών χαρακτηριστικών, διασφαλίζοντας παράλληλα την ακρίβεια των αποτελεσμάτων:

- Όταν δεν υπάρχουν τα τρισδιάστατα μοντέλα του αυλού και του θρόμβου, τότε η διάμετρος του αυλού ταυτίζεται με την διάμετρο του ανευρύσματος.
- Επειδή τα STL αρχεία δεν ορίζουν την κατεύθυνση (δεξιά–αριστερά) της αορτής, θεωρείται ως δεξιά λαγόνιος αυτή με το μεγαλύτερο μήκος (η δεξιά κοινή λαγόνιος αρτηρία είναι κάπως μακρύτερη από την αριστερή και διέρχεται πιο λοξά κατά μήκος του σώματος του τελευταίου οσφυϊκού σπονδύλου)<sup>12</sup>.
- Στη σπάνια περίπτωση κατά την οποία, κατά τη μέτρηση της διαμέτρου του αυχένα ή της/των μιας/δύο λαγόνιας/λαγονίων, παρεμβάλλεται το ανεύρυσμα, για να αποφευχθούν εσφαλμένες τιμές μεγαλύτερες από τις πραγματικές, επιλέγεται η προσεγγιστική τιμή διαμέτρου που επιστρέφει το εργαλείο VMTK, η οποία συνήθως είναι μικρότερη από την πραγματική.
- Οι τιμές των διαμέτρων υπολογίζονται βάσει του διαθέσιμου αρχείου STL.

### 7.3 Αποτελέσματα

Κατά τη διαδικασία εκτέλεσης της αυτοματοποιημένης μεθοδολογίας διαπιστώθηκαν κάποιοι τεχνικοί περιορισμοί και προκλήσεις που είχαν σαν αποτέλεσμα την απόρριψη εννέα 3D μοντέλων.

Οι λόγοι απόρριψης των 3D μοντέλων ήταν οι ακόλουθοι:

1. Εσφαλμένη εξαγωγή κεντρικής γραμμής με τη χρήση του VMTK.
2. Το VMTK απέτυχε να παράγει αυτόματα την κεντρική γραμμή, καθιστώντας αναγκαίο τον χειροκίνητο προσδιορισμό των σημείων εκκίνησης.
3. Η υλοποίηση της αυτοματοποιημένης προσέγγισης απαιτεί είτε ένα STL αρχείο του ανευρύσματος ή τρία STL αρχεία: ανευρύσματος, αυλού και θρόμβου. Για ένα συγκεκριμένο υποκείμενο υπήρχε μόνο ένα STL αρχείο, το αρχείο του αυλού.

Τα 3D μοντέλα που απορρίφθηκαν αφορούσαν στους εξής ασθενείς:

**Ασθενής 35:** Περίπτωση 1  
**Ασθενής 36:** Περίπτωση 1  
**Ασθενής 37:** Περίπτωση 1  
**Ασθενής 38:** Περίπτωση 1  
**Ασθενής 31:** Περίπτωση 2  
**Ασθενής 30:** Περίπτωση 3  
**Ασθενής 33:** Περίπτωση 3  
**Ασθενής 34:** Περίπτωση 3  
**Ασθενής 32:** Περίπτωση 3

<sup>11</sup> <https://pyvista.org/>

<sup>12</sup> <https://www.imaios.com/en/e-anatomy/anatomical-structures/common-iliac-artery-1553665992#>

Έτσι, το δείγμα της μελέτης για τη μορφολογική ανάλυση ΑΚΑ συμπεριέλαβε ένα σύνολο 3D μοντέλων από 29 ασθενείς, από όπου λήφθηκαν αυτοματοποιημένα 13 ποσοτικές μετρήσεις παραμέτρων ΑΚΑ.

### **7.3.1 Αυτοματοποιημένες Μετρήσεις Γεωμετρικών Παραμέτρων ΑΚΑ**

Τα αποτελέσματα των αυτοματοποιημένων μετρήσεων των 13 γεωμετρικών παραμέτρων (μέγιστη διάμετρος αυλού, μέγιστη διάμετρος ΑΚΑ, μήκος ΑΚΑ, μήκος αυχένα (λαιμού), μέγιστη διάμετρος αυχένα, διαμέτροι και μήκη της δεξιάς και της αριστερής κοινής λαγόνιας αρτηρίας (στο μέσο σημείο), υπονεφρική γωνία  $\beta$ , στρεβλότητα και όγκος του ενδοαυλικού θρόμβου) παρουσιάζονται αναλυτικά ανά περίπτωση στις Εικόνες 12α έως 40α.

Στις Εικόνες 12β έως 40β παρουσιάζεται παραστατικά το κριτήριο διαχωρισμού του αυχένα με τον αορτικό σάκο ανά περίπτωση.

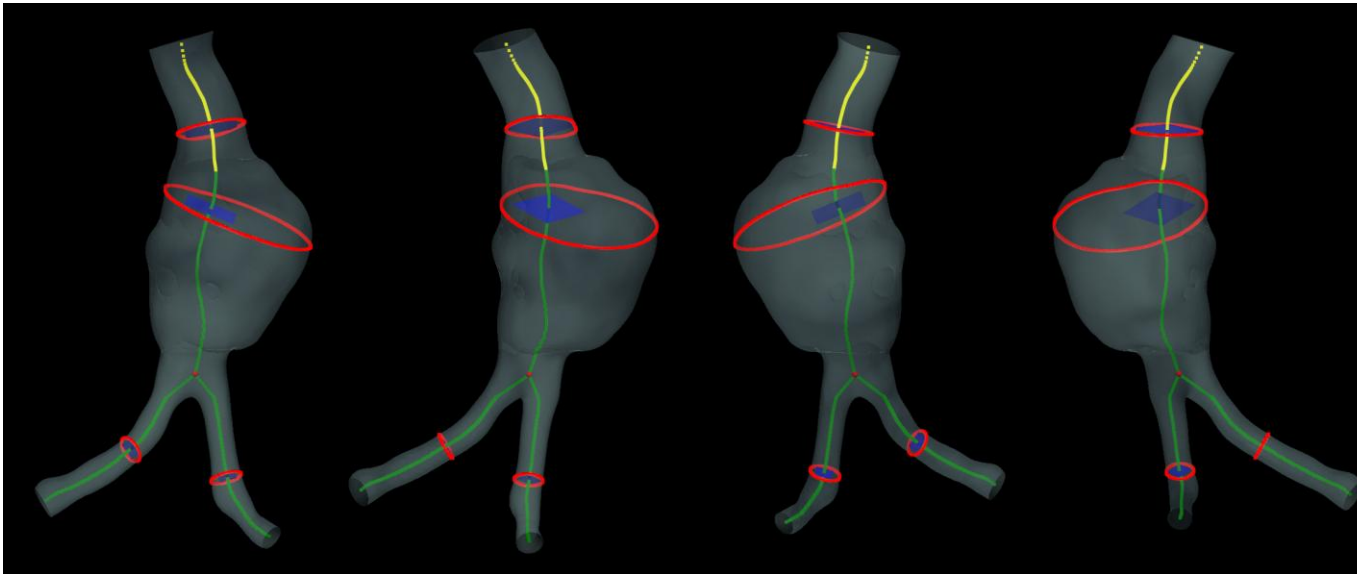
Στα αποτελέσματα διαπιστώνονται τα ακόλουθα:

- Επιτυχή και ομαλή εκτέλεση της αυτοματοποιημένης προσέγγισης σε 28 περιπτώσεις ΑΚΑ εκτός της περίπτωσης του Ασθενή Νο 11 (Εικόνα 22α).
- Τρεις περιπτώσεις, όπου οι μετρήσεις των διαμέτρων του αυχένα υπολογίστηκαν προσεγγιστικά μέσω του VMTK, επιλύοντας τις αστοχίες που προέκυψαν:
  - Ασθής Νο2 (Εικόνα 13α), Ασθής Νο7 (Εικόνα 18α), Ασθής Νο22 (Εικόνα 33α).
- Τέσσερις περιπτώσεις, όπου οι μετρήσεις των διαμέτρων των λαγονίων αρτηριών υπολογίστηκαν προσεγγιστικά μέσω του VMTK, επιλύοντας τις αστοχίες που προέκυψαν:
  - Ασθής Νο5 (Εικόνα 16α), Ασθής Νο8 (Εικόνα 19α), Ασθής Νο14 (Εικόνα 25α), Ασθής Νο29 (Εικόνα 40α).
- Δυο περιπτώσεις κοντού αυχένα, όπου τέθηκαν οι τιμές [-1] για τη διάμετρο και [3.99] για το μήκος.
  - Ασθής Νο 18 (Εικόνα 29α), Ασθής Νο 29 (Εικόνα 40α).

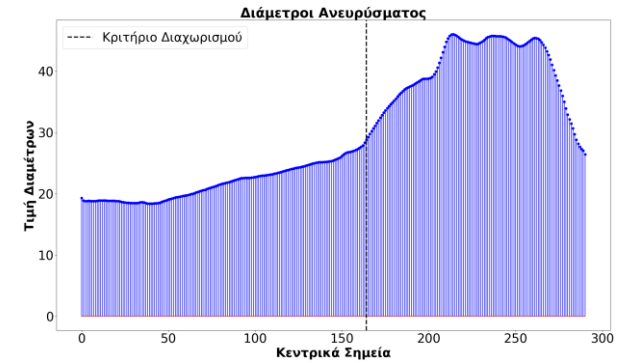
Επιπλέον, στον Πίνακα 4 αποτυπώνονται συγκεντρωτικά τα αποτελέσματα των αυτοματοποιημένων μετρήσεων και γίνεται σύγκριση με τις ιατρικές κλινικές τιμές. Τα κύρια ευρύματα των ποσοτικών μετρήσεων απεικονίζονται στις Εικόνες 41 και 42.

# Ασθενής Νο 1

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
21,69	32,87	46,01	9,04	9,34	40,4	59,84	100,24	61,58	55,51	5,08	21,73	94072,25



Εικόνα 12α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο)



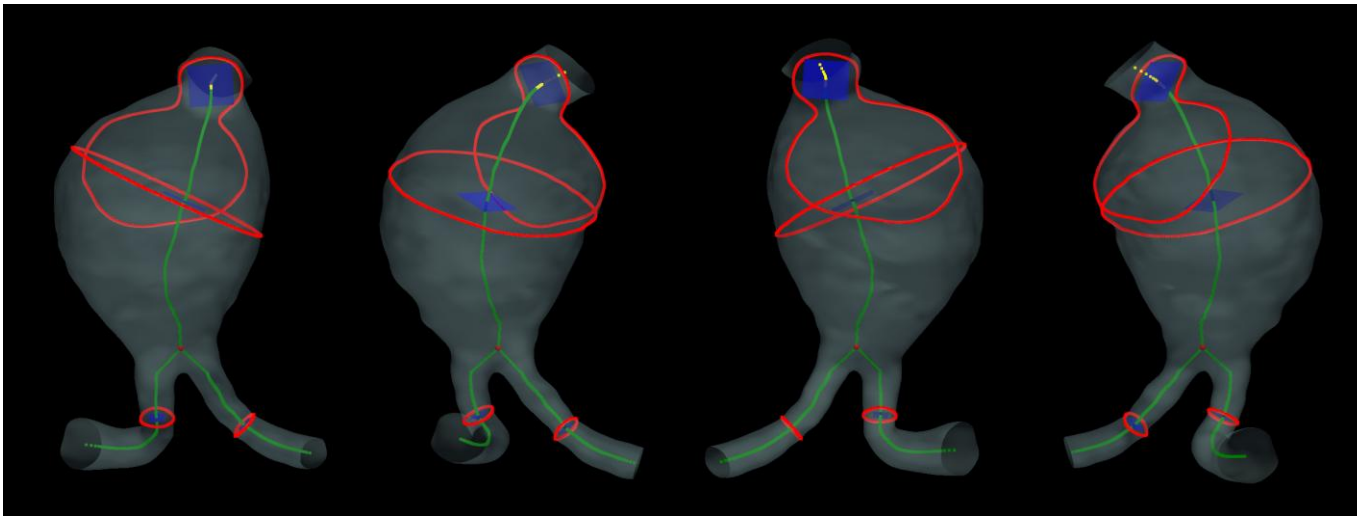
Εικόνα 12β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

## Παρατηρήσεις:

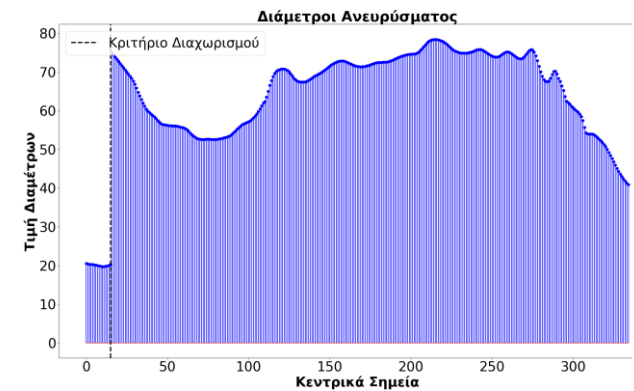
- Δεν υπάρχουν παρατηρήσεις για αυτό το υποκείμενο.

## Ασθενής Νο 2

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
19,94	67	78,37	12,21	12,32	16,48	93,95	110,43	62,95	62,31	14,3	58,17	367697,59



Εικόνα 13α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο)



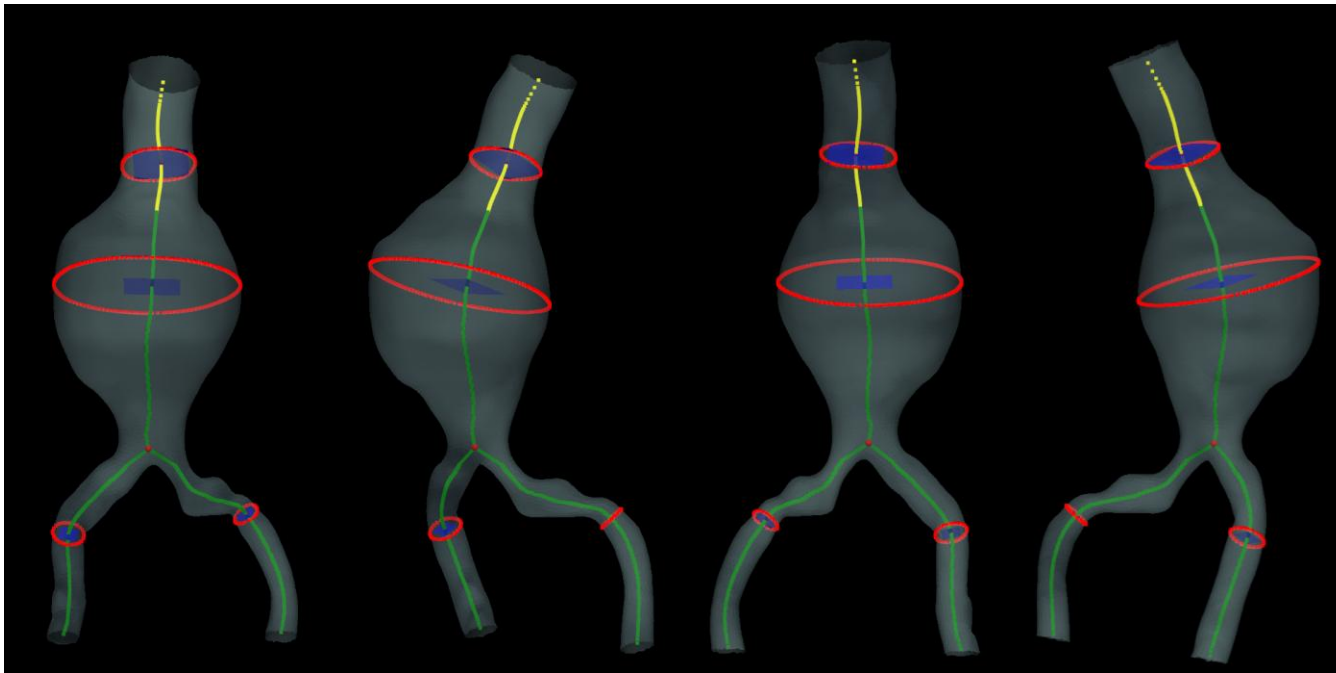
Εικόνα 13β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

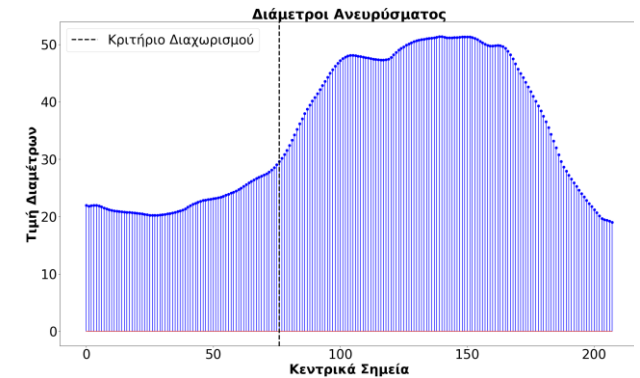
- Απεικονιστική αστοχία (κόκκινο) με τη διάμετρο του αυχένα, καθώς περιλαμβάνεται τμήμα του ανευρύσματος.
- Παρά την απεικονιστική αστοχία, η θέση και η τιμή της διαμέτρου του αυχένα υπολογίζεται σωστά μέσω της προσέγγισης του VMTK.

## Ασθενής Νο 3

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
21,16	44,81	51,4	8,06	9,97	43,77	65,32	109,09	79,27	68,29	4,43	23,18	292101,85



Εικόνα 14α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο)



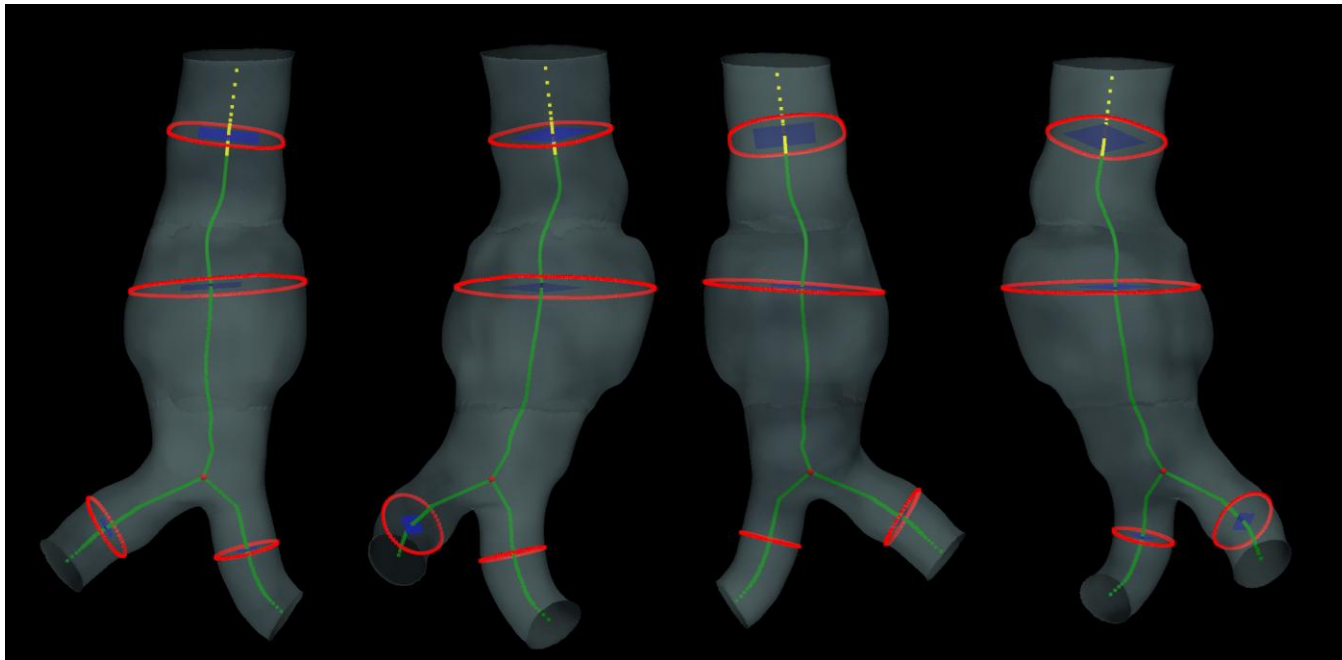
Εικόνα 14β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

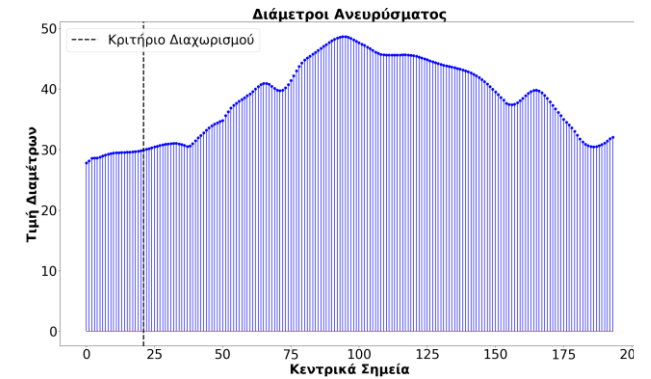
- Δεν υπάρχουν παρατηρήσεις για αυτό το υποκείμενο.

## Ασθενής Νο 4

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
29,45	36,86	48,67	15,89	14,28	25,18	83,55	108,73	39,81	40,46	4,94	25,76	35981,96



Εικόνα 15α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο)



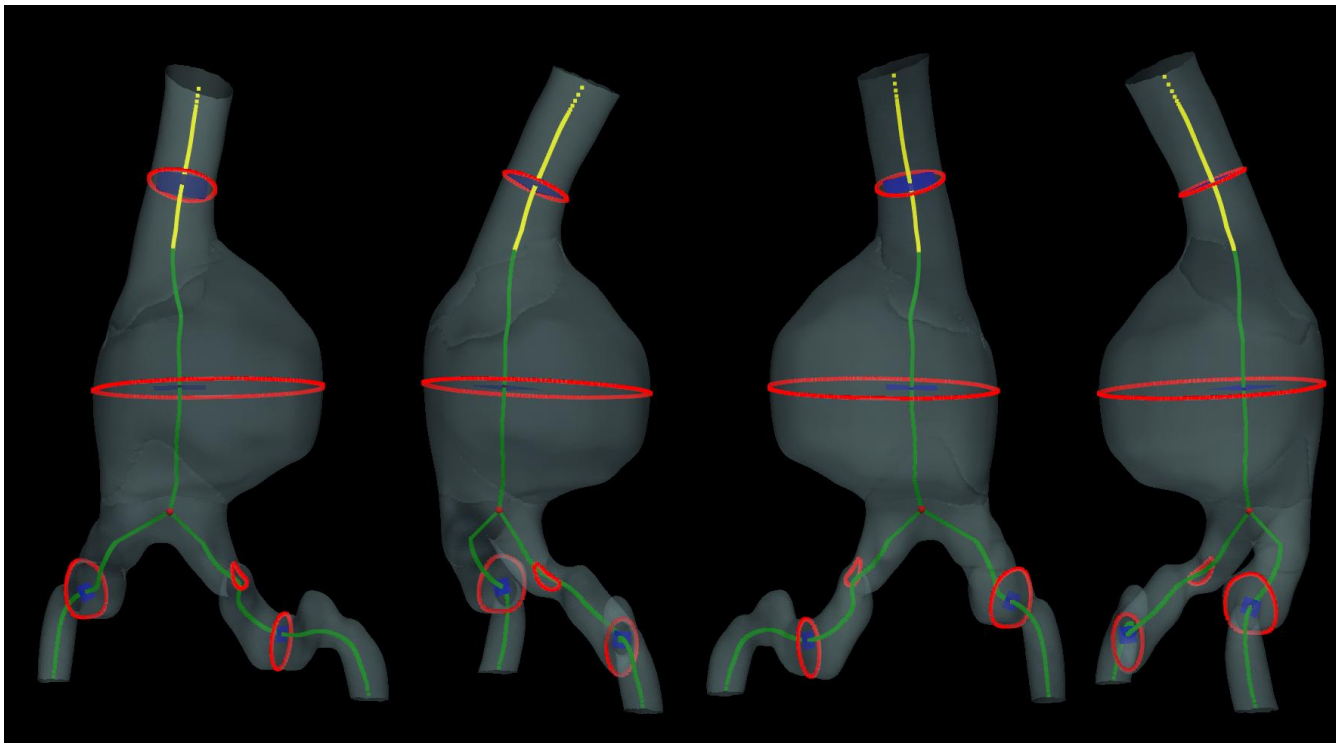
Εικόνα 15β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

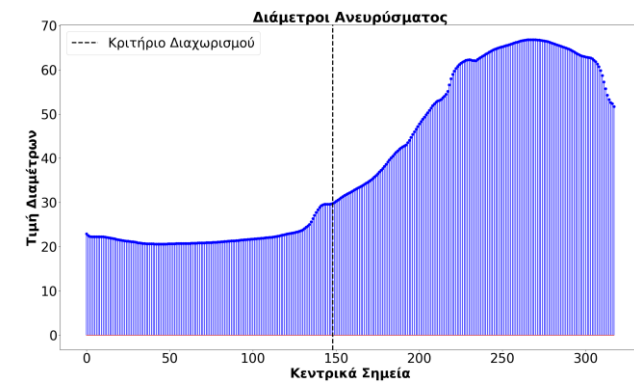
- Δεν υπάρχουν παρατηρήσεις για αυτό το υποκείμενο.

## Ασθενής Νο 5

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
			Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος							
20,94	44,92	66,82	8,43	13,48	56,54	76,19	132,73	104,65	82,08	2,75	20,48	152220



Εικόνα 16α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγόνιων (πράσινο)



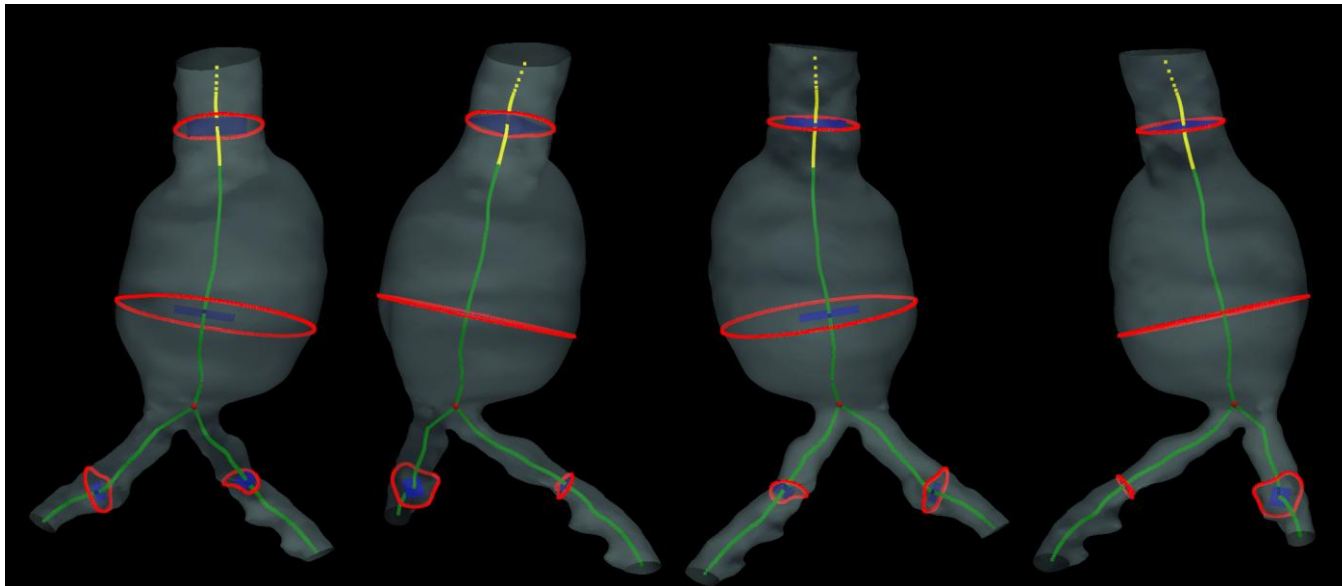
Εικόνα 16β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

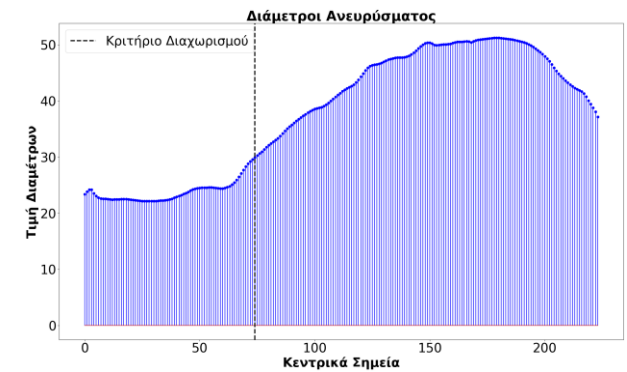
- Απεικονιστική αστοχία (κόκκινο) με τη διάμετρο της μίας λαγόνιας αρτηρίας, καθώς περιλαμβάνεται επιπλέον τμήμα της.
- Παρά την απεικονιστική αστοχία, η θέση και η τιμή της διαμέτρου της λαγόνιας αρτηρίας υπολογίζεται σωστά μέσω της προσέγγισης του VMTK.

## Ασθενής Νο 6

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
22,46	35,82	51,25	10,38	15,03	30,29	60,38	90,67	64,44	52,88	Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
										2,48	14,57	125131,84



Εικόνα 17α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγόνιων (πράσινο)



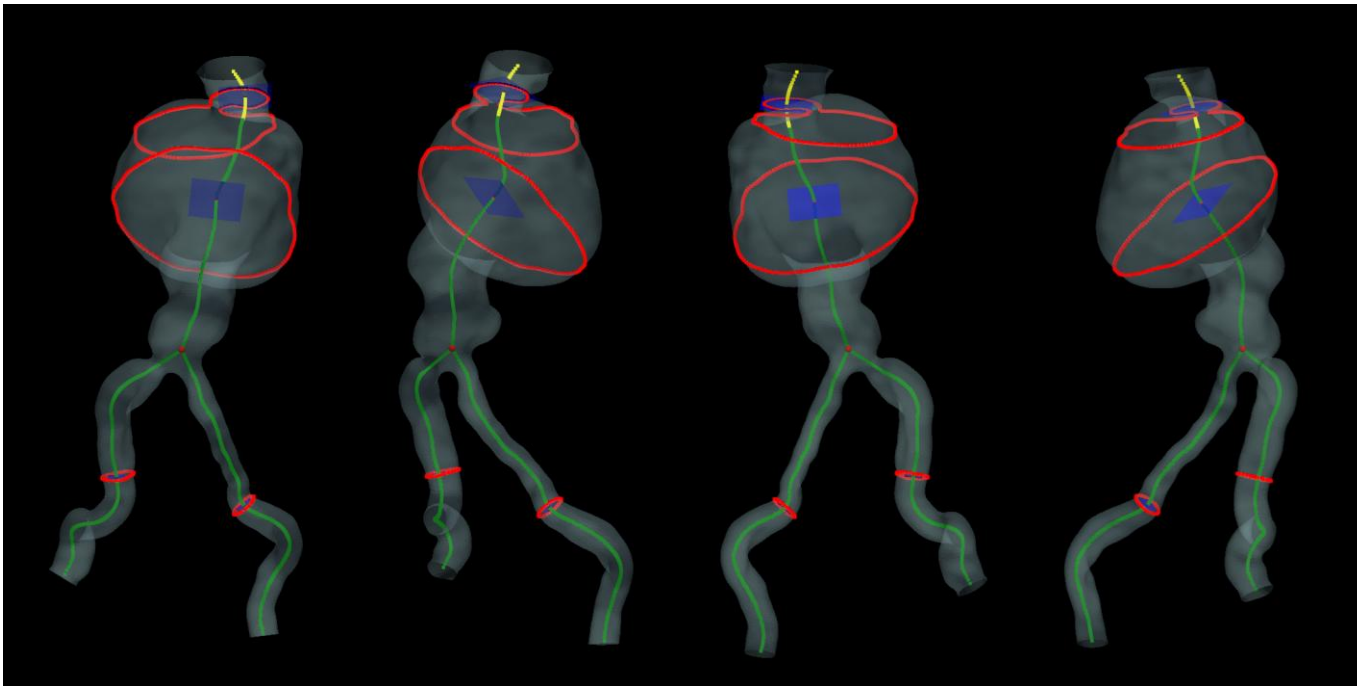
Εικόνα 17β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

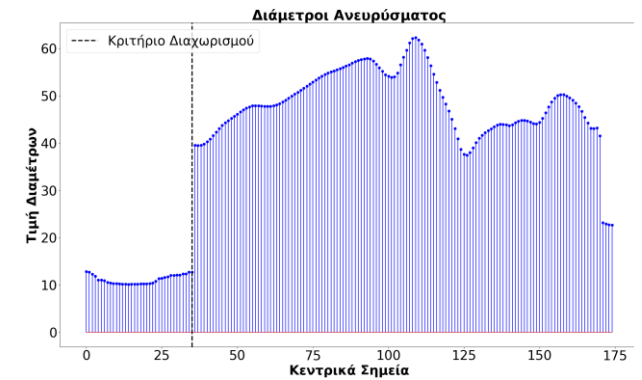
- Δεν υπάρχουν παρατηρήσεις για αυτό το υποκείμενο.

## Ασθενής Νο 7

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
10,22	62,32	62,32	9,79	9,36	21,29	75,21	96,5	108,98	94,05	16,42	41,1	-1



Εικόνα 18α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγόνιων (πράσινο)



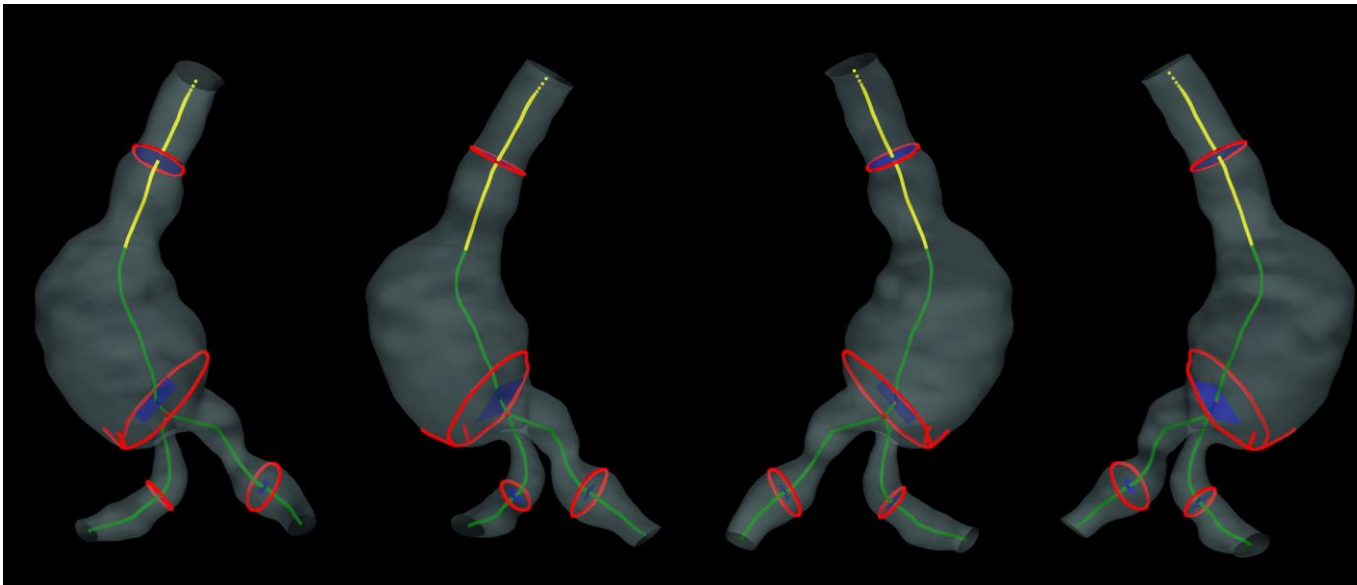
Εικόνα 18β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

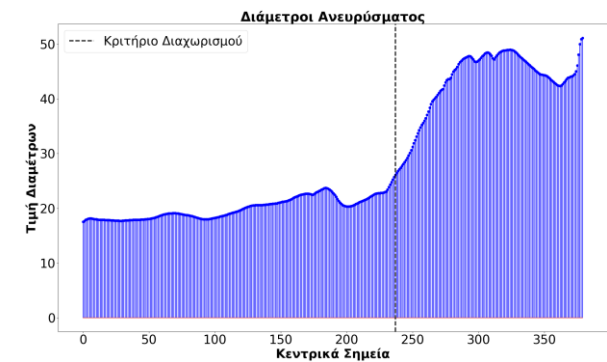
- Απεικονιστική αστοχία (κόκκινο) με τη διάμετρο του αυχένα, καθώς περιλαμβάνεται τμήμα του ανευρύσματος.
- Παρά την απεικονιστική αστοχία, η θέση και η τιμή της διαμέτρου του αυχένα υπολογίζεται σωστά μέσω της προσέγγισης του VMTK.

## Ασθενής Νο 8

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
19,53	35,1	51,13	10,88	7,74	60,06	55,13	115,19	52,96	60,35	8,9	39,77	170923,52



Εικόνα 19α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο)



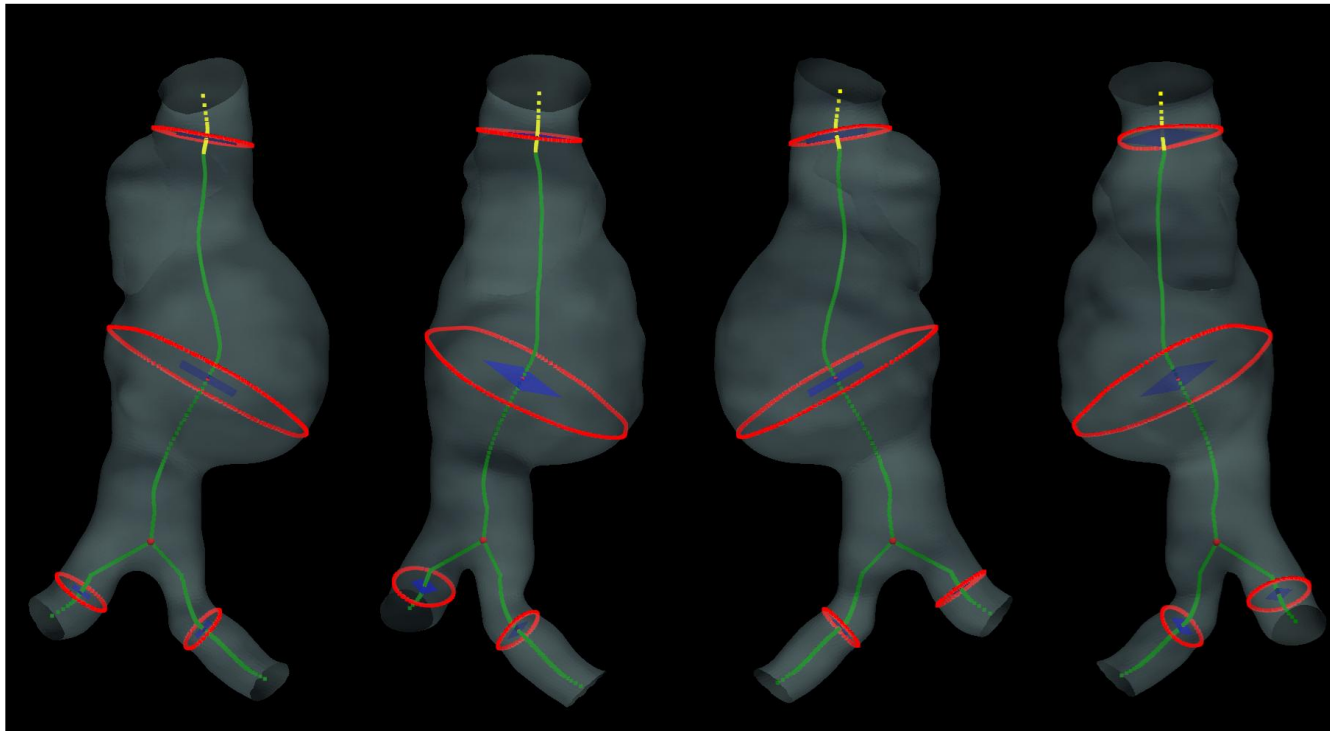
Εικόνα 19β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

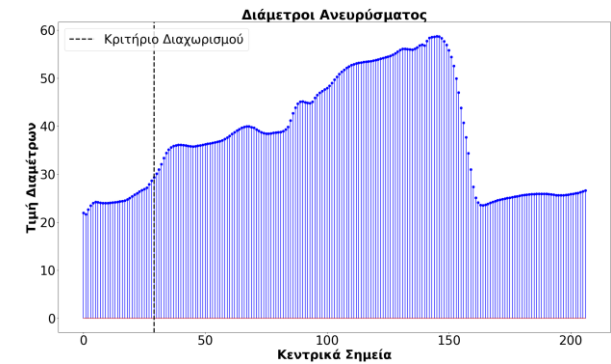
- Απεικονιστική αστοχία (κόκκινο) με το ημικύκλιο που εμφανίζεται στο ανεύρυσμα από τη μία λαγόνια αρτηρία.
- Παρά την απεικονιστική αστοχία, η θέση και η τιμή της διαμέτρου της λαγόνιας αρτηρίας υπολογίζεται σωστά μέσω της προσέγγισης του VMTK.

## Ασθενής Νο 9

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
24,24	58,73	58,73	15,78	15,4	16,94	100,03	116,97	46,42	30,96	5,51	10,2	31105,34



Εικόνα 20α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο)



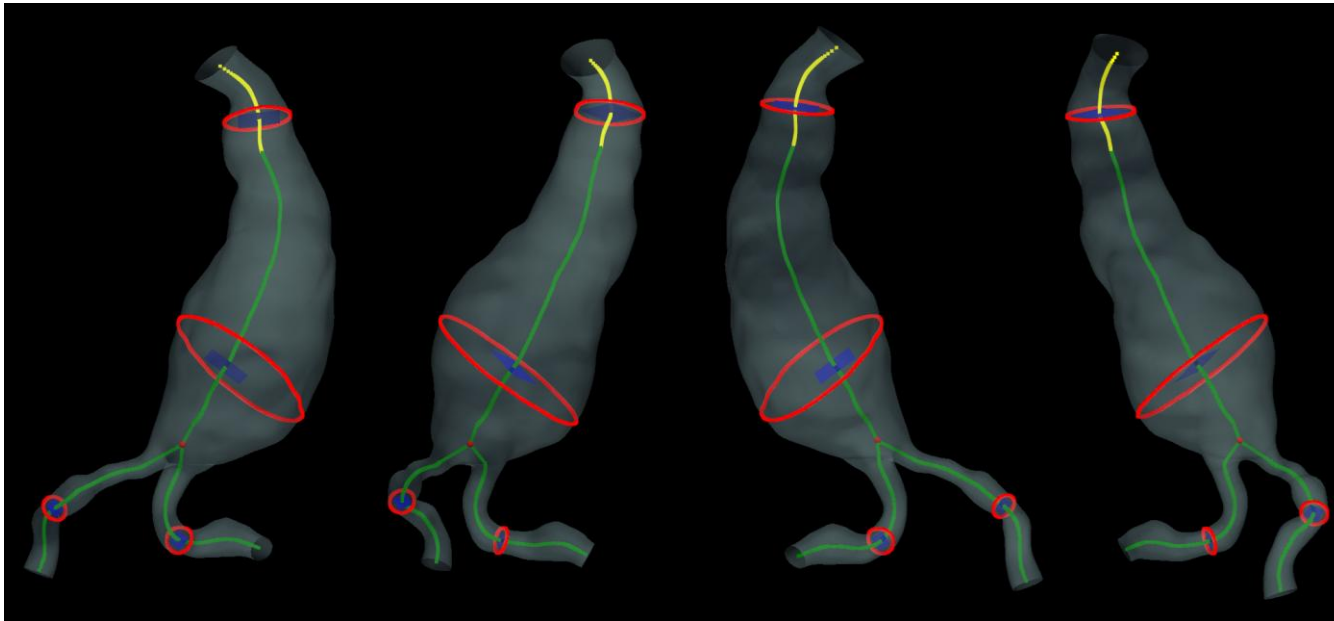
Εικόνα 20β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

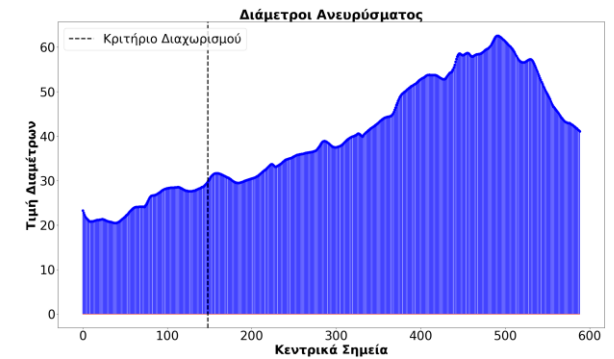
- Δεν υπάρχουν παρατηρήσεις για αυτό το υποκείμενο.

## Ασθενής Νο 10

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
24,36	40,05	62,58	10,71	9,38	40,95	116,11	157,06	89,23	76,29	10,79	38,8	95655,62



Εικόνα 21α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγόνιων (πράσινο)



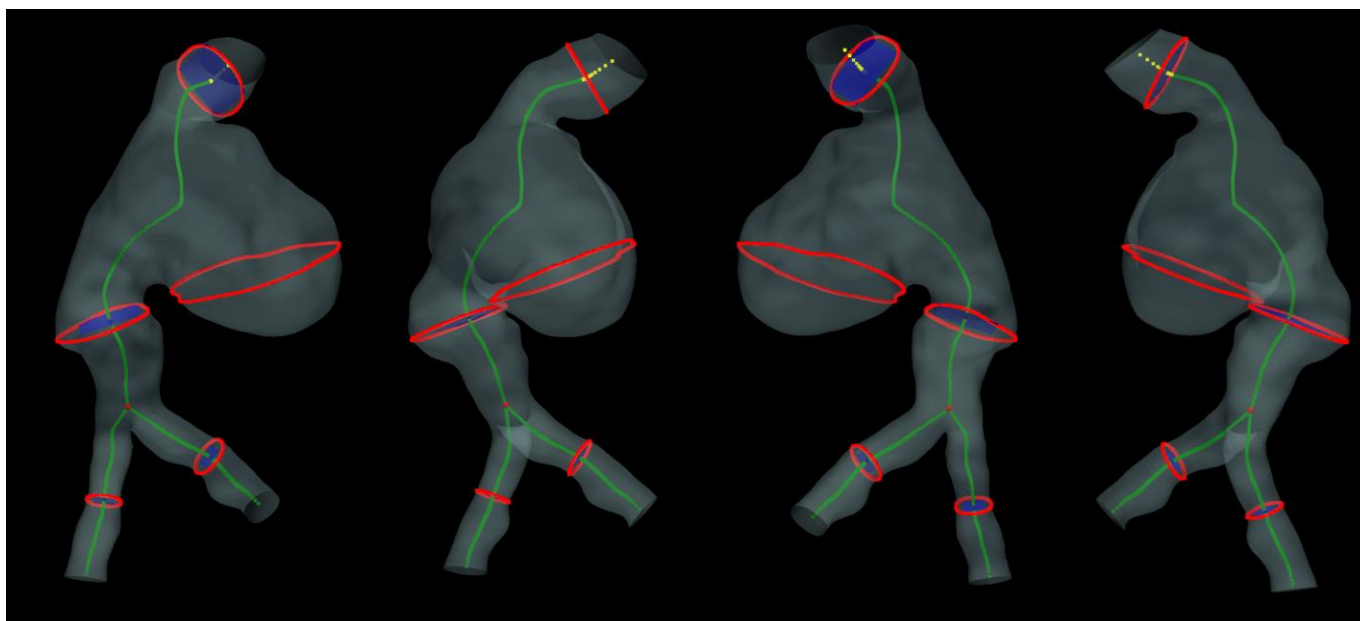
Εικόνα 21β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

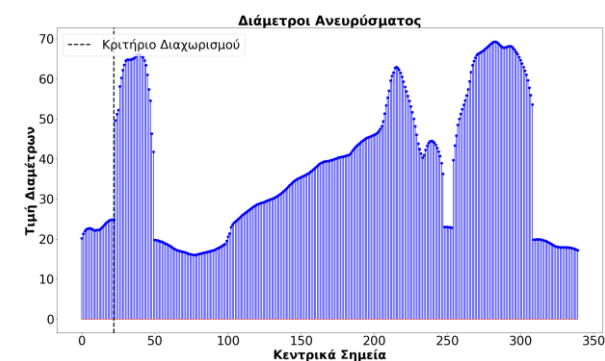
- Δεν υπάρχουν παρατηρήσεις για αυτό το υποκείμενο.

## Ασθενής Νο 11

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
22,28	69,28	69,28	8,77	11,67	11,11	95,75	106,86	43,74	42,3	20,69	44,44	-1



Εικόνα 22α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο)



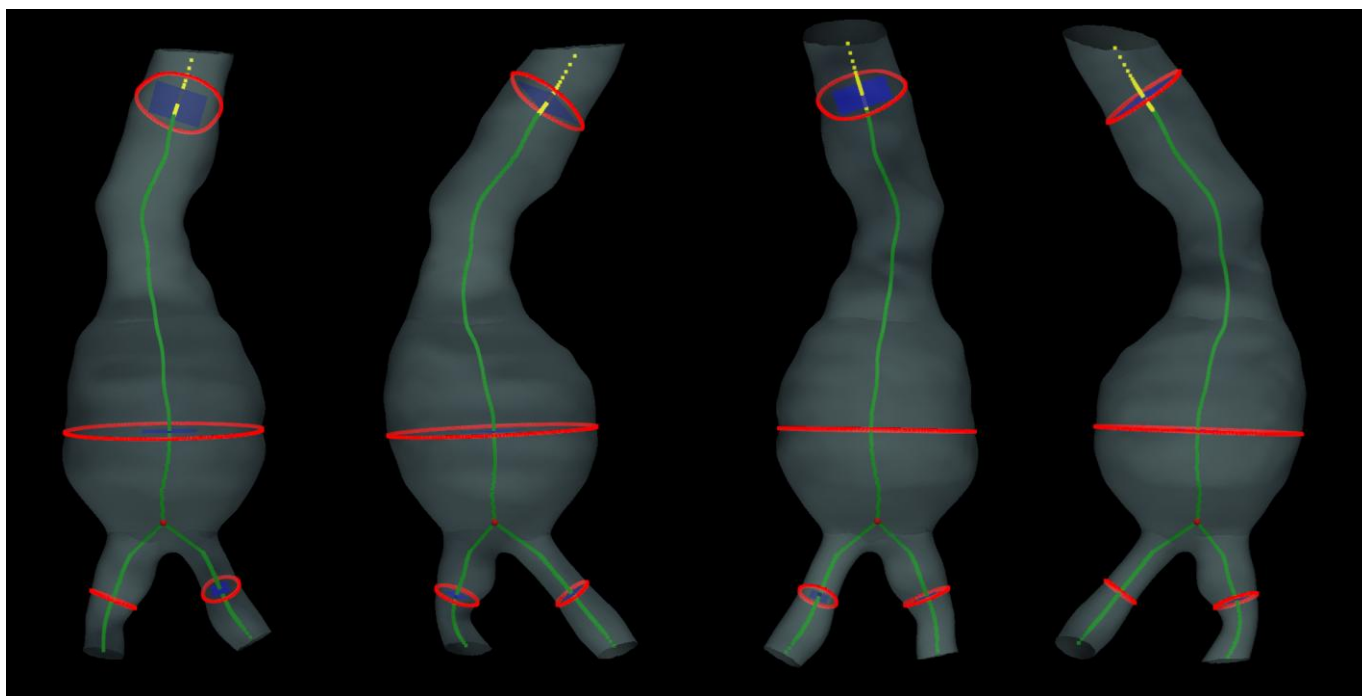
Εικόνα 22β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

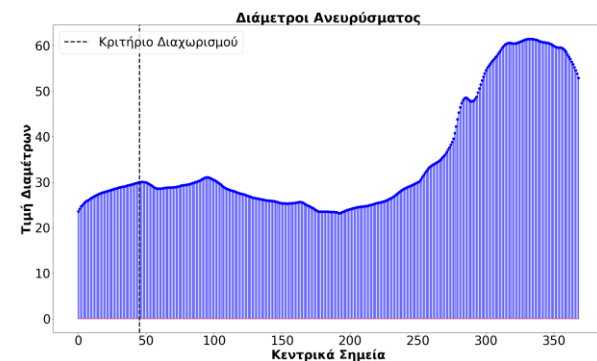
- Η μέτρηση για την διάμετρο του ανευρύσματος (λόγω απουσίας θρόμβου και, άρα, του αυλού) άναι εσφαλμένη, επειδή δεν επιτεύχθηκε μέσω κώδικα ο διαχωρισμός των δύο ελλείψεων, ώστε να διατηρηθεί μόνο η επιθυμητή. Συνέπεια αυτού είναι ο αλγόριθμος να αντιμετωπίζει τις δύο ελλείψεις ως μία ενιαία μεγάλη έλλειψη, στην οποία μετράτε εσφαλμένα η μέγιστη διάμετρος στα 69,28 mm.

## Ασθενής Νο 12

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρωσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρωσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
28,07	43,48	61,44	11,85	12,84	22,93	122,23	145,16	48,12	42,59	7,45	24,74	195427,8



Εικόνα 23α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρωσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο)



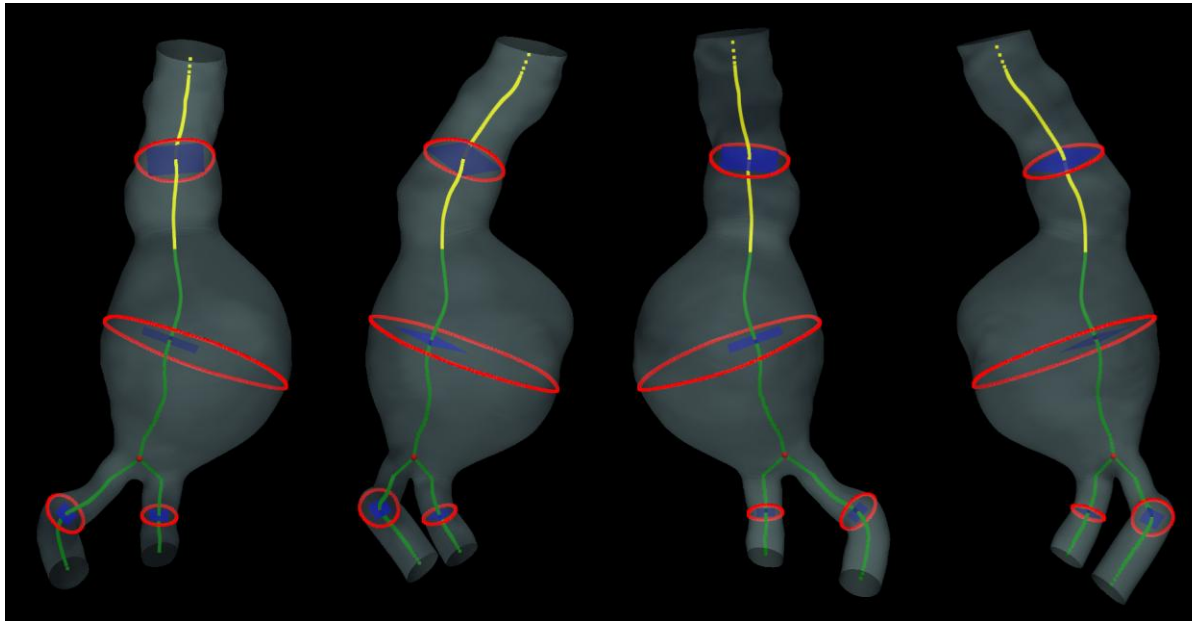
Εικόνα 23β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρωσμα

### Παρατηρήσεις:

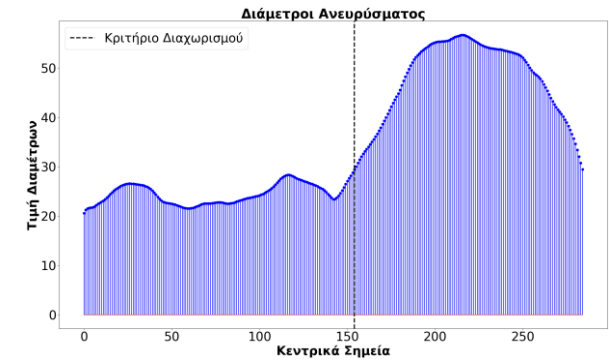
- Δεν υπάρχουν παρατηρήσεις για αυτό το υποκείμενο.

## Ασθενής Νο 13

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
22,78	36,42	56,69	13,39	10,14	64,28	56,52	120,8	49,38	31,1	6,15	26,75	189720,5



Εικόνα 24α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγόνιων (πράσινο)



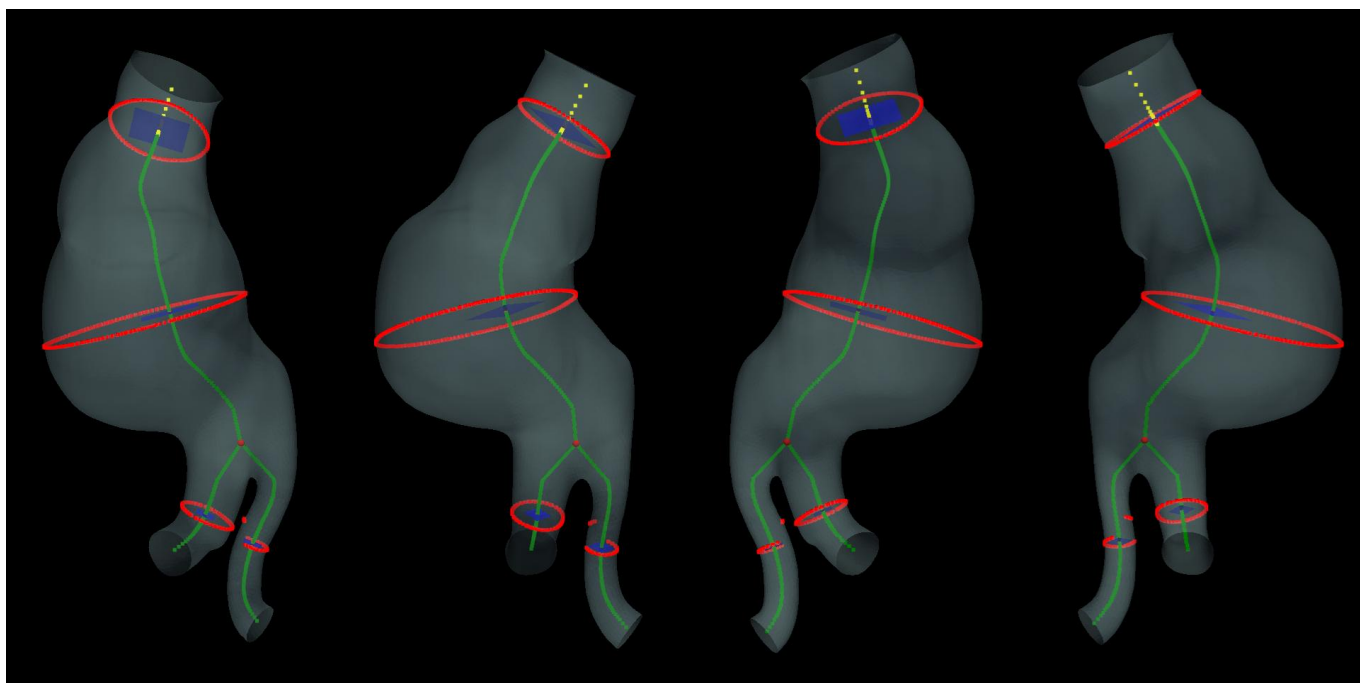
Εικόνα 24β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

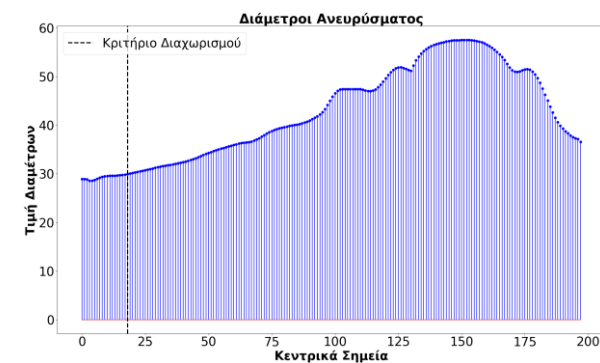
- Δεν υπάρχουν παρατηρήσεις για αυτό το υποκείμενο.

## Ασθενής Νο 14

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένος	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένος	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
29,52	52,73	57,55	8,25	18,87	18,2	95,62	113,82	54,43	35,57	13,57	32,47	31199,99



Εικόνα 25α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένος, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγόνιων (πράσινο)



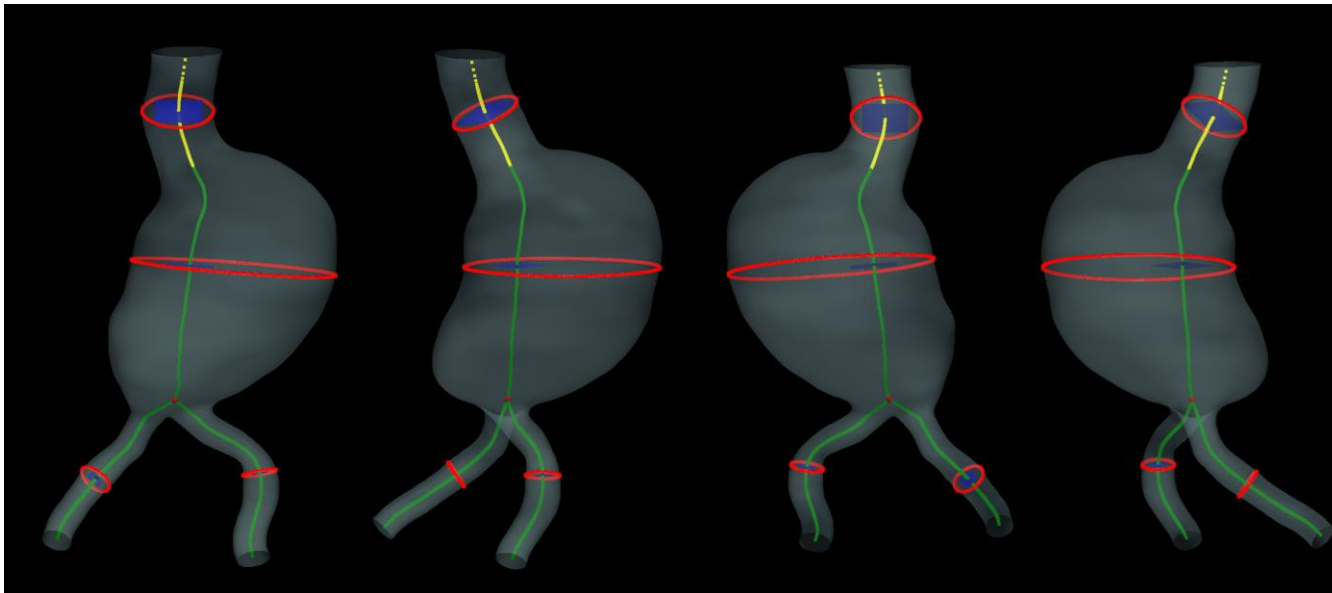
Εικόνα 25β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

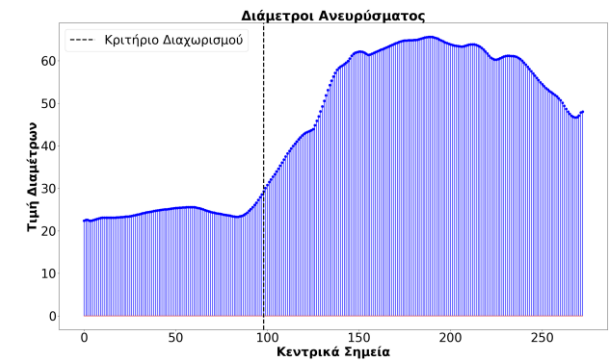
- Απεικονιστικές αστοχίες (κόκκινα) με τις διαμέτρους των λαγονίων αρτηριών, καθώς α) σε μια περιλαμβάνεται επιπλέον τμήμα της άλλης και β) μια εμφανίζεται ως ημικύκλιο.
- Παρά τις απεικονιστικές αστοχίες, οι θέσεις και οι τιμές των διαμέτρων των λαγονίων αρτηριών υπολογίζονται σωστά μέσω της προσέγγισης του VMTK.

## Ασθενής Νο 15

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
25,31	38,83	65,61	12,02	10,83	39,13	75,54	114,67	69,16	66	4,44	22,4	159604,9



Εικόνα 26α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγόνιων (πράσινο)



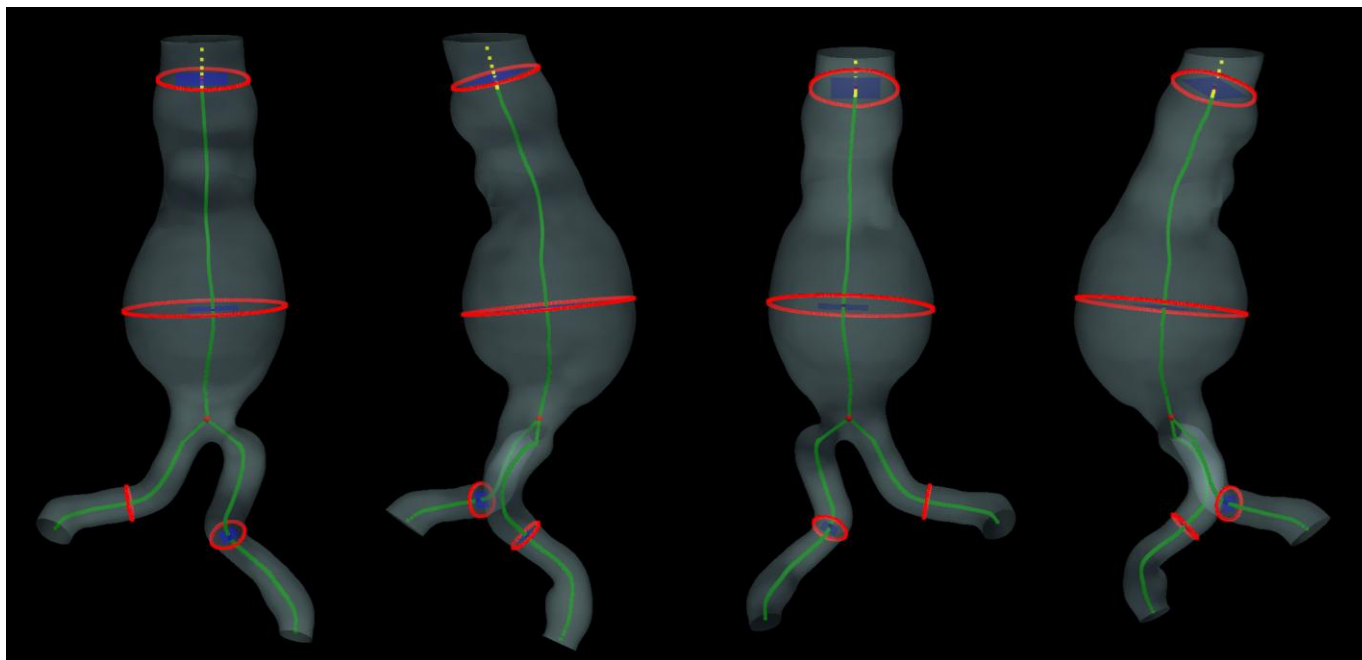
Εικόνα 26β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

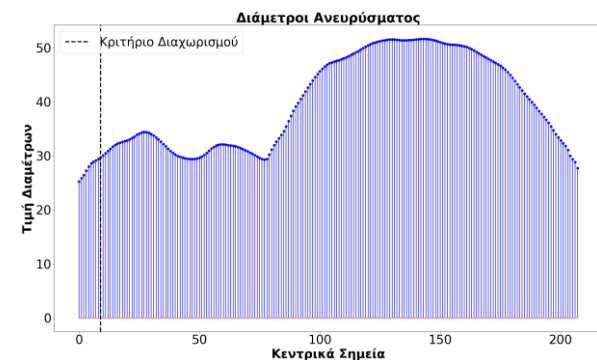
- Δεν υπάρχουν παρατηρήσεις για αυτό το υποκείμενο.

## Ασθενής Νο 16

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
28	34,38	51,62	12,06	13,77	15,57	102,57	118,14	95,59	62,79	3,69	8,88	59765,24



Εικόνα 27α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγόνιων (πράσινο)



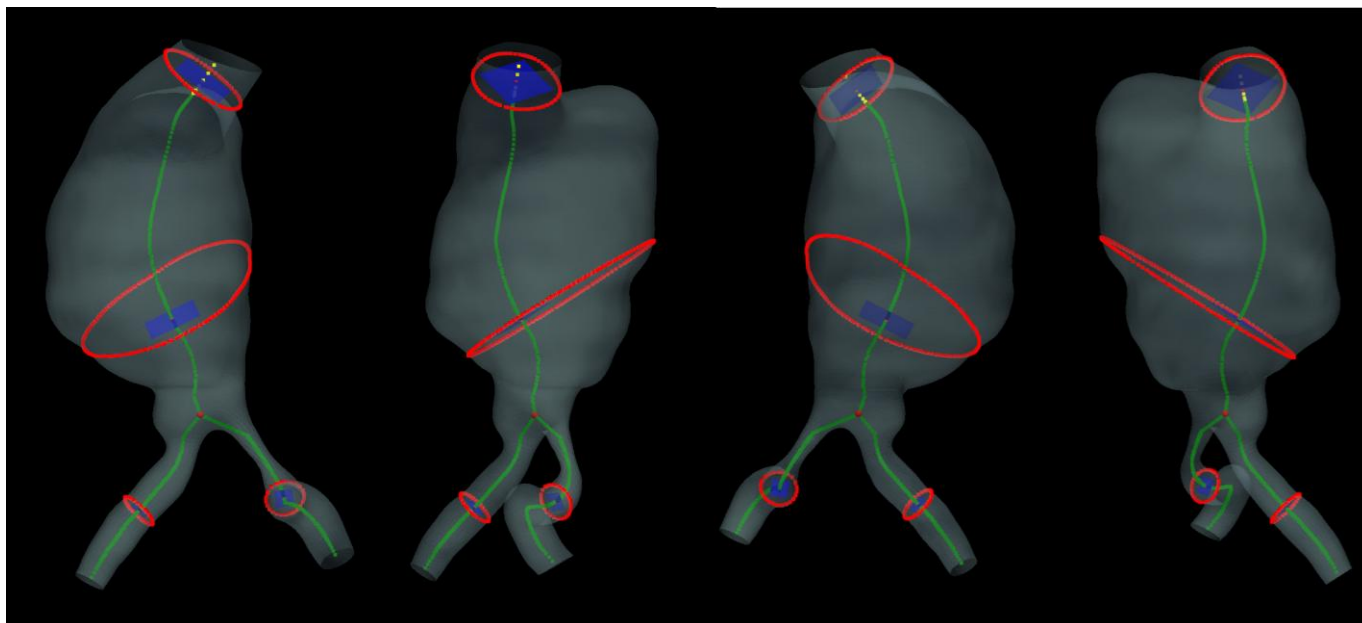
Εικόνα 27β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μάρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

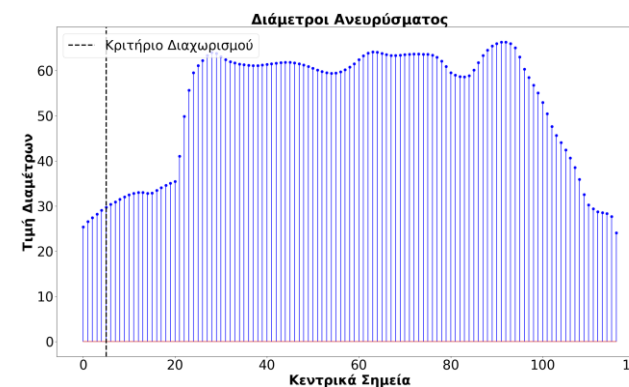
- Δεν υπάρχουν παρατηρήσεις για αυτό το υποκείμενο.

## Ασθενής Νο 17

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
27,42	48,65	66,32	13,74	12,88	14,14	95,95	110,09	70,7	55,22	10,81	40,73	114608,42



Εικόνα 28α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγόνιων (πράσινο)



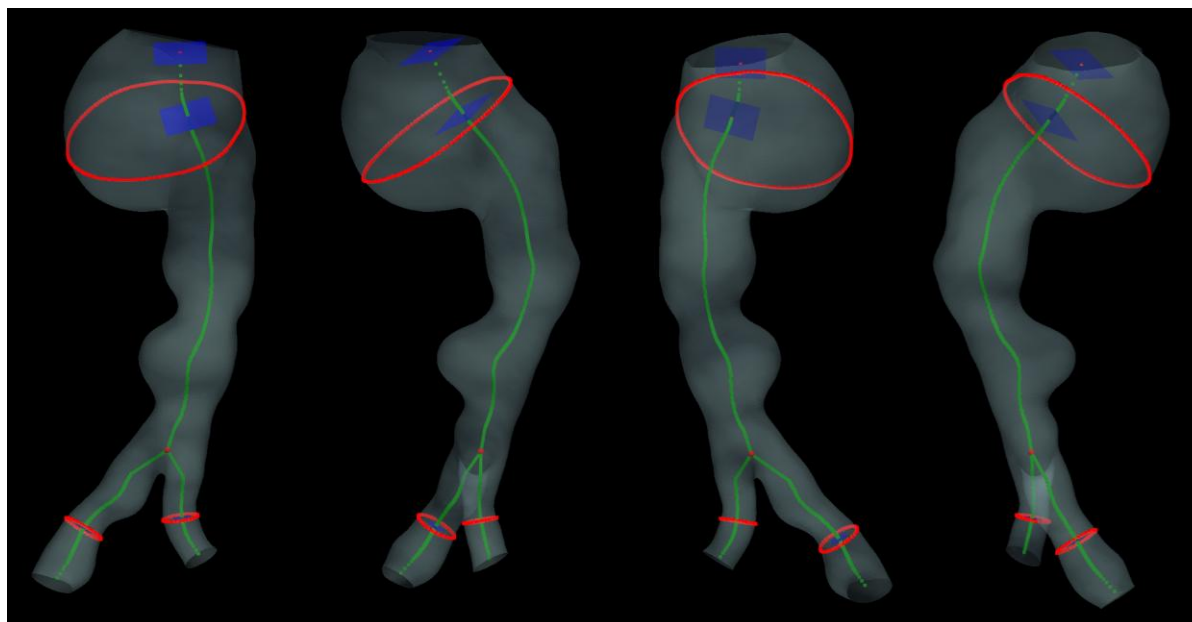
Εικόνα 28β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

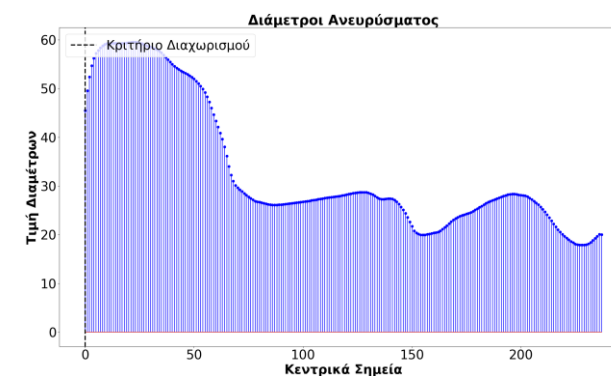
- Δεν υπάρχουν παρατηρήσεις για αυτό το υποκείμενο.

## Ασθενής Νο 18

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
-1	43,91	59,54	13,7	10,25	3,99	123,84	127,83	53,87	34,04	9,54	19,5	533079,54



Εικόνα 29α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγόνιων (πράσινο)



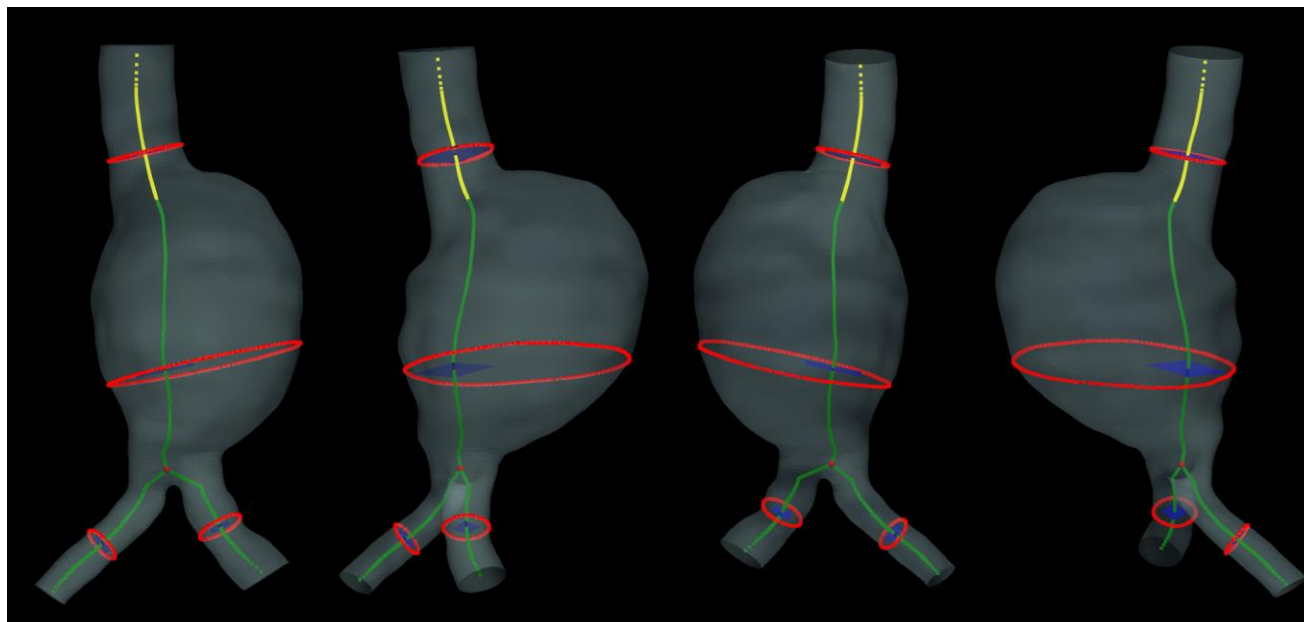
Εικόνα 29β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

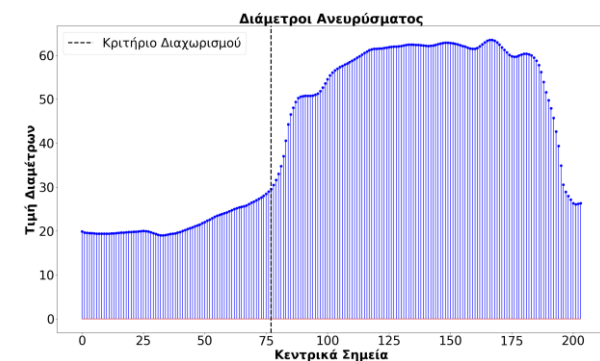
- Το συγκεκριμένο υποκείμενο έχει κοντό αυχένα και, επομένως, δεν απεικονίζεται η διάμετρός του. Για τις μετρήσεις της διαμέτρω και του μήκους επιλέγονται οι τιμές -1 και 3,99 mm, αντίστοιχα

## Ασθενής Νο 19

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
19,49	27,87	63,52	10,97	12,66	39,63	69,9	109,53	43,39	38,21	2,95	15,63	159140,54



Εικόνα 30α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγόνιων (πράσινο)



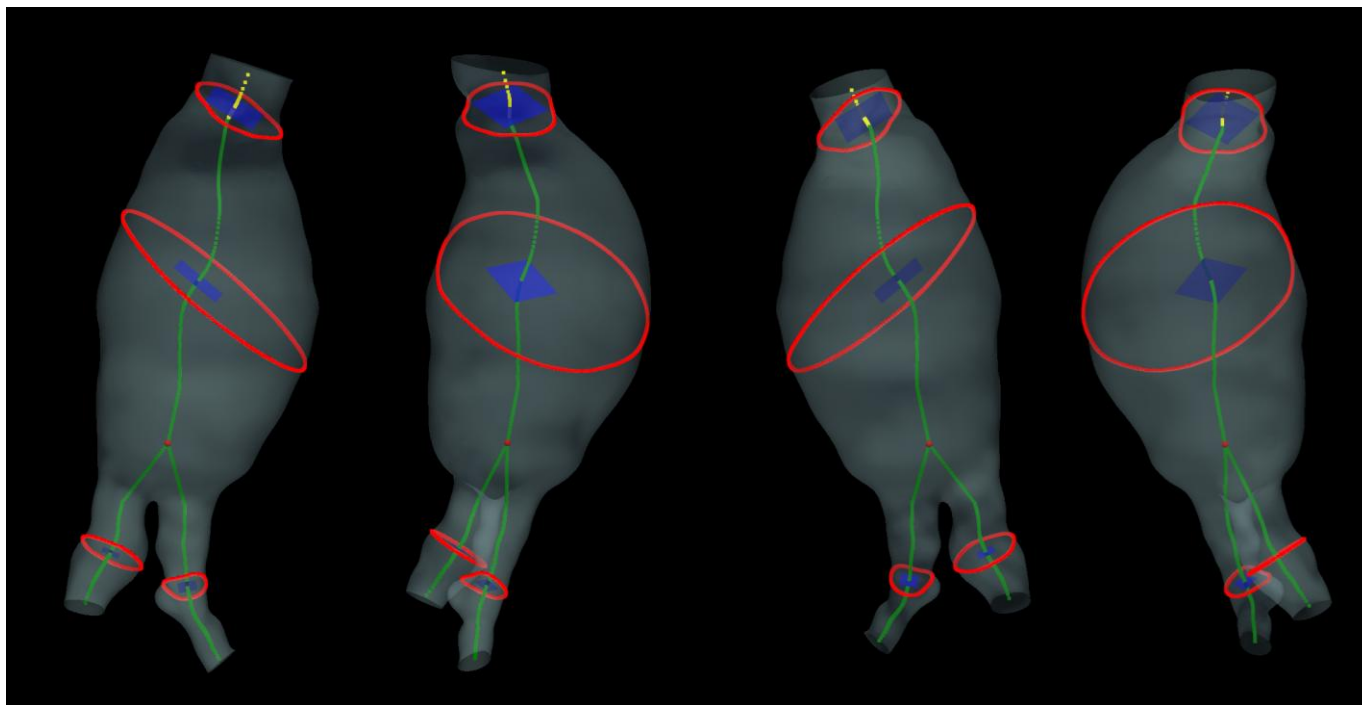
Εικόνα 30β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

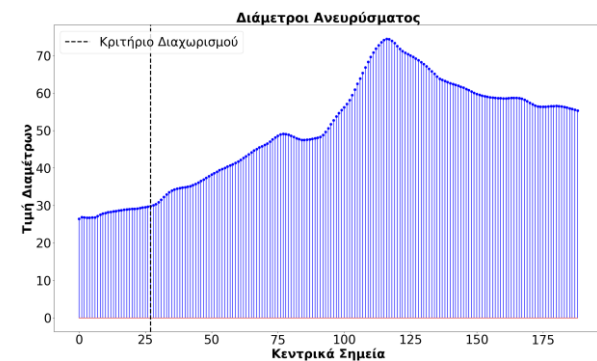
- Δεν υπάρχουν παρατηρήσεις για αυτό το υποκείμενο.

## Ασθενής Νο 20

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
28,43	43,95	74,48	14,12	19,01	16,93	96,09	113,02	65,6	51,48	5,26	23,32	121706,6



Εικόνα 31α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγόνιων (πράσινο)



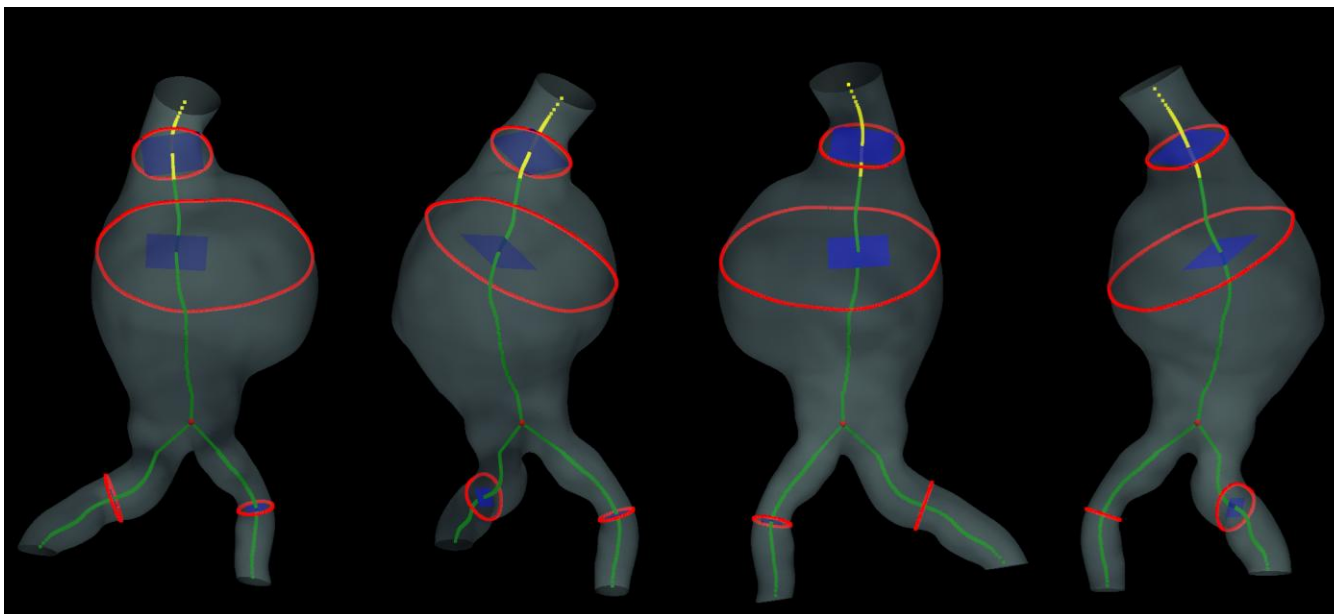
Εικόνα 31β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

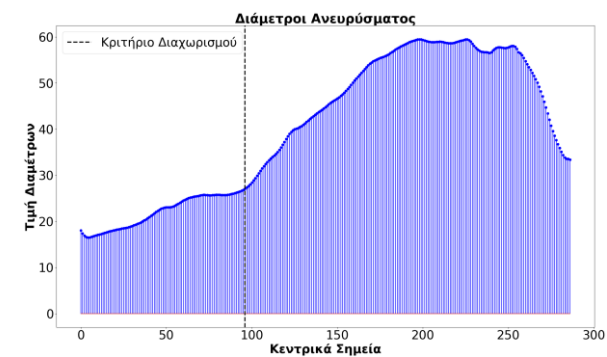
- Δεν υπάρχουν παρατηρήσεις για αυτό το υποκείμενο.

## Ασθενής Νο 21

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
22,91	50,59	59,48	16,22	9,25	26,88	64,2	91,08	54,44	51,5	7,42	26,68	20642,86



Εικόνα 32α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο)



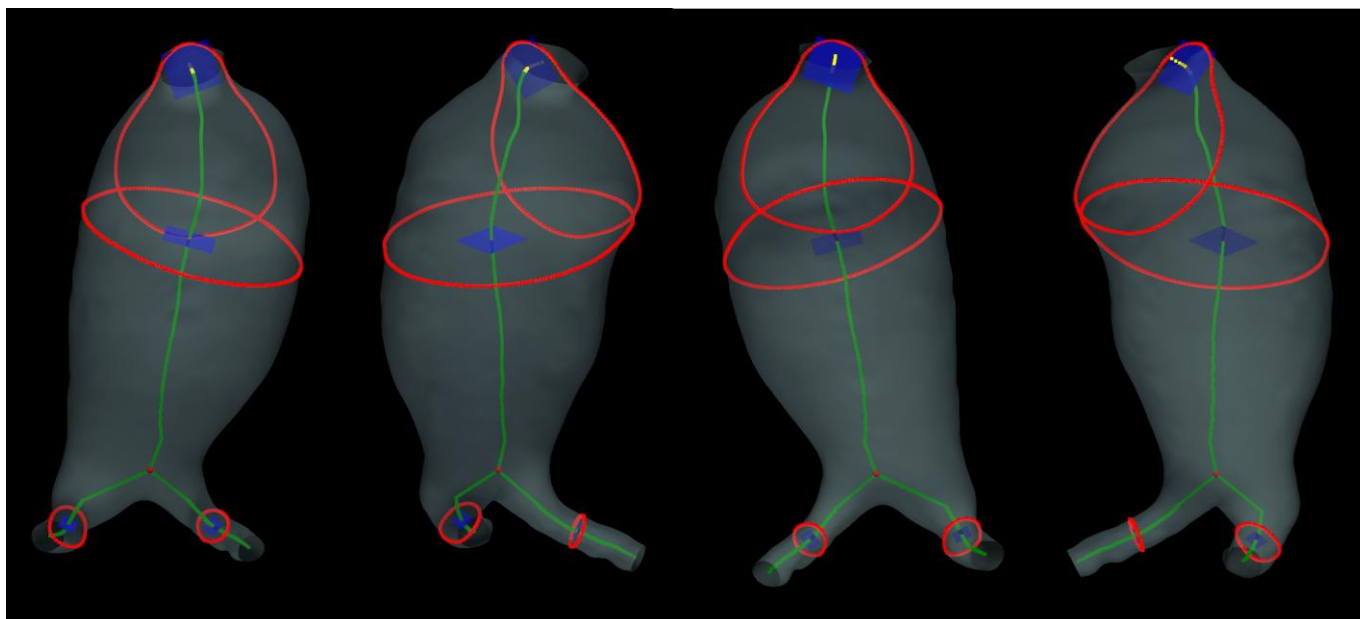
Εικόνα 32β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

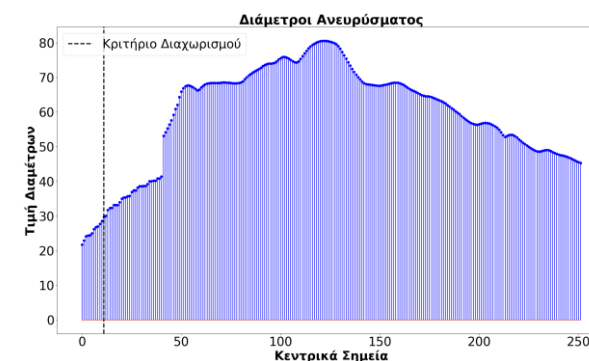
- Δεν υπάρχουν παρατηρήσεις για αυτό το υποκείμενο.

## Ασθενής Νο 22

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
24,97	56,3	80,58	12,77	15,32	12,15	124,71	136,86	49,47	47,16	11,25	69,81	174532,9



Εικόνα 33α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγόνιων (πράσινο)



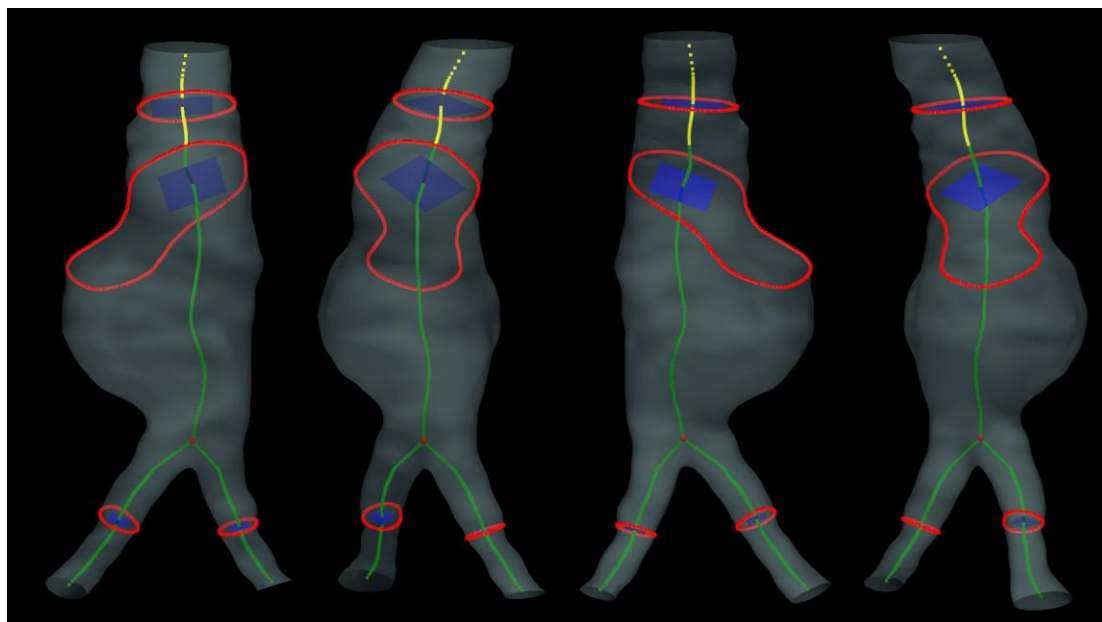
Εικόνα 33β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

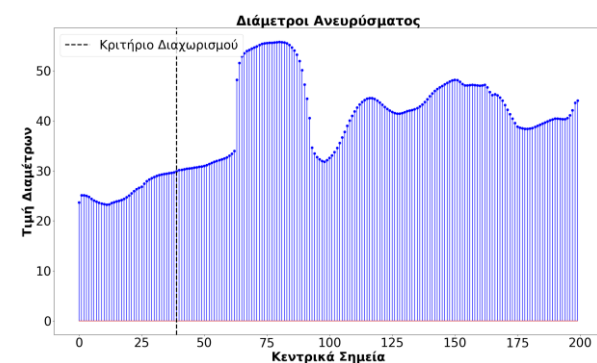
- Απεικονιστική αστοχία (κόκκινο) με τη διάμετρο του αυχένα, καθώς περιλαμβάνεται τμήμα του ανευρύσματος.
- Παρά την απεικονιστική αστοχία, η θέση και η τιμή της διαμέτρου του αυχένα υπολογίζεται σωστά μέσω της προσέγγισης του VMTK.

## Ασθενής Νο 23

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
24,7	40,28	55,78	10,84	9,89	28,25	75,88	104,13	50,02	43,97	5,71	18,22	27634,37



Εικόνα 34α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγόνιων (πράσινο)



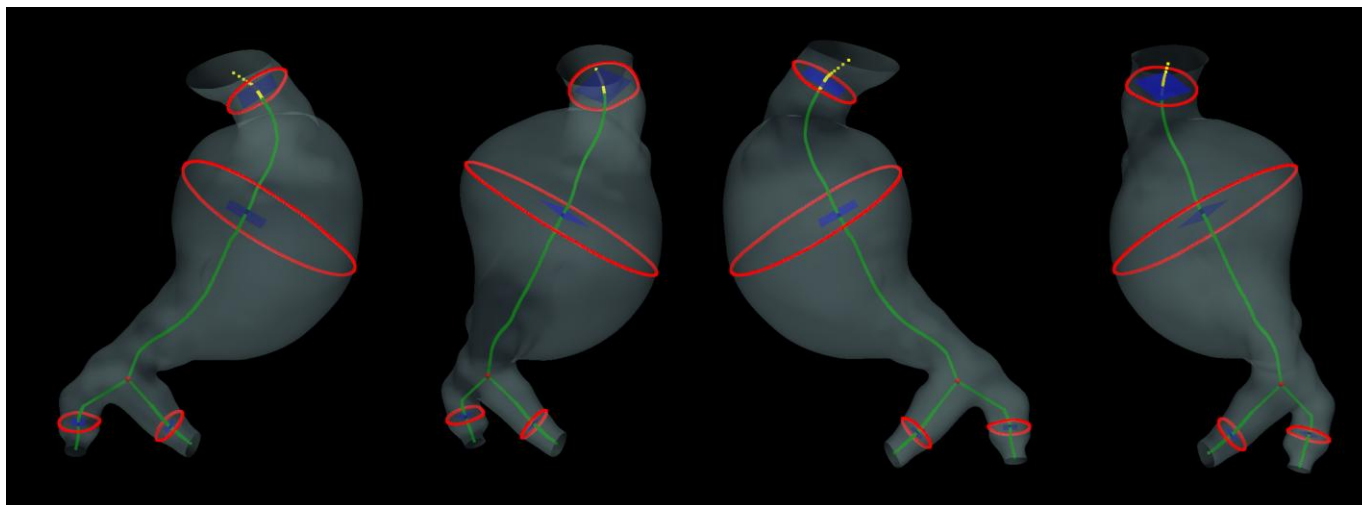
Εικόνα 34β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

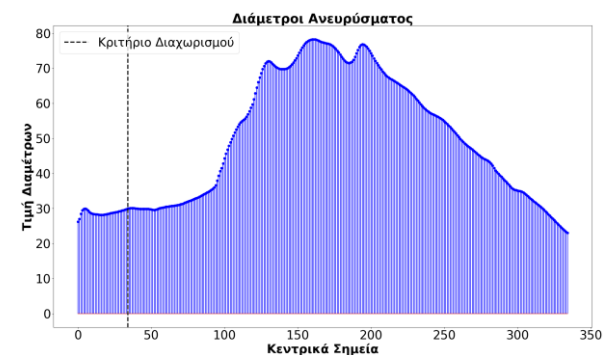
- Δεν υπάρχουν παρατηρήσεις για αυτό το υποκείμενο.

## Ασθενής Νο 24

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
28,21	46	78,27	15,89	15,92	19,33	126,51	145,84	35,77	38,26	20,55	72,52	132813,2



Εικόνα 35α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο)



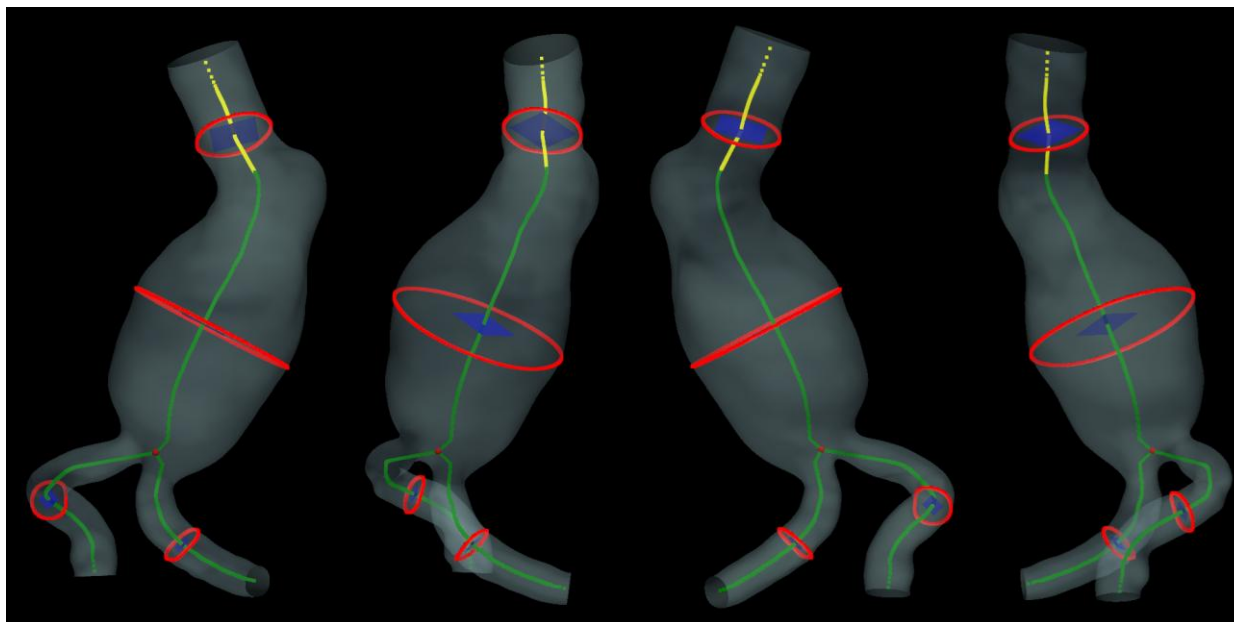
Εικόνα 35β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μάρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

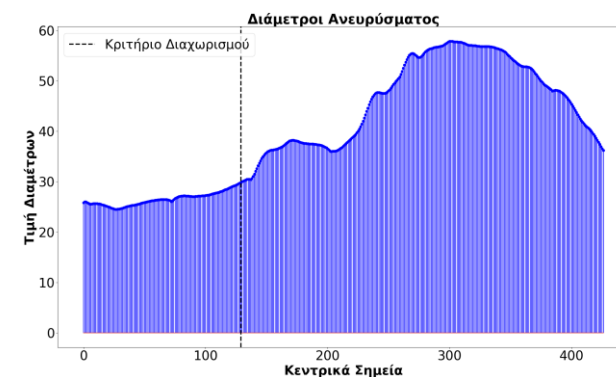
- Δεν υπάρχουν παρατηρήσεις για αυτό το υποκείμενο.

## Ασθενής Νο 25

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχέννας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχέννας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
26,44	34	57,87	8,71	15,57	44,64	97,32	141,96	86,87	66,18	8,5	41,18	80185,85



Εικόνα 36α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχέννας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχέννα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγόνιων (πράσινο)



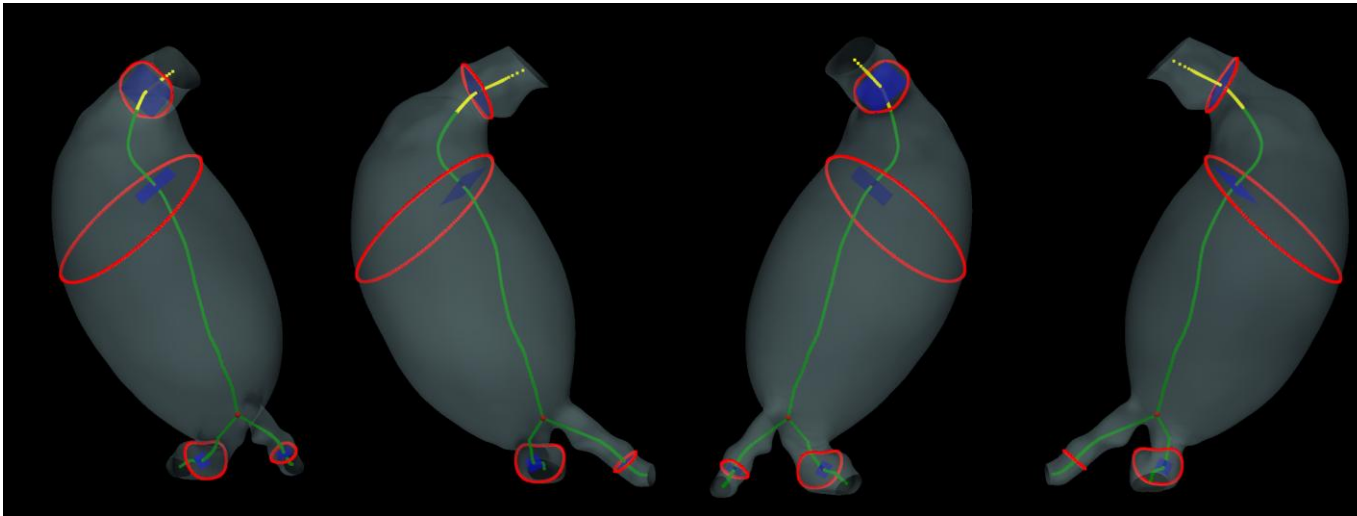
Εικόνα 36β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχέννα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

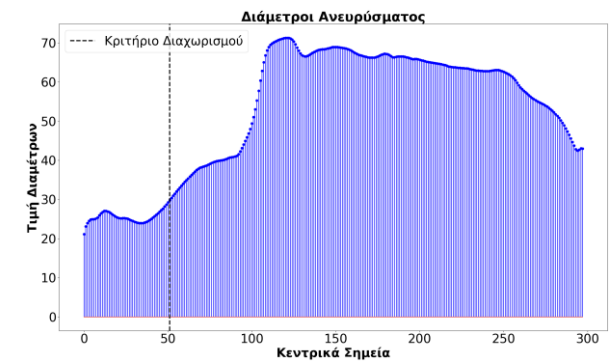
- Δεν υπάρχουν παρατηρήσεις για αυτό το υποκείμενο.

## Ασθενής Νο 26

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
25,18	47,24	71,25	12	10,91	30,96	115,21	146,17	39,13	41,38	19,72	71,56	189141,5



Εικόνα 37α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο)



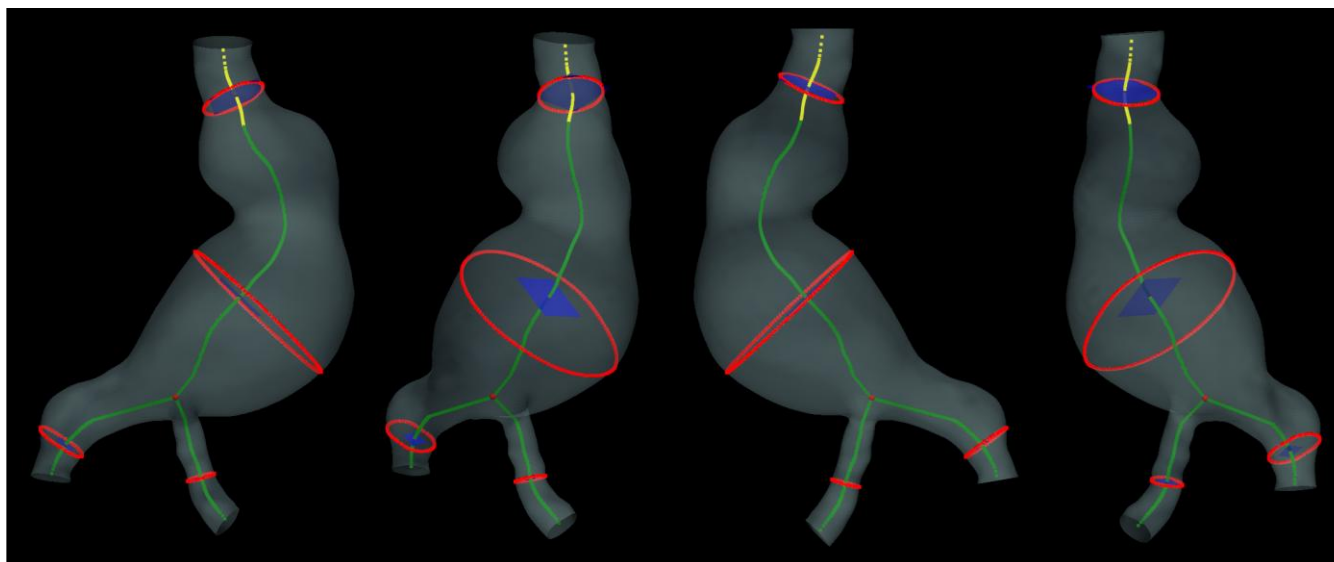
Εικόνα 37β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

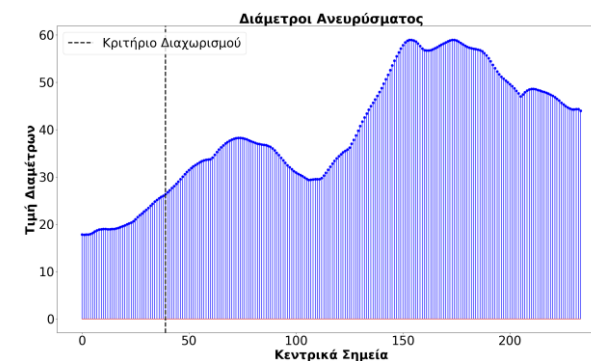
- Δεν υπάρχουν παρατηρήσεις για αυτό το υποκείμενο.

## Ασθενής Νο 27

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
19,6	27,6	58,94	9,16	14,74	25,89	90,32	116,21	41,45	43,81	13,8	25,6	80673,17



Εικόνα 38α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο)



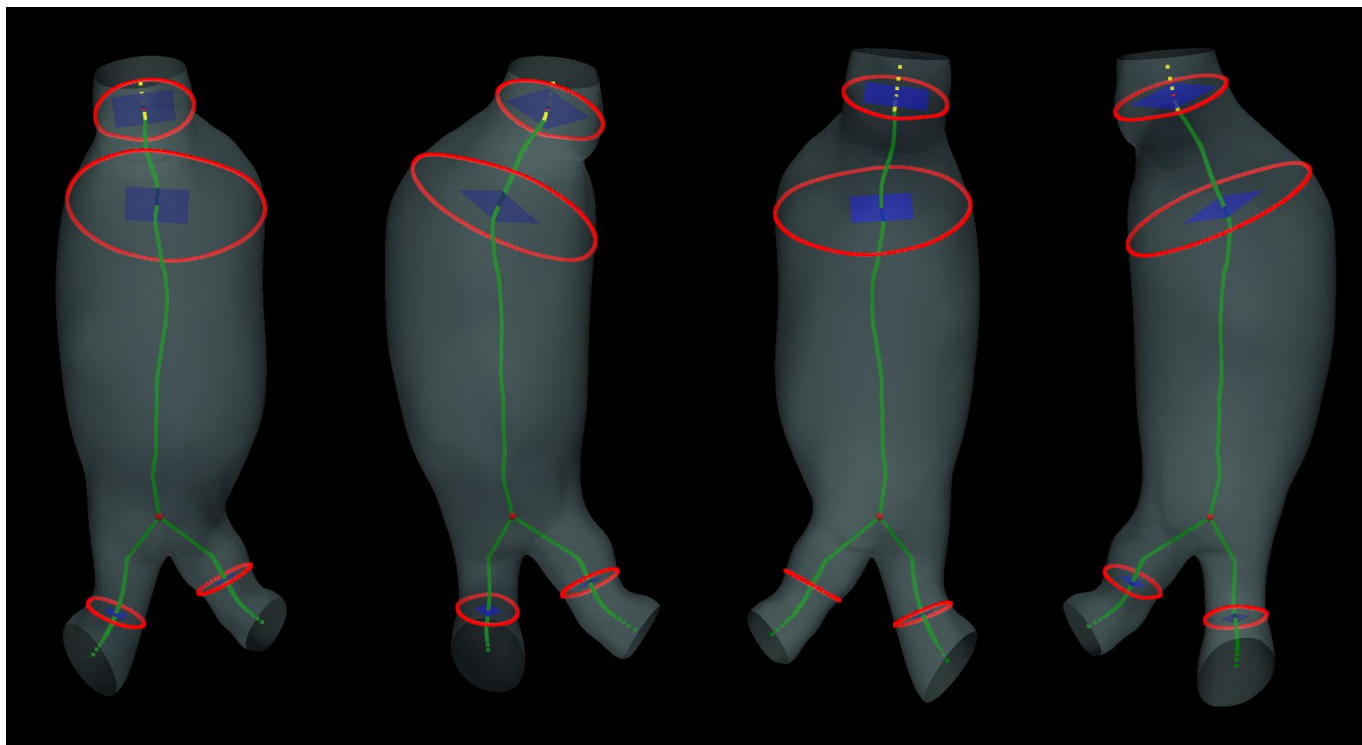
Εικόνα 38β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

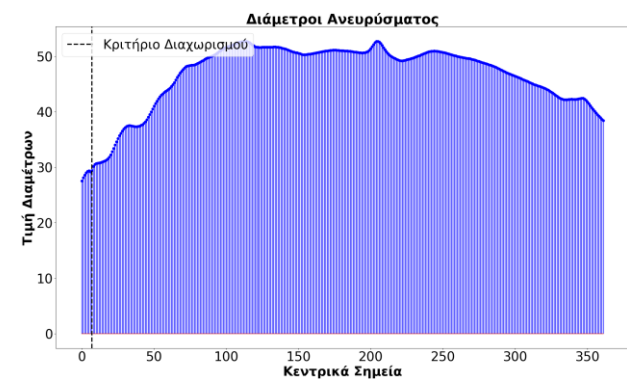
- Δεν υπάρχουν παρατηρήσεις για αυτό το υποκείμενο.

## Ασθενής Νο 28

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
29,01	48,18	52,72	16,31	16,31	14,1	104,68	118,78	39,64	41,26	6,77	15,83	39871,31



Εικόνα 39α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο)



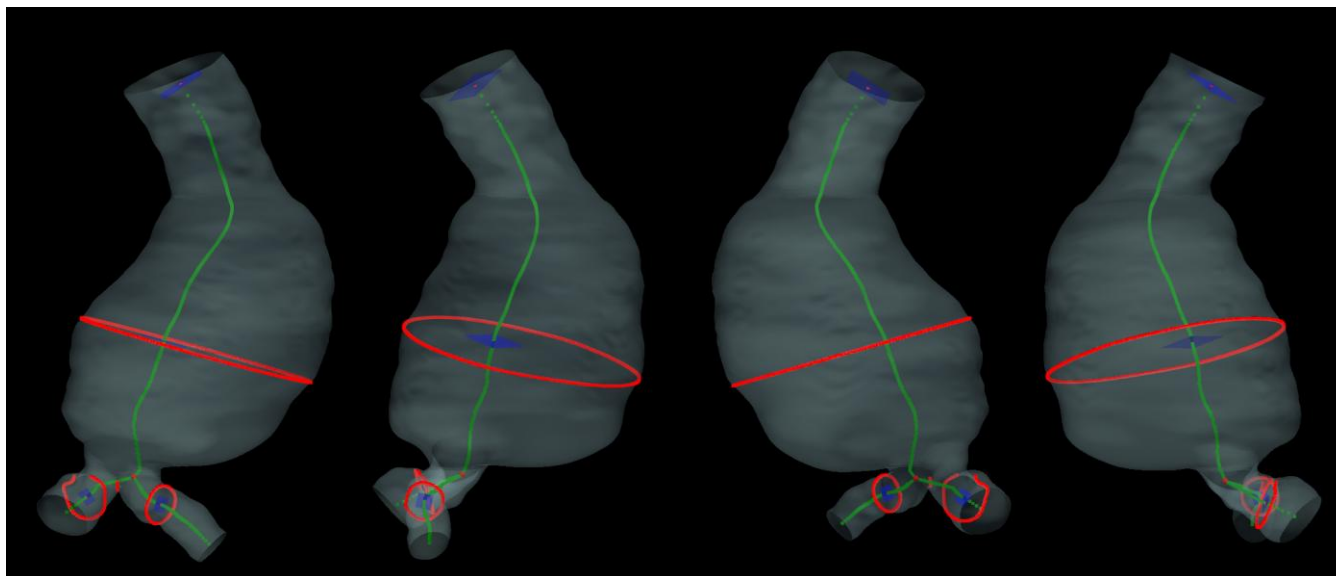
Εικόνα 39β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

### Παρατηρήσεις:

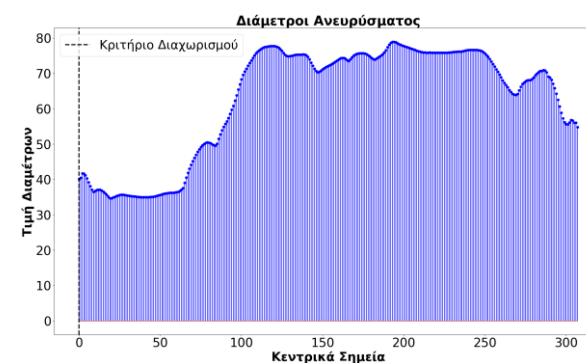
- Δεν υπάρχουν παρατηρήσεις για αυτό το υποκείμενο.

## Ασθενής Νο 29

Διάμετροι (mm)					Μήκη (mm)					Άλλες Παράμετροι		
Αυχένας	Αυλός	Ανεύρυσμα	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	Αυχένας	Ανεύρυσμα	Συνολικό	Δεξιά Λαγόνιος	Αριστερή Λαγόνιος	(%)	(μοίρες)	(mm <sup>3</sup> )
										Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος Ανευρύσματος
-1	49,41	78,95	11,16	12,55	3,99	138,96	142,95	52,18	29,56	11,85	40,87	206261



Εικόνα 40α - Διάμετροι (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχένας, ανεύρυσμα και λαγόνιες. Μήκη αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγόνιων (πράσινο)



Εικόνα 40β - Διάμετροι ανευρύσματος και με μαύρη διακεκομμένη γραμμή το σημείο διαχωρισμού αυχένα με ανεύρυσμα

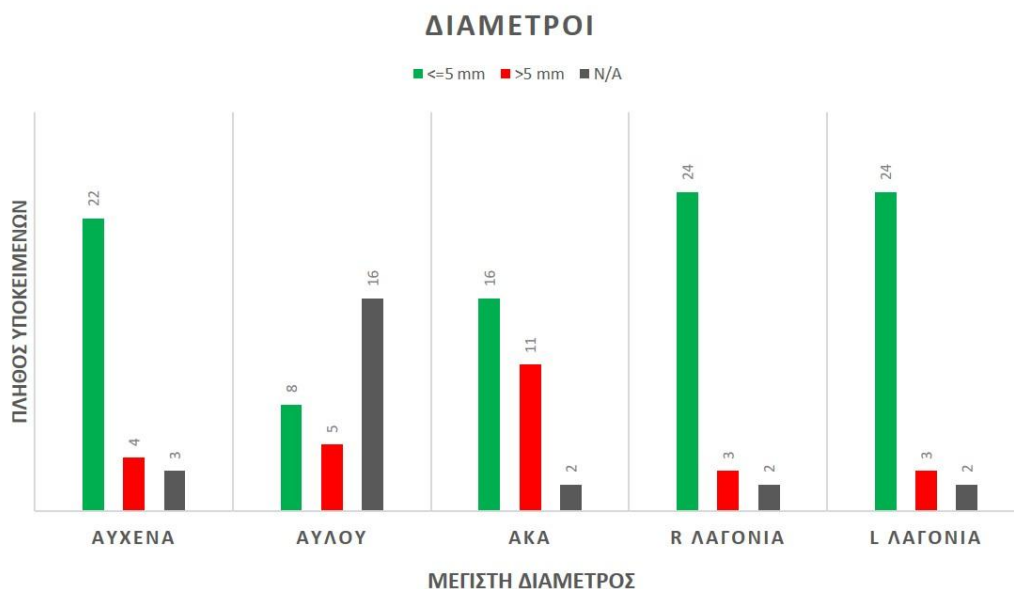
### Παρατηρήσεις:

- Το συγκεκριμένο υποκείμενο έχει κοντό αυχένα και, επομένως, δεν απεικονίζεται η διάμετρός του. Για τις μετρήσεις της διαμέτρου και του μήκους επιλέγονται οι τιμές -1 και 3,99 mm, αντίστοιχα.
- Απεικονιστικές αστοχίες (κόκκινα) με τις διαμέτρους των λαγονίων αρτηριών, καθώς α) σε μια περιλαμβάνεται επιπλέον τμήμα της άλλης και β) μια εμφανίζεται ως ημικύκλιο.
- Παρά τις απεικονιστικές αστοχίες, οι θέσεις και οι τιμές των διαμέτρων των λαγονίων αρτηριών υπολογίζονται σωστά μέσω της προσέγγισης του VMTK.

### 7.3.2 Στατιστική Ανάλυση: Σύγκριση Αυτοματοποιημένων Μετρήσεων Γεωμετρικών Παραμέτρων με Ιατρικές Κλινικές Μετρήσεις

Στον Πίνακα 4 παρατίθενται τα συγκεντρωτικά αποτελέσματα από τη σύγκριση των αυτοματοποιημένων μετρήσεων των γεωμετρικών παραμέτρων, με τη χρήση του Εργαλείου μορφολογικής ανάλυσης (ΜΑ) ΑΚΑ, με τις ιατρικές κλινικές μετρήσεις.

Στην Εικόνα 41 παρουσιάζεται η κατανομή της **μέγιστης καταγεγραμμένης διαμέτρου ανά υποκείμενο** για τις εξεταζόμενες ανατομικές περιοχές του **αύχενου**, του **αυλού**, του **ΑΚΑ**, της **δεξιάς** και της **αριστερής λαγόνιας αρτηρίας**, ταξινομημένη σε τρεις κατηγορίες: **απόκλιση από τις ιατρικές μετρήσεις:  $\leq 5$  mm**, **απόκλιση από τις ιατρικές μετρήσεις:  $>5$  mm** και **μη διαθέσιμα δεδομένα (N/A)**.



Εικόνα 41 – Απεικόνιση των διαμέτρων αορτικού αυχένα (λαιμού), αυλού, ΑΚΑ, δεξιάς [R] και αριστερής [L] κοινής λαγόνιας αρτηρίας, όπου διακρίνεται η σύγκλιση με τις ιατρικές μετρήσεις (πράσινη ράβδος), N/A: μη διαθέσιμες μετρήσεις

Σε όλες τις εξεταζόμενες περιοχές παρατηρείται σαφής υπεροχή των υποκειμένων, των οποίων η **μέγιστη μετρούμενη διάμετρος εντάσσεται στο εύρος απόκλισης  $\leq 5$  mm**, γεγονός που υποδηλώνει ότι, στην πλειονότητα των περιπτώσεων, οι αποκλίσεις των μέγιστων τιμών διαμέτρου από τις ιατρικές κλινικές μετρήσεις δεν υπερβαίνουν τα 5 mm.

Στην περιοχή του **αυχένα**, τα υποκείμενα με μέγιστη διάμετρο και απόκλιση  $\leq 5$  mm ( $n = 22$ ) υπερτερούν σημαντικά έναντι εκείνων με μέγιστη διάμετρο και απόκλιση  $>5$  mm ( $n = 4$ ), ενώ καταγράφεται μικρός αριθμός μη διαθέσιμων μετρήσεων ( $n = 3$ ).

Στην περιοχή του **αυλού**, καταγράφεται αυξημένος αριθμός μη διαθέσιμων δεδομένων ( $n = 16$ ), ο οποίος υπερβαίνει τον αριθμό των καταγεγραμμένων μετρήσεων. Μεταξύ των διαθέσιμων δεδομένων, οι μέγιστες διαμέτροι με απόκλιση  $\leq 5$  mm ( $n = 8$ ) εμφανίζονται ελαφρώς συχνότερες από τις αντίστοιχες με απόκλιση  $>5$  mm ( $n = 5$ ), γεγονός που υποδηλώνει περιορισμένη πληρότητα των μετρήσεων στη συγκεκριμένη περιοχή.

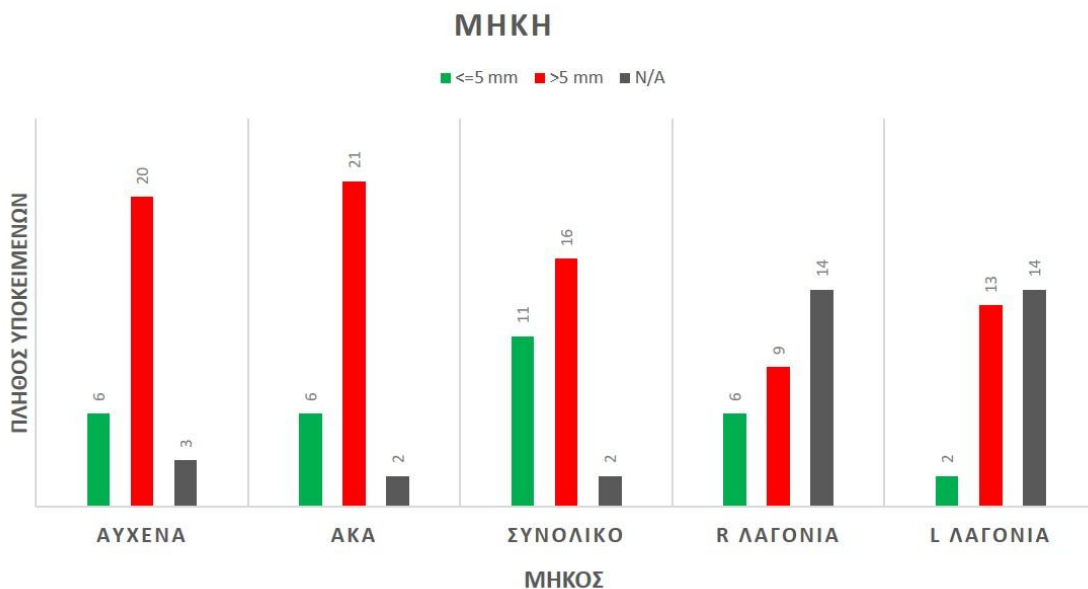
Η περιοχή του **ΑΚΑ** εμφανίζει τη μεγαλύτερη σχετική παρουσία υποκειμένων με μέγιστη διάμετρο και απόκλιση  $>5$  mm ( $n = 11$ ), αν και και εδώ οι **μέγιστες διαμέτροι με απόκλιση  $\leq 5$  mm παραμένουν αριθμητικά επικρατούσες** ( $n = 16$ ). Τα μη διαθέσιμα δεδομένα είναι περιορισμένα ( $n = 2$ ), στοιχείο που ενισχύει την αξιοπιστία της παρατηρούμενης κατανομής.

Στις κοινές λαγόνιες αρτηρίες, **δεξιά και αριστερή λαγόνια αρτηρία**, η κατανομή της μέγιστης καταγεγραμμένης διαμέτρου εμφανίζεται σχεδόν ταυτόσημη μεταξύ των δύο πλευρών. Και στις δύο περιπτώσεις, **η πλειονότητα των υποκειμένων κατατάσσεται στην κατηγορία απόκλισης  $\leq 5$  mm** ( $n = 24$ ), ενώ καταγράφεται περιορισμένος αριθμός

υποκειμένων με μέγιστη διάμετρο και απόκλιση >5 mm (n = 3) και ελάχιστα μη διαθέσιμα δεδομένα (n = 2). Η συμμετρία αυτή υποδηλώνει ομοιογένεια ως προς τα μετρικά χαρακτηριστικά μεταξύ των δύο λαγονίων.

Συνολικά, τα αποτελέσματα καταδεικνύουν ότι, ανεξαρτήτως ανατομικής περιοχής, η **μέγιστη καταγεγραμμένη διάμετρος ανά υποκείμενο εντάσσεται**, στις περισσότερες περιπτώσεις, **στο εύρος απόκλισης ≤5 mm**, με τοπικές διαφοροποιήσεις ως προς τη συχνότητα μεγαλύτερων τιμών και την πληρότητα των δεδομένων, ιδιαίτερα στην περιοχή του αυλού.

Στην Εικόνα 42 παρουσιάζεται η κατανομή του **μήκους των εξεταζόμενων υποκειμένων** ανά ανατομική περιοχή (αύχένα, ΑΚΑ, συνολικού μήκους, δεξιάς και αριστερής λαγόνιας αρτηρίας), ταξινομημένη σε τρεις κατηγορίες: ταξινομημένη σε τρεις κατηγορίες: απόκλιση από τις ιατρικές μετρήσεις: ≤5 mm, απόκλιση από τις ιατρικές μετρήσεις: >5 mm και μη διαθέσιμα δεδομένα (N/A).



Εικόνα 42 – Απεικόνιση των μηκών αορτικού αυχένα (λαιμού), ΑΚΑ, συνολικού μήκους, δεξιάς [R] κοινής λαγόνιας αρτηρίας και αριστερής [L] κοινής λαγόνιας αρτηρίας, όπου διακρίνεται η απόκλιση από τις ιατρικές μετρήσεις (κόκκινη ράβδος)

Στη μέτρηση του μήκους, στις περιοχές του **αυχένα** και του **ΑΚΑ**, παρατηρείται σαφής υπεροχή των υποκειμένων με απόκλιση >5 mm, τα οποία αριθμούν n = 20 και n = 21 αντίστοιχα, έναντι του περιορισμένου αριθμού υποκειμένων με απόκλιση ≤5 mm (n = 6 και στις δύο περιοχές). Ο αριθμός των μη διαθέσιμων δεδομένων παραμένει χαμηλός (n = 3 στον αυχένα και n = 2 στο ΑΚΑ), γεγονός που υποδηλώνει ικανοποιητική πληρότητα των μετρήσεων.

Στη μέτρηση του **συνολικού μήκους**, τα υποκείμενα με απόκλιση >5 mm (n = 16) εξακολουθούν να υπερισχύουν έναντι εκείνων με απόκλιση ≤5 mm (n = 11), ενώ τα μη διαθέσιμα δεδομένα είναι περιορισμένα (n = 2).

Στη μέτρηση των μηκών των κοινών λαγονίων αρτηριών, **δεξιάς και αριστερής λαγόνιας αρτηρίας**, η κατανομή διαφοροποιείται κυρίως ως προς την πληρότητα των δεδομένων. Στη δεξιά κοινή λαγόνια αρτηρία, καταγράφεται υψηλός αριθμός μη διαθέσιμων μετρήσεων (n = 14), ο οποίος υπερβαίνει τον αριθμό των διαθέσιμων δεδομένων. Μεταξύ των καταγεγραμμένων μετρήσεων, τα υποκείμενα με απόκλιση >5 mm (n = 9) είναι περισσότερα από εκείνα με απόκλιση ≤5 mm (n = 6). Αντίστοιχα, στην αριστερή λαγόνια αρτηρία, τα μη διαθέσιμα δεδομένα (n = 14) είναι ιδιαίτερα αυξημένα, ενώ τα υποκείμενα με απόκλιση >5 mm (n = 13) υπερισχύουν σαφώς έναντι της κατηγορίας ≤5 mm (n = 2).

Συνολικά, τα αποτελέσματα καταδεικνύουν ότι, στις περισσότερες ανατομικές περιοχές και όπου υπάρχουν διαθέσιμα δεδομένα, **οι μετρήσεις των μηκών των υποκειμένων τείνουν να έχουν απόκλιση από τις ιατρικές μετρήσεις > 5 mm**, με την περιοχή των λαγονίων να παρουσιάζει αυξημένο ποσοστό μη διαθέσιμων μετρήσεων σε σύγκριση με τον αυχένα και το ΑΚΑ.

Πίνακας 4 - Σύγκριση Αυτοματοποιημένων Μετρήσεων Γεωμετρικών Παραμέτρων με Ιατρικές Κλινικές Μετρήσεις

No	Διάμετρος Αυχένα (Λαιμού)	Διάμετρος Αυλού	Διάμετρος ΑΚΑ	Διάμετρος R Λαγόνια	Διάμετρος L Λαγόνια	Μήκος Αυχένα	Μήκος ΑΚΑ	Μήκος Συνολικό	Μήκος R Λαγόνια	Μήκος L Λαγόνια	Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος	
1	21.69	32.87	46.01	9.04	9.34	40.4	59.84	100.24	61.58	55.51	5.08	21.73	94072.25	Εργαλείο ΜΑ ΑΚΑ
	21	33	48	11	10	30	69	99						Ιατρικές Μετρήσεις
	0.69	0.13	1.99	1.96	0.66	10.4	9.16	1.24	61.58	55.51	5.08	21.73	94072.25	Απόλυτη Διαφορά
	3.29%	0.39%	4.15%	17.82%	6.60%	34.67%	13.28%	1.25%	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	Ποσοστό σφάλματος
2	19.94	67	78.37	12.21	12.32	16.48	93.95	110.43	62.95	62.31	14.3	58.17	367697.59	Εργαλείο ΜΑ ΑΚΑ
	24	73	75	14	12	24	78	102						Ιατρικές Μετρήσεις
	4.06	6	3.37	1.79	0.32	7.52	15.95	8.43	62.95	62.31	14.3	58.17	367697.59	Απόλυτη Διαφορά
	16.92%	8.22%	4.49%	12.79%	2.67%	31.33%	20.45%	8.26%	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	Ποσοστό σφάλματος
3	21.16	44.81	51.4	8.06	9.97	43.77	65.32	109.09	79.27	68.29	4.43	23.18	292101.85	Εργαλείο ΜΑ ΑΚΑ
	22	48	51	11	9	46	74	120						Ιατρικές Μετρήσεις
	0.84	3.19	0.4	2.94	0.97	2.23	8.68	10.91	79.27	68.29	4.43	23.18	292101.85	Απόλυτη Διαφορά
	3.82%	6.65%	0.78%	26.73%	10.78%	4.85%	11.73%	9.09%	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	Ποσοστό σφάλματος
4	29.45	36.86	48.67	15.89	14.28	25.18	83.55	108.73	39.81	40.46	4.94	25.76	35981.96	Εργαλείο ΜΑ ΑΚΑ
	25	43	48	13	13	36	80	116						Ιατρικές Μετρήσεις
	4.45	6.14	0.67	2.89	1.28	10.82	3.55	7.27	39.81	40.46	4.94	25.76	35981.96	Απόλυτη Διαφορά
	17.80%	14.28%	1.40%	22.23%	9.85%	30.06%	4.44%	6.27%	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	Ποσοστό σφάλματος
5	20.94	44.92	66.82	8.43	13.48	56.54	76.19	132.73	104.65	82.08	2.75	20.48	152220	Εργαλείο ΜΑ ΑΚΑ
	21	45	68	20	16	46	83	129						Ιατρικές Μετρήσεις
	0.06	0.08	1.18	11.57	2.52	10.54	6.81	3.73	104.65	82.08	2.75	20.48	152220	Απόλυτη Διαφορά
	0.29%	0.18%	1.74%	57.85%	15.75%	22.91%	8.20%	2.89%	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	Ποσοστό σφάλματος

No	Διάμετρος Αυχένα	Διάμετρος Αυλού	Διάμετρος ΑΚΑ	Διάμετρος R Λαγόνια	Διάμετρος L Λαγόνια	Μήκος Αυχένα	Μήκος ΑΚΑ	Μήκος Συνολικό	Μήκος R Λαγόνια	Μήκος L Λαγόνια	Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος	
6	22.46	35.82	51.25	10.38	15.03	30.29	60.38	90.67	64.44	52.88	2.48	14.57	125131.84	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	24	34	50	10	10	33	64	97						Ιατρικές Μετρήσεις
	1.54	1.82	1.25	0.38	5.03	2.71	3.62	6.33	64.44	52.88	2.48	14.57	125131.84	Απόλυτη Διαφορά
	6.42%	5.35%	2.50%	3.80%	50.30%	8.21%	5.66%	6.53%	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	Ποσοστό σφάλματος
7	10.22	62.32	62.32	9.79	9.36	21.29	75.21	96.5	108.98	94.05	16.42	41.1	-1	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	19	52	52	11	11	10	55	65						Ιατρικές Μετρήσεις
	8.78	10.32	10.32	1.21	1.64	11.29	20.21	31.5	108.98	94.05	16.42	41.1	1	Απόλυτη Διαφορά
	46.21%	19.85%	19.85%	11.00%	14.91%	112.90%	36.75%	48.46%	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	Ποσοστό σφάλματος
8	19.53	35.1	51.13	10.88	7.74	60.06	55.13	115.19	52.96	60.35	8.9	39.77	170923.52	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	20	36	50	12	15	55	67	122						Ιατρικές Μετρήσεις
	0.47	0.9	1.13	1.12	7.26	5.06	11.87	6.81	52.96	60.35	8.9	39.77	170923.52	Απόλυτη Διαφορά
	2.35%	2.50%	2.26%	9.33%	48.40%	9.20%	17.72%	5.58%	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	Ποσοστό σφάλματος
9	24.24	58.73	58.73	15.78	15.4	16.94	100.03	116.97	46.42	30.96	5.51	10.2	31105.34	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	26	55	55	15	13	35	81	116						Ιατρικές Μετρήσεις
	1.76	3.73	3.73	0.78	2.4	18.06	19.03	0.97	46.42	30.96	5.51	10.2	31105.34	Απόλυτη Διαφορά
	6.77%	6.78%	6.78%	5.20%	18.46%	51.60%	23.49%	0.84%	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	Ποσοστό σφάλματος
10	24.36	40.05	62.58	10.71	9.38	40.95	116.11	157.06	89.23	76.29	10.79	38.8	95655.62	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	24	39	52	12	13	15	135	150						Ιατρικές Μετρήσεις
	0.36	1.05	10.58	1.29	3.62	25.95	18.89	7.06	89.23	76.29	10.79	38.8	95655.62	Απόλυτη Διαφορά
	1.50%	2.69%	20.35%	10.75%	27.85%	173.00%	13.99%	4.71%	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	Ποσοστό σφάλματος
11	22.28	69.28	69.28	8.77	11.67	11.11	95.75	106.86	43.74	42.3	20.69	44.44	-1	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	21	62	62	12	11	25	44	69						Ιατρικές Μετρήσεις

No	Διάμετρος Αυχένα	Διάμετρος Αυλού	Διάμετρος ΑΚΑ	Διάμετρος R Λαγόνια	Διάμετρος L Λαγόνια	Μήκος Αυχένα	Μήκος ΑΚΑ	Μήκος Συνολικό	Μήκος R Λαγόνια	Μήκος L Λαγόνια	Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος	
	1.28	7.28	7.28	3.23	0.67	13.89	51.75	37.86	43.74	42.3	20.69	44.44	1	Απόλυτη Διαφορά
	6.10%	11.74%	11.74%	26.92%	6.09%	55.56%	117.61%	54.87%	N/A	N/A	N/A	N/A	N/A	Ποσοστό σφάλματος
12	28.07	43.48	61.44	11.85	12.84	22.93	122.23	145.16	48.12	42.59	7.45	24.74	195427.82	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	29	45	61	14	13	55	88	143						Ιατρικές Μετρήσεις
	0.93	1.52	0.44	2.15	0.16	32.07	34.23	2.16	48.12	42.59	7.45	24.74	195427.82	Απόλυτη Διαφορά
	3.21%	3.38%	0.72%	15.36%	1.23%	58.31%	38.90%	1.51%	N/A	N/A	N/A	N/A!	N/A	Ποσοστό σφάλματος
13	22.78	36.42	56.69	13.39	10.14	64.28	56.52	120.8	49.38	31.1	6.15	26.75	189720.48	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	24	51	51	13	12	36	94	130	76	82		50		Ιατρικές Μετρήσεις
	1.22	14.58	5.69	0.39	1.86	28.28	37.48	9.2	26.62	50.9	6.15	23.25	189720.48	Απόλυτη Διαφορά
	5.08%	28.59%	11.16%	3.00%	15.50%	78.56%	39.87%	7.08%	35.03%	62.07%	N/A	46.50%	N/A	Ποσοστό σφάλματος
14	29.52	52.73	57.55	8.25	18.87	18.2	95.62	113.82	54.43	35.57	13.57	32.47	31199.99	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	27		54	16	11	22	75	97	38	63		40		Ιατρικές Μετρήσεις 1
	25		56	13	11	15			43	75		40		Ιατρικές Μετρήσεις 2
<i>Διαφορετικοί ιατροί -&gt; διαφορετικές μετρήσεις: Δεν έχει νόημα η σύγκριση των μετρήσεών μας με αυτές.</i>														
15	25.31	38.83	65.61	12.02	10.83	39.13	75.54	114.67	69.16	66	4.44	22.4	159604.92	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	21		65	12	11	24	94	118	65	60		30.4		Ιατρικές Μετρήσεις
	4.31	38.83	0.61	0.02	0.17	15.13	18.46	3.33	4.16	6	4.44	8	159604.92	Απόλυτη Διαφορά
	20.52%	N/A	0.94%	0.17%	1.55%	63.04%	19.64%	2.82%	6.40%	10.00%	N/A	26.32%	N/A	Ποσοστό σφάλματος
16	28	34.38	51.62	12.06	13.77	15.57	102.57	118.14	95.59	62.79	3.69	8.88	59765.24	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	27		52	15	14	46	67	113	94	91		20		Ιατρικές Μετρήσεις
	1	34.38	0.38	2.94	0.23	30.43	35.57	5.14	1.59	28.21	3.69	11.12	59765.24	Απόλυτη Διαφορά
	3.70%	N/A	0.73%	19.60%	1.64%	66.15%	53.09%	4.55%	1.69%	31.00%	N/A	55.60%	N/A	Ποσοστό σφάλματος

No	Διάμετρος Αυχένα	Διάμετρος Αυλού	Διάμετρος ΑΚΑ	Διάμετρος R Λαγόνια	Διάμετρος L Λαγόνια	Μήκος Αυχένα	Μήκος ΑΚΑ	Μήκος Συνολικό	Μήκος R Λαγόνια	Μήκος L Λαγόνια	Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος	
17	27.42	48.65	66.32	13.74	12.88	14.14	95.95	110.09	70.7	55.22	10.81	40.73	114608.42	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	20		65	12	12	17	94	111	58	68		57		Ιατρικές Μετρήσεις
	7.42	48.65	1.32	1.74	0.88	2.86	1.95	0.91	12.7	12.78	10.81	16.27	114608.42	Απόλυτη Διαφορά
	37.10%	N/A	2.03%	14.50%	7.33%	16.82%	2.07%	0.82%	21.90%	18.79%	N/A	28.54%	N/A	Ποσοστό σφάλματος
18	-1	43.91	59.54	13.7	10.25	3.99	123.84	127.83	53.87	34.04	9.54	19.5	533079.54	Εργαλείο MA ΑΚΑ
			52	15	21		40	40	53	71				Ιατρικές Μετρήσεις
	N/A	43.91	7.54	1.3	10.75	3.99	83.84	87.83	0.87	36.96	9.54	19.5	533079.54	Απόλυτη Διαφορά
	N/A	N/A	14.50%	8.67%	51.19%	N/A	209.60%	219.58%	1.64%	52.06%	N/A	N/A	N/A	Ποσοστό σφάλματος
19	19.49	27.87	63.52	10.97	12.66	39.63	69.9	109.53	43.39	38.21	2.95	15.63	159140.54	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	20		60	10	11	33	64	97	51	48		28		Ιατρικές Μετρήσεις
	0.51	27.87	3.52	0.97	1.66	6.63	5.9	12.53	7.61	9.79	2.95	12.37	159140.54	Απόλυτη Διαφορά
	2.55%	N/A	5.87%	9.70%	15.09%	20.09%	9.22%	12.92%	14.92%	20.40%	N/A	44.18%	N/A	Ποσοστό σφάλματος
20	28.43	43.95	74.48	14.12	19.01	16.93	96.09	113.02	65.6	51.48	5.26	23.32	121706.58	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	26		59	17	16	28	93	121	46	81		20		Ιατρικές Μετρήσεις
	2.43	43.95	15.48	2.88	3.01	11.07	3.09	7.98	19.6	29.52	5.26	3.32	121706.58	Απόλυτη Διαφορά
	9.35%	N/A	26.24%	16.94%	18.81%	39.54%	3.32%	6.60%	42.61%	36.44%	N/A	16.60%	N/A	Ποσοστό σφάλματος
21	22.91	50.59	59.48	16.22	9.25	26.88	64.2	91.08	54.44	51.5	7.42	26.68	20642.86	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	20		55	15	13	30	65	95	60	55		36		Ιατρικές Μετρήσεις
	2.91	50.59	4.48	1.22	3.75	3.12	0.8	3.92	5.56	3.5	7.42	9.32	20642.86	Απόλυτη Διαφορά
	14.55%	N/A	8.15%	8.13%	28.85%	10.40%	1.23%	4.13%	9.27%	6.36%	N/A	25.89%	N/A	Ποσοστό σφάλματος
22	24.97	56.3	80.58	12.77	15.32	12.15	124.71	136.86	49.47	47.16	11.25	69.81	174532.85	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	20		72	12	12	14	124	138	30	38		70		Ιατρικές Μετρήσεις

No	Διάμετρος Αυχένα	Διάμετρος Αυλού	Διάμετρος ΑΚΑ	Διάμετρος R Λαγόνια	Διάμετρος L Λαγόνια	Μήκος Αυχένα	Μήκος ΑΚΑ	Μήκος Συνολικό	Μήκος R Λαγόνια	Μήκος L Λαγόνια	Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος	
	4.97	56.3	8.58	0.77	3.32	1.85	0.71	1.14	19.47	9.16	11.25	0.19	174532.85	Απόλυτη Διαφορά
	24.85%	N/A	11.92%	6.42%	27.67%	13.21%	0.57%	0.83%	64.90%	24.11%	N/A	0.27%	N/A	Ποσοστό σφάλματος
23	24.7	40.28	55.78	10.84	9.89	28.25	75.88	104.13	50.02	43.97	5.71	18.22	27634.37	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	24		51	11.5	10	22	60	82	57	60		0		Ιατρικές Μετρήσεις
	0.7	40.28	4.78	0.66	0.11	6.25	15.88	22.13	6.98	16.03	5.71	18.22	27634.37	Απόλυτη Διαφορά
	2.92%	N/A	9.37%	5.74%	1.10%	28.41%	26.47%	26.99%	12.25%	26.72%	N/A	N/A	N/A	Ποσοστό σφάλματος
24	28.21	46	78.27	15.89	15.92	19.33	126.51	145.84	35.77	38.26	20.55	72.52	132813.16	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	27		70	13	16	30	115	145	35	53		60		Ιατρικές Μετρήσεις
	1.21	46	8.27	2.89	0.08	10.67	11.51	0.84	0.77	14.74	20.55	12.52	132813.16	Απόλυτη Διαφορά
	4.48%	N/A	11.81%	22.23%	0.50%	35.57%	10.01%	0.58%	2.20%	27.81%	N/A	20.87%	N/A	Ποσοστό σφάλματος
25	26.44	34	57.87	8.71	15.57	44.64	97.32	141.96	86.87	66.18	8.5	41.18	80185.85	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	20		63	17	13	31	115	146	33	50		80		Ιατρικές Μετρήσεις
	6.44	34	5.13	8.29	2.57	13.64	17.68	4.04	53.87	16.18	8.5	38.82	80185.85	Απόλυτη Διαφορά
	32.20%	N/A	8.14%	48.76%	19.77%	44.00%	15.37%	2.77%	163.24%	32.36%	N/A	48.53%	N/A	Ποσοστό σφάλματος
26	25.18	47.24	71.25	12	10.91	30.96	115.21	146.17	39.13	41.38	19.72	71.56	189141.46	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	26		62.5	16	12	28	105	133	40	48		55		Ιατρικές Μετρήσεις
	0.82	47.24	8.75	4	1.09	2.96	10.21	13.17	0.87	6.62	19.72	16.56	189141.46	Απόλυτη Διαφορά
	3.15%	N/A	14.00%	25.00%	9.08%	10.57%	9.72%	9.90%	2.17%	13.79%	N/A	30.11%	N/A	Ποσοστό σφάλματος
27	19.6	27.6	58.94	9.16	14.74	25.89	90.32	116.21	41.45	43.81	13.8	25.6	80673.17	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	20		52	19	14	13	98	111	47	45		65		Ιατρικές Μετρήσεις
	0.4	27.6	6.94	9.84	0.74	12.89	7.68	5.21	5.55	1.19	13.8	39.4	80673.17	Απόλυτη Διαφορά
	2.00%	N/A	13.35%	51.79%	5.29%	99.15%	7.84%	4.69%	11.81%	2.64%	N/A	60.62%	N/A	Ποσοστό σφάλματος

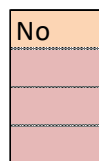
No	Διάμετρος Αυγένα	Διάμετρος Αυλού	Διάμετρος ΑΚΑ	Διάμετρος R Λαγόνια	Διάμετρος L Λαγόνια	Μήκος Αυγένα	Μήκος ΑΚΑ	Μήκος Συνολικό	Μήκος R Λαγόνια	Μήκος L Λαγόνια	Στρεβλότητα	Γωνία β	Όγκος	
28	29.01	48.18	52.72	16.31	16.31	14.1	104.68	118.78	39.64	41.26	6.77	15.83	39871.31	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	21		50	14	13	20	97	117	74	63		80		Ιατρικές Μετρήσεις
	8.01	48.18	2.72	2.31	3.31	5.9	7.68	1.78	34.36	21.74	6.77	64.17	39871.31	Απόλυτη Διαφορά
	38.14%	N/A	5.44%	16.50%	25.46%	29.50%	7.92%	1.52%	46.43%	34.51%	N/A	80.21%	N/A	Ποσοστό σφάλματος
29	-1	49.41	78.95	11.16	12.55	3.99	138.96	142.95	52.18	29.56	11.85	40.87	206260.96	Εργαλείο MA ΑΚΑ
	Αυτό το παράδειγμα δεν έχει ιατρικές μετρήσεις, όμως το μετρήσαμε με τον αλγόριθμό μας.													Ιατρικές Μετρήσεις

#### Σημειώσεις Πίνακα 4:

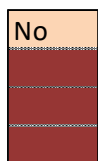
<b>&lt;= 5mm Απόκλιση</b>
<i>Ιατρική Μέτρηση -&gt; Μη Διαθέσιμη</i>
<b>&gt; 5mm Απόκλιση</b>

: =  Πραγματική Τιμή - Υπολογισμένη Τιμή
: Υποδεικνύει την ανακρίβεια μιας μέτρησης σε σχέση με την πραγματική τιμή και υπολογίζεται χρησιμοποιώντας την πραγματική τιμή ως γραμμή βάσης.
: Τύπος: [( Πραγματική Τιμή - Υπολογισμένη Τιμή ) / Πραγματική Τιμή] x 100%

- N/A =Μη Διαθέσιμα Στοιχεία



ΑΚΑ με παρουσία ενδοαυλικού θρόμβου (27 ασθενείς)



ΑΚΑ με απουσία ενδοαυλικού θρόμβου (2 ασθενείς)

## 7.4 Συζήτηση

Στην Εργασία 4.2 αναπτύχθηκε μια αυτοματοποιημένη μεθοδολογία για την ποσοτική μέτρηση 13 γεωμετρικών παραμέτρων ΑΚΑ, χρησιμοποιώντας τρισδιάστατα μοντέλα αυλού και ΑΚΑ που προέρχονται από αρχεία STL. Με την εφαρμογή μαθηματικών εξισώσεων και μιας αυτόματης διαδικασίας με βάση την Εργαλειοθήκη Αγγειακής Μοντελοποίησης VMTK, λήφθηκαν ποσοτικές μετρήσεις από τα τρισδιάστατα μοντέλα, όπως η μέγιστη διάμετρος του αυλού, η μέγιστη διάμετρος του ΑΚΑ, το μήκος του ΑΚΑ, το μήκος του λαιμού, η μέγιστη διάμετρος του αυχένα, οι διαμέτροι και τα μήκη της δεξιάς και της αριστερής κοινής λαγόνιας αρτηρίας (στο μέσο σημείο), το συνολικό μήκος, η υπονεφρική γωνία  $\beta$ , η στρεβλότητα, καθώς και ο όγκος του ενδοαυλικού θρόμβου. Αυτή η αυτοματοποιημένη προσέγγιση δοκιμάστηκε με επιτυχία σε πραγματικά δεδομένα ασθενών με ΑΚΑ και επικυρώθηκε μέσα από τη σύγκριση των εξαγόμενων μετρήσεων με τις ιατρικές κλινικές μετρήσεις.

Πιο συγκεκριμένα, η αυτοματοποιημένη προσέγγιση που αναπτύχθηκε στο πλαίσιο του έργου SAFE-AORTA (Polítot et al., 2025), εντάσσεται στην οικογένεια των μεθόδων που βασίζονται στο VMTK. Η μεθοδολογία βασίζεται στην εξαγωγή της κεντρικής γραμμής από STL αρχεία, τον υπολογισμό εφαιτομενικών διανυσμάτων και την δημιουργία κάθετων τομών, από όπου εξάγονται οι διαμέτροι σε κάθε σημείο. Το κριτήριο διαχωρισμού αυχένα-ανευρύσματος ορίζεται ως η διάμετρος  $1.5 \times \geq$  της διαμέτρου στο επίπεδο των νεφρικών αρτηριών, μην υπερβαίνοντας τα 30 mm. Η κλινική επαλήθευση των αυτοματοποιημένων μετρήσεων μέσω της σύγκρισης με τις χειροκίνητες μετρήσεις αποτελεί σημαντική συμβολή, επιβεβαιώνοντας την υψηλή ακρίβεια στην εκτίμηση των διαμέτρων και μέτρια ακρίβεια στην εκτίμηση των μηκών.

Η ανάλυση της κεντρικής γραμμής επικυρώθηκε ως μια κρίσιμη τεχνική για την επίτευξη ακριβών μετρήσεων διαμέτρου κάθετα στη ροή του αγγείου και για την εξαγωγή μηκών στις ελικοειδείς ανατομίες (Rengier et al., 2009). Οι ποσοτικές αυτές μετρήσεις μπορούν να εξαχθούν αυτοματοποιημένα, καθιστώντας την προσέγγιση ευρέως εφαρμόσιμη ακόμη και σε σενάρια με περιορισμένα σχολιασμένα δεδομένα (Bagheri Rajeoní et al., 2025). Αυτή η μεθοδολογία αξιοποιεί τις τεχνολογικές εξελίξεις για να επιτρέψει αυτοματοποιημένες και αντικειμενικές αξιολογήσεις, οι οποίες είναι κρίσιμες για την υπέρβαση των χρονοβόρων ζητημάτων και της μεταβλητότητας μεταξύ των παρατηρητών που σχετίζονται με χειροκίνητες μετρήσεις στην κλινική πρακτική (Caradu et al., 2021; López-Linares et al., 2018).

Όπως απεικονίζεται στην Εικόνα 41 και αποτυπώνεται αναλυτικά στον Πίνακα 4, η σύγκλιση της αυτοματοποιημένης ακρίβειας με τις κλινικές μετρήσεις μπορεί να τοποθετήσει την αυτοματοποιημένη μέτρηση της μέγιστης διαμέτρου ΑΚΑ ως έναν κύριο υποψήφιο για ευρεία ενσωμάτωση στην κλινική πρακτική ρουτίνας, ιδιαίτερα για προγράμματα έγκαιρης ανίχνευσης. Αυτή η ενσωμάτωση θα μπορούσε να οδηγήσει σε μια ουσιαστική αύξηση της έγκαιρης ανίχνευσης του ΑΚΑ, διευκολύνοντας την παρακολούθηση και την έγκαιρη παρέμβαση, και τελικά βελτιώνοντας τα αποτελέσματα **υγείας** των ασθενών, ενώ ενδεχομένως μειώνει τα επείγοντα περιστατικά ρήξης των ΑΚΑ. Ταυτόχρονα, οι αυτοματοποιημένες μετρήσεις της μέγιστης διαμέτρου του αυχένα, των δυο κοινών λαγόνιων αρτηριών (αριστερής, δεξιάς) και του αυλού επιτυγχάνουν επίσης σημαντική σύγκλιση (σε μικρότερο βαθμό του αυλού) με τις ιατρικές μετρήσεις. Από την άλλη πλευρά, παρατηρούνται αποκλίσεις στη μέτρηση των μηκών, όπως απεικονίζεται στην Εικόνα 42 **και** αποτυπώνεται αναλυτικά στον Πίνακα 4. Αυτό μπορεί να οφείλεται στις πολλαπλές προκλήσεις που υπάρχουν για την επίτευξη του ακριβούς ορισμού και της μέτρησης του μήκους του αυχένα λόγω της συχνά

σύνθετης ανατομίας του, συμπεριλαμβανομένης της σοβαρής γωνίωσης, της ελικοειδούς πορείας, των αποτιτανώσεων ή/και της παρουσίας ILT, οι οποίες μπορεί να αποκρύψουν τα σαφή όρια (Leurs et al., 2006; Wyss et al., 2011; Stark et al., 2024; Filis et al., 2017; Lee et al., 2020). Το γεγονός αυτό μπορεί να επηρεάσει τη μέτρηση του μήκους του ΑΚΑ και κατ' επέκταση τη μέτρηση του συνολικού μήκους. Τέλος, αξίζει να σημειωθεί η μεγάλη δια-παρατηρητή μεταβλητότητα στην ιατρική μέτρηση του μήκους του αυχένα και των μηκών των κοινών λαγονίων αρτηριών στον ασθενή Νο 14 (απόκλιση:  $\geq 5\text{mm}$ ) (Πίνακας 4).

Η αυτοματοποιημένη προσέγγιση που συνιστά το Εργαλείο μορφολογικής ανάλυσης ΑΚΑ στοχεύει να ενισχύσει την ακρίβεια και την αποτελεσματικότητα της αξιολόγησης του ΑΚΑ, υποστηρίζοντας έτσι μια πιο ενημερωμένη κλινική λήψη αποφάσεων και βελτιώνοντας δυνητικά την υγεία των ασθενών (Kim et al., 2024; Bagheri Rajeeoni et al., 2025). Αυτή η αυτοματοποίηση είναι ιδιαίτερα κρίσιμη, δεδομένης της τρέχουσας έλλειψης τυποποιημένων μεθόδων για την ποσοτικοποίηση του βαθμού και του ρυθμού εξέλιξης της νόσου στο ΑΚΑ, κυρίως λόγω της απουσίας ισχυρών, αυτοματοποιημένων εργαλείων κατάτμησης ικανών να αναλύουν ποσοτικά, ανευρύσματα από δεδομένα απεικόνισης (López-Linares et al., 2018).

Το Εργαλείο μορφολογικής ανάλυσης που αναπτύχθηκε γεφυρώνει αυτό το κενό προσφέροντας μια πλήρως αυτοματοποιημένη, αποτελεσματική και αντικειμενική προσέγγιση για τον χαρακτηρισμό της μορφολογίας του ΑΚΑ, δουλεύοντας με προ-κατατμημένα 3D μοντέλα που έχουν κατασκευαστεί με προηγμένες τεχνικές κατάτμησης εικόνας (βλέπε 4.1), διευκολύνοντας έτσι την κλινική πρακτική και έρευνα (Lareyre et al., 2019). Αντιμετωπίζει μια κρίσιμη ανάγκη για αποτελεσματικές και αντικειμενικές αξιολογήσεις, ιδιαίτερα στο πλαίσιο της διαχείρισης του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής. Η προσέγγιση αυτή προσφέρει τη δυνατότητα για πιο τυποποιημένες μορφολογικές αναλύσεις και δυνητικά βελτιωμένο χειρουργικό σχεδιασμό για την αποκατάσταση του ανευρύσματος.

Ωστόσο, παρά τις αξιοσημείωτες αυτές προόδους, μια επίμονη πρόκληση παραμένει στην τρέχουσα κλινική πρακτική: η «έλλειψη τυποποίησης μετρήσεων» ΑΚΑ (Leach et al., 2021), ακόμη και σε επίπεδο χειροκίνητων μετρήσεων. Η μετάβαση σε αυτοματοποιημένα συστήματα, αν και μειώνει εγγενώς τη διαπαρατηρητική μεταβλητότητα, πρέπει να συνοδεύεται από τη θέσπιση σαφών, καθολικά αποδεκτών και τυποποιημένων πρωτοκόλλων που ορίζουν τον τρόπο με τον οποίο οι αυτοματοποιημένες μετρήσεις πραγματοποιούνται και αναφέρονται. Αυτό περιλαμβάνει τον καθορισμό του αν οι μετρήσεις είναι εξωτερικό-προς-εξωτερικό τοίχωμα, κάθετα στην κεντρική γραμμή και αν αναφέρονται σε συγκεκριμένα ανατομικά ορόσημα. Ενώ ένα αυτοματοποιημένο λογισμικό μπορεί να «εντοπίσει και να υπολογίσει τη μέγιστη διάμετρο»<sup>4</sup>, οι υποκείμενες μεθοδολογικές επιλογές πρέπει να είναι διαφανείς, συνεπείς και κλινικά συμφωνημένες σε όλες τις διαφορετικές πλατφόρμες λογισμικού για ουσιαστική κλινική σύγκριση. Χωρίς μια τέτοια τυποποίηση, ακόμη και οι εξαιρετικά ακριβείς αυτοματοποιημένες μετρήσεις από διαφορετικούς προμηθευτές λογισμικού ή ιδρύματα υγειονομικής περίθαλψης ενδέχεται να μην είναι άμεσα συγκρίσιμες, γεγονός που θα εμπόδιζε σημαντικά την αποτελεσματική διαχρονική παρακολούθηση των ασθενών καθώς επίσης και τις πολυ-κεντρικές ερευνητικές πρωτοβουλίες. Αυτή η κατάσταση απαιτεί μια συντονισμένη συλλογική προσπάθεια μεταξύ ερευνητών, κλινικών και προγραμματιστών λογισμικού για τη θέσπιση καθολικά αποδεκτών αυτοματοποιημένων κατευθυντήριων οδηγιών μέτρησης, αντικατοπτρίζοντας την εξέλιξη των χειροκίνητων κατευθυντήριων οδηγιών μέτρησης (Expert Panel on Vascular Imaging, 2024). Αυτή η τυποποίηση είναι ζωτικής σημασίας για τη διασφάλιση της κλινικής χρησιμότητας και της ευρείας υιοθέτησης αυτών των ισχυρών νέων εργαλείων.

## 8. Εργαλείο Μορφολογικής Ανάλυσης ΑΚΑ: Λογισμικό – Οδηγίες Χρήσης

### 8.1 Περιγραφή - Σύνδεση Μορφολογικής Μονάδας με Δομικές Μονάδες ΨηφιΔΑ

Στην ενότητα αυτή παρουσιάζεται το τελικό αυτοματοποιημένο λογισμικό για τον υπολογισμό των γεωμετρικών παραμέτρων στο τρισδιάστατο μοντέλο της αορτής, το οποίο αναπτύχθηκε στο πλαίσιο του έργου SAFE-AORTA.

Το λογισμικό δέχεται ως είσοδο τα τρισδιάστατα μοντέλα (STL αρχεία) του ανευρύσματος, του αυλού και του θρόμβου. Εάν σε κάποιο υποκείμενο απουσιάζει ο θρόμβος, τότε δεν διατίθενται τα τρισδιάστατα μοντέλα του αυλού και του θρόμβου.

Η υλοποίηση αυτή υπολογίζει δεκατρείς γεωμετρικές μετρήσεις, οι οποίες κατατάσσονται ως εξής:

- **Πέντε Διαμέτρους:** αυχένα, ανευρύσματος, αυλού, δεξιάς και αριστερής λαγονίου,
- **Πέντε Μήκη:** αυχένα, ανευρύσματος, συνολικό, δεξιάς και αριστερής λαγονίου και
- **Τρεις Επιπλέον Μετρήσεις:** Στρεβλότητα, γωνιά β και όγκος ανευρύσματος.

### 8.2 Οδηγίες χρήσης εκτελέσιμου αρχείου

#### 8.2.1 Απαιτήσεις συστήματος

- Λειτουργικό Windows 10/11
- RAM Προτεινόμενη > 8 GB
- Ελεύθερος χώρος στο δίσκο > 2 GB

#### 8.2.2 Αρχεία Εισόδου: 1 ή 3 STL Αρχεία:

Έστω το αναγνωριστικό όνομα για το υποκείμενο είναι “XXXXX”, **δεν πρέπει να περιέχει κάτω παύλες “\_”** (π.χ. T1-P5), τότε τα STL αρχεία πρέπει να έχουν την μορφή:

- STL ανευρύσματος: XXXXX\_AAA.stl
- STL αυλού: XXXXX\_lumen.stl
- STL θρόμβου: XXXXX\_ILT.stl

#### 8.2.3 Αρχεία εξόδου για κάθε υποκείμενο

1. Ένα JSON αρχείο με τις δεκατρείς γεωμετρικές μετρήσεις.

2. Μια εικόνα με τις γεωμετρικές μετρήσεις.

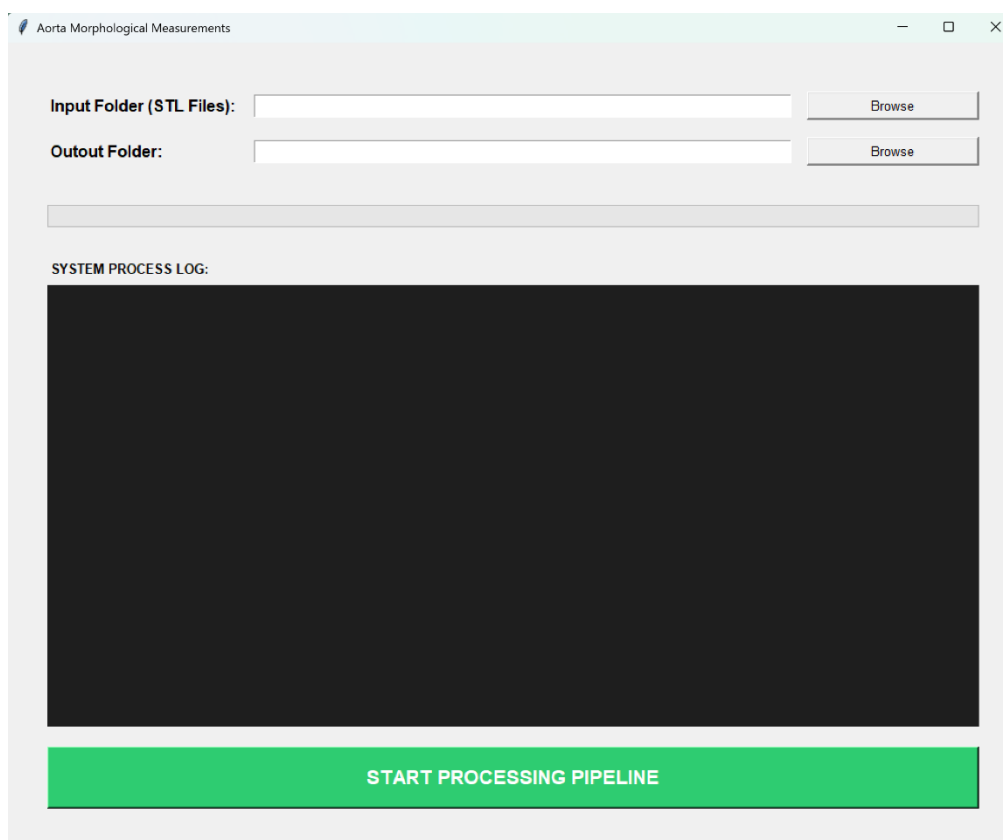
- **Διάμετροι** (κόκκινο) με τα αντίστοιχα επίπεδά τους (μπλε), από πάνω προς τα κάτω: αυχέννας, ανεύρυσμα και λαγόνιες.
- **Μήκη** αυχένα (κίτρινο), ανευρύσματος (πράσινο, μέχρι ΣΔ, κόκκινο σημείο) και λαγονίων (πράσινο)

## 8.2.4 Εκτέλεση εφαρμογής

1. Εκκινήστε το AortaMeasurements.exe
2. Πατήστε “Browse” δίπλα στο Input Folder και επιλέξτε τον φάκελο με τα STL αρχεία ενός υποκειμένου (subject).
3. Πατήστε “Browse” δίπλα στο Output Folder και επιλέξτε τον φάκελο αποθήκευσης για το συγκεκριμένο υποκείμενο.
4. Πατήστε το πράσινο κουμπί (start processing pipeline) για την εκτέλεση
- 5.1 Παρακολουθήστε την πρόοδο στην περιοχή καταγραφής (system process log) και από την μπάρα φόρτωσης.
- 5.2 Όταν ολοκληρωθεί, εμφανίζεται ένδειξη “[COMPLETED] Subject ID: ...”.
- 5.3 Επαναλάβετε τα βήματα από το 1. για το επόμενο υποκείμενο.

## 8.2.5 Παράδειγμα Εφαρμογής με Εικόνες

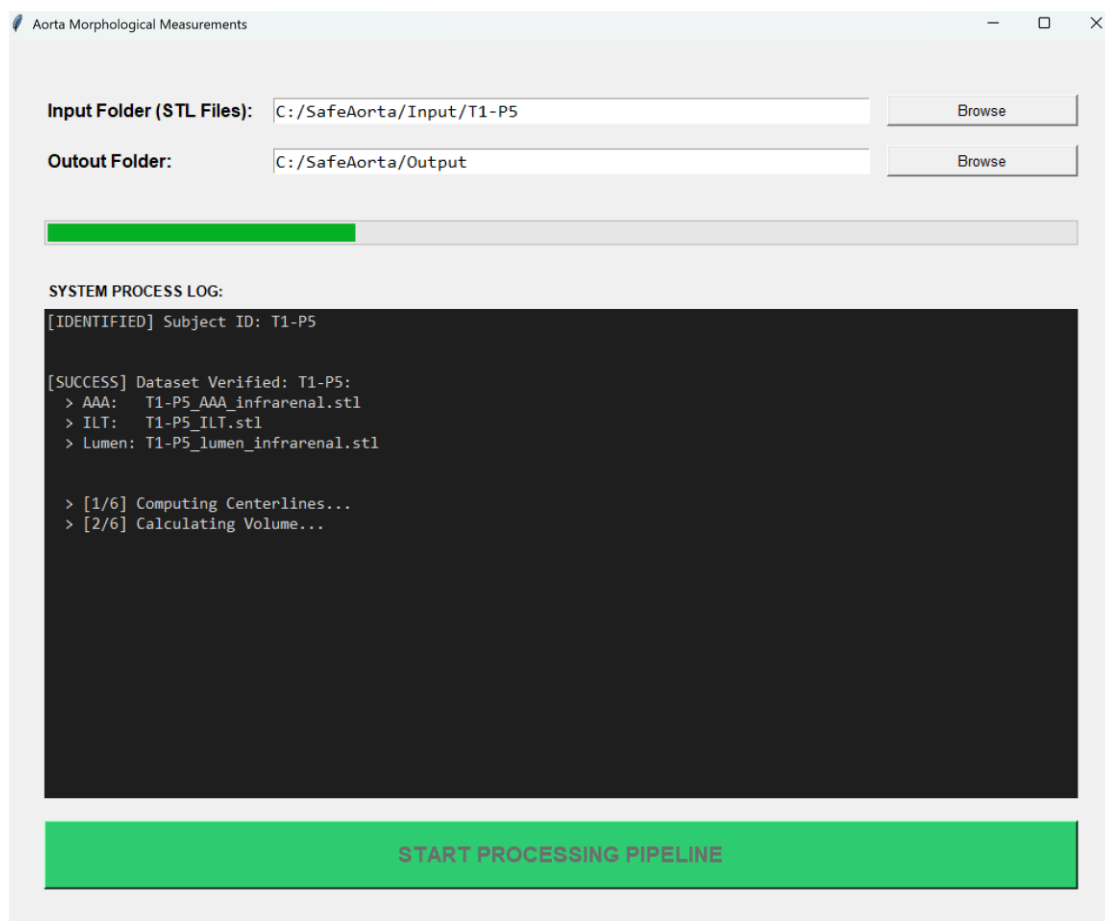
Στις Εικόνες 43 έως 47 δίνεται παραστατικά, με στιγμιότυπα οθόνης, ένα παράδειγμα εφαρμογής.



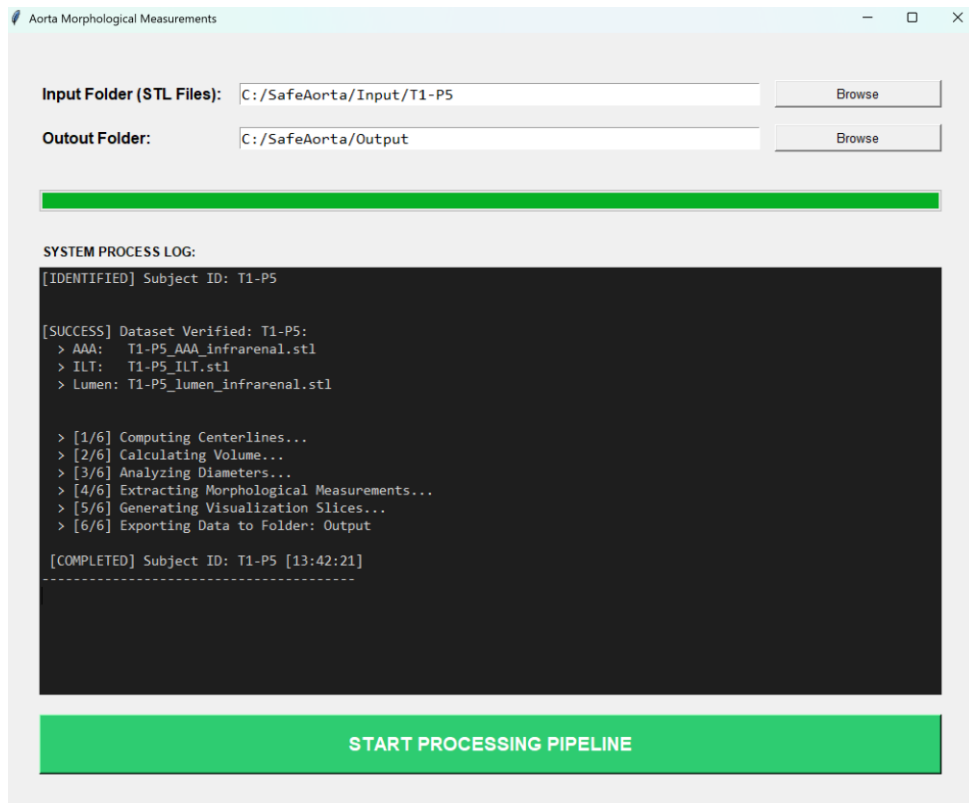
Εικόνα 43 - Γραφική διεπαφή χρήστη

Όνομα	Ημερομηνία τροποποίησης	Τύπος	Μέγεθος
T1-P5_AAA_infrarenal.stl	10/2/2025 3:52 μμ	3D Object	5.001 KB
T1-P5_ILT.stl	31/10/2025 9:37 πμ	3D Object	4.714 KB
T1-P5_lumen_infrarenal.stl	10/2/2025 3:52 μμ	3D Object	4.540 KB

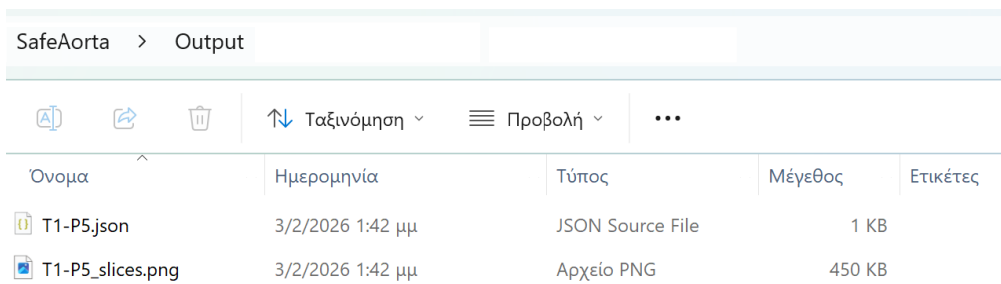
Εικόνα 44 - Αρχεία Εισόδου για το υποκείμενο T1-P5



Εικόνα 45 - Αφού έχουμε επιλέξει τις θέσεις των φακέλων εισόδου και εξόδου, εκτελούμε το λογισμικό πατώντας το πράσινο κουμπί. Αρχικά, στην περιοχή καταγραφής (system process log) θα εμφανίσει τα αρχεία εισόδου που εντόπισε για το υποκείμενο αυτό (Dataset Verified: T1-P5: ...) και μετά θα προχωρήσει στις μετρήσεις



Εικόνα 46 - Όταν ολοκληρωθεί, εμφανίζεται ένδειξη “[COMPLETED] Subject ID: ...”



Εικόνα 47 Τα αρχεία εξόδου JSON και PNG αποθηκεύονται στον φάκελο αποθήκευσης που έχουμε επιλέξει

## 8.2.6 Διαθεσιμότητα του Εργαλείου Μορφολογικής Ανάλυσης ΑΚΑ

Το Εργαλείο μορφολογικής ανάλυσης ΑΚΑ, με δυνατότητα αυτοματοποιημένης μέτρησης 13 γεωμετρικών παραμέτρων ΑΚΑ είναι διαθέσιμο στο SharePoint του SAFE-AORTA ως εξής:

- **Ο Τελικός Κώδικας (AortaMeasurements.py):**

**Στο Sharepoint του έργου:** Καρτέλα Documents → Φάκελος Παραδοτέων → Υποφάκελος Παραδοτέων: Π4.2 Εργαλείο μορφολογικής ανάλυσης ΑΚΑ ([AortaMeasurements.py](#)).

- **Το Λογισμικό (AortaMorphologicalMeasurements.zip):**
  - α) **Στο Sharepoint του έργου:** Καρτέλα Documents → Φάκελος Παραδοτέων → Υποφάκελος Παραδοτέων: Π4.2 Εργαλείο μορφολογικής ανάλυσης ΑΚΑ ([AortaMorphologicalMeasurements.zip](#)).

- **Τα δεδομένα (3D μοντέλα μετά από τμηματοποίηση):**

**Αντλήθηκαν από το SharePoint του SAFE-AORTA:** Καρτέλα Documents → Φάκελος 3D\_models → Υποφάκελοι batch 1, batch 3, batch 4 ([3D\\_models](#)), όπου θα πρέπει να τονιστεί ότι:

α) **Για τη μορφολογική ανάλυση του ΑΚΑ** χρησιμοποιήθηκαν 3D μοντέλα από 38 ασθενείς με ΑΚΑ, δηλαδή ένα υποσύνολο από τα σύνολα σειρών: batch 1, batch 3, και batch 4, που στη συνέχεια μειώθηκε σε 29 3D μοντέλα λόγω τεχνικών θεμάτων.

β) **Για τη μορφολογική ανάλυση του ενδοαυλικού θρόμβου** χρησιμοποιήθηκαν 3D μοντέλα από 32 ασθενείς με ΑΚΑ, δηλαδή ένα υποσύνολο από τα σύνολα σειρών: batch 1, batch 3, και batch 4, που είχε εμφανίσει ενδοαυλικό θρόμβο.

## 9. Μορφολογική Ανάλυση Ενδοαυλικού Θρόμβου

Στην καρδιαγγειακή φυσιολογία, το μέγεθος, το σχήμα και η δομή του ενδοαυλικού θρόμβου (ILT) είναι ιδιαίτερα σημαντικά, δεδομένου ότι ο ILT καλύπτει το τοίχωμα του αγγείου στο 75-80% των ασθενών με ΑΚΑ (Biasetti et al., 2011). Ωστόσο, ο ακριβής ρόλος του ILT σε αυτό το πλαίσιο παραμένει ασαφής και αμφιλεγόμενος. Βασιζόμενοι σε προηγούμενες μελέτες που εξέτασαν κυρίως την παρουσία, το μέγεθος και τη συνοχή του ILT (Nguyen et al., 2014; Gasser et al., 2008), η παρούσα μελέτη είχε σκοπό να διερευνήσει τις διαστάσεις των δύο διακριτών στρωμάτων του ILT: του στρώματος του αυλού και του μεσαίου/τοιχωματικού στρώματος.

Επιπλέον, ένας σημαντικός στόχος ήταν να διερευνήσει εάν αυτά τα στρώματα σχετίζονται με τη μέγιστη διάμετρο του ΑΚΑ και άλλες σχετικές παραμέτρους του ΑΚΑ.

### 9.1 Σύνολο Δεδομένων

Το σύνολο δεδομένων για τη μορφολογική ανάλυση του ILT αποτέλεσαν τρισδιάστατα μοντέλα ILT. Τα 3D μοντέλα δημιουργήθηκαν από αξονικές τομογραφίες 32 ασθενών με ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής μετά από τμηματοποίηση, χρησιμοποιώντας ταυτοποιημένα αρχεία από το Τμήμα Αγγειοχειρουργικής του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Αττικών, με την έγκριση της Επιτροπής Δεοντολογίας για το έργο SAFE AORTA. Τα αναλυτικά δημογραφικά και κλινικά χαρακτηριστικά των ασθενών παρατίθενται αναλυτικά στο Παράρτημα Β.

Συγκεκριμένα, το δείγμα της μελέτης αποτέλεσαν 32 ασθενείς συνολικά, εκ των οποίων 30 άνδρες ηλικίας 57–89 ετών (μέσος όρος: 69.4 έτη), 1 γυναίκα ηλικίας 74 ετών, ενώ για έναν/μία ασθενή δεν καταγράφηκε το φύλο. Ιστορικό καπνίσματος αναφέρθηκε για 23 ασθενείς (71.9%). Αναφορικά με τις συννοσηρότητες, παρατηρήθηκε υπέρταση σε 25 περιπτώσεις (78.1%), δυσλιπιδαιμία σε 22 (68.8%), στεφανιαία νόσος σε 10 (31.3%), χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια (ΧΑΠ) σε 6 (18.8%), και σακχαρώδη διαβήτη σε 6 (18.8%). Σχετικά με τη φαρμακοθεραπεία, αντιυπερτασική αγωγή ακολουθούσαν 13 ασθενείς (40.6%), αγωγή με στατίνες 10 (31.3%), αντιαιμοπεταλιακή αγωγή 9 (28.1%), και αντιδιαβητική αγωγή 3 (9.4%).

### 9.2 Μεθοδολογία: Ανάπτυξη Ημι-αυτόματης Προσέγγισης

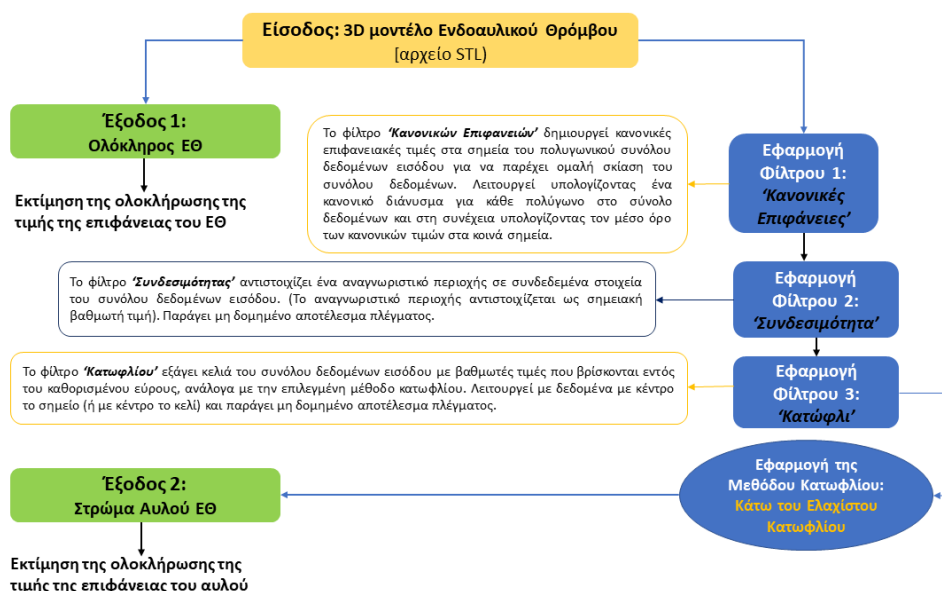
Για τον ημιαυτόματο υπολογισμό των γεωμετρικών μετρήσεων των επιφανειών των επιμέρους στρωμάτων του ενδοαυλικού θρόμβου (ILT) χρησιμοποιήθηκαν προ-καταταμημένα τρισδιάστατα μοντέλα. Υιοθετήθηκε ένα μοντέλο δύο στρωμάτων, σύμφωνα με τη θεωρητική αναλογία 1:2 του Throop et al. (2022), παρότι είναι ευρέως αναγνωρισμένο το «ρεαλιστικό» μοντέλο των τριών στρωμάτων του Gasser et al. (2008).

Πιο συγκεκριμένα, η δομή του ενδοαυλικού θρόμβου ταξινομήθηκε σε δύο καθιερωμένα στρώματα (Εικόνα 5): το στρώμα του αυλού και το μεσαίο/τοιχωματικό στρώμα. Για την εξαγωγή του στρώματος του αυλού και τον ακριβή υπολογισμό των επιφανειών των στρωμάτων, χρησιμοποιήθηκε αγωγός επεξεργασίας φιλτραρίσματος (Surface Normals → Connectivity → Threshold). Η μεθοδολογική ροή απεικονίζεται στην Εικόνα 48.

Το λογισμικό Paraview χρησιμοποιήθηκε επίσης για την εκτίμηση της ολικής επιφάνειας του ILT και την οπτικοποίηση των αποτελεσμάτων για κάθε ασθενή.

Η λειτουργία κάθε φίλτρου που χρησιμοποιήθηκε στην ημι-αυτόματη προσέγγιση παρουσιάζεται συνοπτικά παρακάτω:

- Το φίλτρο **‘Κανονικών Επιφανειών’** δημιουργεί κανονικές επιφανειακές τιμές στα σημεία του πολυγωνικού συνόλου δεδομένων εισόδου για να παρέχει ομαλή σκίαση του συνόλου δεδομένων. Λειτουργεί υπολογίζοντας ένα κανονικό διάνυσμα για κάθε πολύγωνο στο σύνολο δεδομένων και στη συνέχεια υπολογίζοντας τον μέσο όρο των κανονικών τιμών στα κοινά σημεία<sup>11</sup>.
- Το φίλτρο **‘Συνδεσιμότητας’** αντιστοιχίζει ένα αναγνωριστικό περιοχής σε συνδεδεμένα στοιχεία του συνόλου δεδομένων εισόδου. (Το αναγνωριστικό περιοχής αντιστοιχίζεται ως σημειακή βαθμωτή τιμή). Παράγει μη δομημένο αποτέλεσμα πλέγματος<sup>11</sup>.
- Το φίλτρο **‘Κατωφλίου’** εξάγει κελιά του συνόλου δεδομένων εισόδου με βαθμωτές τιμές που βρίσκονται εντός του καθορισμένου εύρους, ανάλογα με την επιλεγμένη μέθοδο κατωφλίου. Λειτουργεί με δεδομένα με κέντρο το σημείο (ή με κέντρο το κελί) και παράγει μη δομημένο αποτέλεσμα πλέγματος<sup>11</sup>.



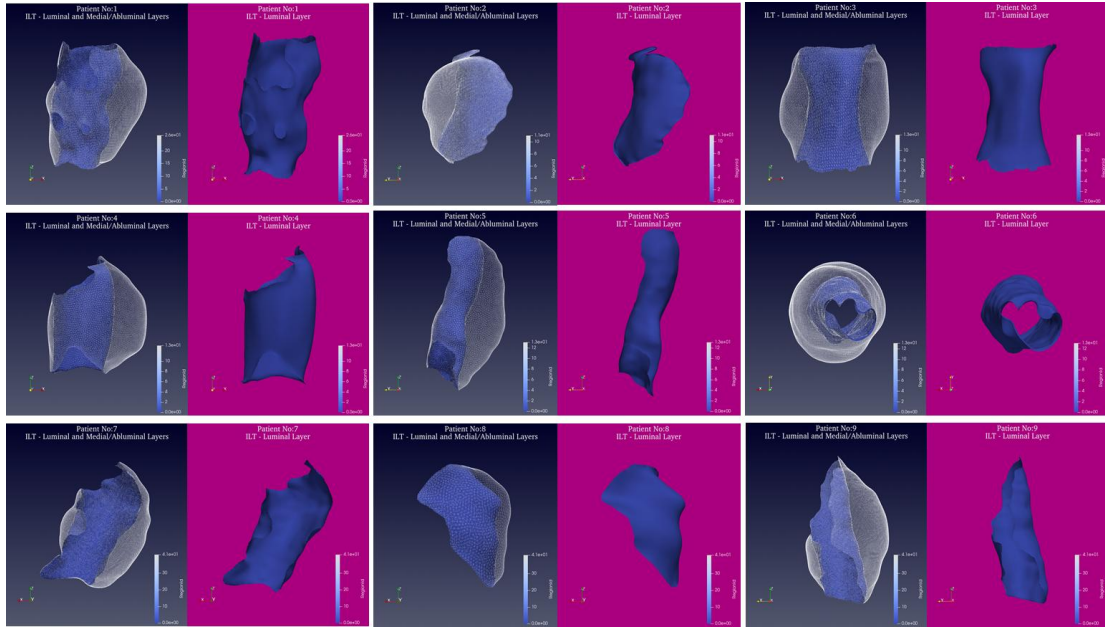
Εικόνα 48 - Διάγραμμα Ροής Μεθοδολογίας

## 9.3 Αποτελέσματα

### 9.3.1 Ημι-αυτόματες Μετρήσεις Ενδοαυλικού Θρόμβου

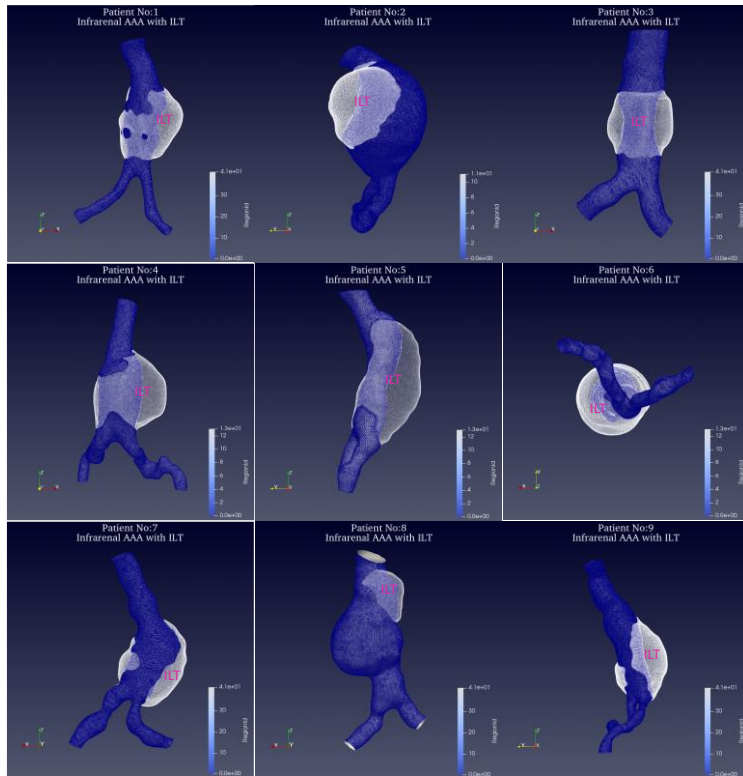
Μέσα από την ημι-αυτόματη ανάλυση, με τη χρήση του Paraview, κατέστη εφικτό να διακρίνουμε τα δυο στρώματα του ενδοαυλικού θρόμβου σε 32 3D μοντέλα ILT.

Τα διακριτά στρώματα του ILT παρουσιάζονται ενδεικτικά για 9 ασθενείς στην Εικόνα 49 (Bei et al., 2025).



Εικόνα 49 - Σχήματα των διακριτών στρωμάτων ILT. Αριστερά: Και τα δύο στρώματα (στρώμα αυλού (μπλε) & μέσο/τοιχωματικό (λευκό ημιδιαφανές πλέγμα)) Δεξιά: στρώματα αυλού

Παράλληλα, η Εικόνα 50 απεικονίζει τη μεταβλητότητα των διαστάσεων και των χωρικών θέσεων του ILT σε ανευρύσματα κοιλιακής αορτής μεταξύ εννέα ασθενών (Bei et al., 2025).



Εικόνα 50 - Υπονεφρικό ΑΚΑ με ILT (τριγωνικό πλέγμα): αυλός (μπλε) και επιφάνειες ενδοαυλικού θρόμβου (λευκές ημιδιαφανείς) στον άξονα X, Y ή Z (Bei et al., 2020).  
 Χωρικές θέσεις ILT στο ΑΚΑ: α. «Περιφερική» θέση: Αρ. 1, Αρ. 3, Αρ. 4, Αρ. 5, Αρ. 6 [Πίνακας 5: Αρ. 1, 4, 5, 31, 6, αντίστοιχα], β. «Πρόσθια» θέση: Αρ. 8 [Πίνακας 5: Αρ. 9], γ. «Οπίσθια» θέση: Αρ. 2, δ. «Προσθιοπλευρική»: Αρ. 7 [Πίνακας 5: Αρ. 8], ε. «Οπισθιοπλευρική»: Αρ. 9 [Πίνακας 5: Αρ. 10].  
 Στην περίπτωση του Αρ. 8, το ILT εντοπίζεται κυρίως στον αορτικό αυχένα και λιγότερο στον αορτικό σάκο [Πρόσθια πλευρά = επιφάνεια που βλέπει προς τα εμπρός (προς την κοιλιακή κοιλότητα)]

### 9.3.2 Στατιστική Ανάλυση

Στον Πίνακα 5 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των μετρήσεων των επιφανειών των δύο διακριτών στρωμάτων του ILT σε 32 ασθενείς με ΑΚΑ (βλέπε Παράρτημα Β). Όπως αποτυπώνεται στον Πίνακα, σε αυτά τα μοντέλα των δύο-στρωμάτων, η αναλογία του μέσου/τοιχωματικού στρώματος προς το εσωτερικό στρώμα ποικίλλει σημαντικά μεταξύ των ασθενών. Αξίζει να τονιστεί ότι σε 2 περιπτώσεις η αναλογία αυτή είναι 7.1 και 7.8 (ασθενής αριθ. 23 και αριθ. 38, αντίστοιχα), γεγονός που μπορεί να ανακλά τη σύνθετη μορφολογία του ILT (δύο «περιφερικά» ή «πλευρικά» τμήματα ILT) σε αυτές τις δυο περιπτώσεις.

Παράλληλα εμφανίζονται δυο ακραίες τιμές, οι οποίες θα μπορούσαν να ερμηνευτούν ως ολοκληρωτική παρουσία μεσαίου/τοιχωματικού στρώματος ILT στον ασθενή αριθ. 17, και ολοκληρωτική παρουσία νεοσχηματισμένου ILT στον ασθενή αριθ. 18, αντίστοιχα, και ίσως να μπορούσαν να ταξινομηθούν ως Τύπος 1 (ενδοαυλικός θρόμβος πολυεπίπεδης μορφολογίας με σταδιακά μειωμένη αντοχή και ακαμψία από το ευδιάκριτο στρώμα του αυλού στο **παχύ μεσαίο/τοιχωματικό στρώμα**), και Τύπος 3 (**μονό στρώμα** με σχεδόν ρευστή σύσταση), αντίστοιχα (Piechota-Polanczyk et al., 2015).

Πίνακας 5 – Μετρήσεις Επιφάνειας επιμέρους στρωμάτων ILT και Χωρική θέση ILT στο ΑΚΑ με τη χρήση της εργαλειοθήκης Paraview\*

Ασθενείς No	Ολικό ILT	Επιφάνεια Στρώμα Αυλού	Επιφάνεια Μεσαίο/Τοιχωματικό Στρώμα	Μεσαίο/Τοιχωματικό Στρώμα προς Στρώμα Αυλού	Χωρική Θέση
1	10642.7	4090.02	6552.68	1.6021	"περιφερική"
2	10516	4267.32	6248.68	1.4643	"οπίσθια"
3	15313.5	7062.88	8250.62	1.1682	"περιφερική"
4	11025.9	4427.71	6598.19	1.4902	"περιφερική"
5	19134.1	6983.57	12150.53	1.7398	"περιφερική"
6	13619.7	5030.83	8588.87	1.7072	"περιφερική"
8	10398	3584.95	6813.05	1.9004	"προσθιοπλευρική"
9	3421.81	1488.12	1933.69	1.2994	"πρόσθια"
10	15368.4	5430.69	9937.71	1.8299	"οπισθιοπλευρική"
12	17046.3	6445.92	10600.38	1.6445	"περιφερική"
13	8419.51	2820.09	5599.42	0.8687	"προσθιοπλευρική"
14	10796.6	6170.8	4625.8	0.7496	"προσθιοπλευρική"
15	21944.3	15503.5	6440.8	0.4154	"περιφερική"
16	14731.3	9495.87	5235.43	0.5513	"περιφερική"
17	24184.5	0.0214709	24184.478	1126383.9895	"περιφερική"
18	9550.15	9550.05	0.1	0.0000	"οπισθιοπλευρική"
19	19258.1	13489	5769.1	0.4277	"περιφερική"
20	26393.2	16234.7	10158.5	0.6257	"περιφερική"
21	8212.03	4749.19	3462.84	0.7291	"ευρεία πλευρική"
22	41120.8	24405.1	16715.7	0.6849	"περιφερική"
23	8779.04	1081.97	7697.07	7.1139	δύο "πλευρικά" τμήματα με αντίθετη φορά και κενό ενδιάμεσα
24	22042.1	14621.5	7420.6	0.5075	"περιφερική"
25	19209.6	12162.4	7047.2	0.5794	"περιφερική"
26	26712.6	18268.3	8444.3	0.4622	"περιφερική"
27	20137	13217.9	6919.1	0.5235	"περιφερική"
28	24275.6	13144.1	11131.5	0.8469	"περιφερική"
29	31551.2	20854.3	10696.9	0.5129	"περιφερική"
31	14535.1	5139.59	9395.51	1.8280	"περιφερική"
35	19357.6	10010.9	9346.7	0.9337	"πρόσθιοπλευρική"
36	18662.8	12327.2	6335.6	0.5140	"περιφερική"
37	19917.5	11340.2	8577.3	0.7564	"πρόσθιοπλευρική"
38	24571	2783.83	21787.17	7.8263	δύο "περιφερικά" τμήματα με το μικρότερο εκ των δυο σχεδόν συμπαγές

\*Το Paraview δεν δίνει μονάδες.

## 9.4 Συζήτηση

Τα αποτελέσματα της μορφολογικής ανάλυσης συνάδουν με άλλες μελέτες, επιβεβαιώνοντας την ετερογένεια των διαστάσεων του ILT εντός των μοντέλων δύο-στρωμάτων, αλλά και τις ποικίλες θέσεις του ILT στο υπονεφρικό ΑΚΑ. Στα μοντέλα ILT δύο-στρωμάτων, τα πάχη του μεσαίου/τοιχωματικού στρώματος και του στρώματος του αυλού θεωρείται ότι είναι τα δύο τρίτα και το ένα τρίτο του συνόλου, αντίστοιχα (Throop et al., 2022). Στο πλαίσιο της παρούσας μελέτης, διαπιστώνουμε μια διαφορετική εικόνα: το πιο «γερασμένο» μεσαίο/τοιχωματικό στρώμα του ILT βρέθηκε να είναι 0,4 έως 1,9 φορές μεγαλύτερο από αυτό του νεοσχηματισμένου «φρέσκου» στρώματος του αυλού. Επιπλέον, υπάρχουν σύνθετες μορφολογίες ILT που δίνουν μεγάλες τιμές (7,1 και 7,8), ενώ δυο πιθανά διαφορετικοί τύποι ILT, ο Τύπος 1 και ο Τύπος 3, δίνουν ακραίες τιμές (μόνο τιμή επιφάνειας του μεσαίου/τοιχωματικού στρώματος και μόνο τιμή επιφάνειας του στρώματος του αυλού, αντίστοιχα).

Επιπρόσθετα, στις 32 περιπτώσεις των ανευρυσμάτων της κοιλιακής αορτής που βρέθηκαν θετικά για ενδοαυλικό θρόμβο, ο θρόμβος καταλαμβάνει τις εξής έξι χωρικές θέσεις (Πίνακας 5):

- «περιφερική» θέση σε 20 περιπτώσεις και «περιφερική» με δυο ξεχωριστά τμήματα σε μια περίπτωση, με το μικρότερο τμήμα ιδιαίτερα συμπαγούς σύστασης
- «πρόσθια» θέση σε μια περίπτωση
- «οπίσθια» θέση σε μια περίπτωση
- «προσθιοπλευρική» σε πέντε περιπτώσεις
- «οπισθιοπλευρική» θέση σε δυο περιπτώσεις
- πιθανά «πλευρική» («ευρεία πλευρική») σε μια περίπτωση και «πλευρική» με δυο τμήματα σε μια περίπτωση, με αντίθετη φορά και κενό ενδιάμεσα (Whaley et al., 2020).

Στην Εικόνα 50 δίνονται ενδεικτικά παραδείγματα των πέντε εκ των έξι χωρικών θέσεων: της «περιφερικής», «πρόσθιας», «οπίσθιας», «προσθιοπλευρικής» και «οπισθιοπλευρικής» χωρικής θέσης του ILT σε ΑΚΑ.

Τέλος, στατιστικά σημαντικές μέτριες θετικές συσχετίσεις παρατηρήθηκαν μεταξύ της μέγιστης διαμέτρου ΑΚΑ και α) ολόκληρου του ενδοαυλικού θρόμβου ( $r = 0,47, p = 0.007$ ) και β) του στρώματος του αυλού ( $r = 0,37, p = 0.039$ ) (αδημοσίευτα στοιχεία).

Συνολικά, η συγκεκριμένη μελέτη αποδεικνύει ότι η μορφολογική ανάλυση προκαταταμημένων 3D μοντέλων μέσω ParaView αποτελεί αποτελεσματική συμπληρωματική μέθοδο, ιδιαίτερα ως προς τον εντοπισμό της χωρικής θέσης του ILT και τη συσχέτιση των επιμέρους στρωμάτων του ILT με γεωμετρικούς δείκτες ανευρύσματος.

Μελλοντικές έρευνες που θα μπορέσουν να συμπεριλάβουν μεγαλύτερο και πιο ποικιλόμορφο πληθυσμό, θα μπορούσαν να επικυρώσουν και να επεκτείνουν περαιτέρω αυτά τα ευρήματα.

## 10. Συμπεράσματα

- Το Εργαλείο μορφολογικής ανάλυσης ΑΚΑ συνιστά μια αυτοματοποιημένη προσέγγιση για την ποσοτική μέτρηση 10 ζωτικών γεωμετρικών παραμέτρων του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής.
- Το Εργαλείο μορφολογικής ανάλυσης ΑΚΑ δοκιμάστηκε σε πραγματικά κλινικά περιστατικά και μπορεί να λειτουργήσει σε πραγματικό περιβάλλον ασθενών, επιτυγχάνοντας υψηλή ακρίβεια στην εκτίμηση της μέγιστη διαμέτρου και μέτρια ακρίβεια στην εκτίμηση του μήκους, με δυνατότητα μελλοντικών βελτιώσεων.
- Η εγγενής ετερογενής και πολύπλοκη φύση των ΑΚΑ δημιουργεί πολλές τεχνολογικές προκλήσεις που χρειάζεται να επιλυθούν μελλοντικά, έτσι ώστε οι τεχνολογικές λύσεις να μπορέσουν να χρησιμοποιηθούν με αξιοπιστία στην κλινική πράξη και προς όφελος της υγείας των ασθενών.
- Στην ημι-αυτόματη προσέγγιση υιοθετήθηκε ένα μοντέλο επιφάνειας δύο-στρωμάτων για τη μελέτη του ενδοαυλικού θρόμβου. Στις περιπτώσεις μελέτης: (1) παρατηρήθηκε μεταβλητότητα του στρώματος του αυλού, όπου το πιο «γερασμένο» μεσαίο/τοιχωματικό στρώμα του ΙLT φαίνεται να είναι 0,4 έως 1,9 φορές μεγαλύτερο από το νεοσχηματισμένο «φρέσκο» στρώμα του αυλού, αμφισβητώντας τη θεωρητική σχέση 2:1 των στρωμάτων του ΙLT, και (2) προσδιορίστηκαν ποιοτικά, χωρικά 5 τύποι θρόμβου.
- Η ημι-αυτόματη προσέγγιση που χρησιμοποιήθηκε για τις μετρήσεις των επιφανειών των επιμέρους στρωμάτων του ενδοαυλικού θρόμβου μπορεί να βελτιώσει την κατανόηση για τον ρόλο του ΙLT στην εξέλιξη του ΑΚΑ και θα μπορούσε να ωφελήσει τη λήψη αποφάσεων στον προεγχειρητικό σχεδιασμό της ενδαγγειακής αποκατάστασης. Ταυτόχρονα, η μορφολογική επεξεργασία προ-κατατημένων τρισδιάστατων μοντέλων μέσω του λογισμικού ParaView δύναται να αποτελέσει συμπληρωματικό μεθοδολογικό εργαλείο, ειδικότερα όσον αφορά στον εντοπισμό της χωρικής θέσης και τη σύνδεση των επιμέρους στρωμάτων του ΙLT με τους γεωμετρικούς δείκτες του ανευρύσματος.

## 11. Βιβλιογραφία

- Abbott, E., Dhara, S., Khabaz, K., Sankary, S., Cao, K., Nguyen, N., Babrowski, T., Pocivavsek, L., & Milner, R. (2021). Computational analysis of endovascular repair proximal seal zone preservation with endoanchors: A case study in cylindrical neck anatomy. *JVS-vascular science*, 2, 170–178. <https://doi.org/10.1016/j.jvssci.2021.06.001>
- Abdolmanafi, A., Forneris, A., Moore, R. D., & Di Martino, E. S. (2023). Deep-learning method for fully automatic segmentation of the abdominal aortic aneurysm from computed tomography imaging. *Frontiers in cardiovascular medicine*, 9, 1040053. <https://doi.org/10.3389/fcvm.2022.1040053>
- Accarino, G., Giordano, A. N., Falcone, M., Celano, A., Vassallo, M. G., Fornino, G., Bracale, U. M., Vecchione, C., & Galasso, G. (2022). Abdominal aortic aneurysm: Natural history, pathophysiology and translational perspectives. *Translational Medicine UniSa*, 24(2), 30–40. <https://doi.org/10.37825/2239-9747.1037>
- Adam, C., Fabre, D., Mougin, J., Zins, M., Azarine, A., Ardon, R., d'Assignies, G., & Haulon, S. (2021). Pre-surgical and post-surgical aortic aneurysm maximum diameter measurement: Full automation by artificial intelligence. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 62(6), 869–877. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2021.07.013>
- Aggarwal, S., Qamar, A., Sharma, V., & Sharma, A. (2011). Abdominal aortic aneurysm: A comprehensive review. *Experimental and clinical cardiology*, 16(1), 11–15. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21523201/>
- Ahrens, J., Geveci, B., & Law, C. (2005). ParaView: an end-user tool for large data visualization. *The Visualization Handbook*, 717-731. Available at: [https://www.researchgate.net/publication/247111133\\_ParaView\\_An\\_End-User\\_Tool\\_for\\_Large\\_Data\\_Visualization](https://www.researchgate.net/publication/247111133_ParaView_An_End-User_Tool_for_Large_Data_Visualization)
- Akkoyun, E., Gharahi, H., Kwon, S. T., Zambrano, B. A., Rao, A., Acar, A. C., Lee, W., & Baek, S. (2021). Defining a master curve of abdominal aortic aneurysm growth and its potential utility of clinical management. *Computer methods and programs in biomedicine*, 208, 106256. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2021.106256>
- Alblas, D., Rygiel, P., Suk, J., Kappe, K. O., Hofman, M., Brune, C., Yeung, K. K., & Wolterink, J. M. (2026). Geometric deep learning for local growth prediction on abdominal aortic aneurysm surfaces. *Artificial Intelligence in Medicine*, 172, 103323. <https://doi.org/10.1016/j.artmed.2025.103323>
- Allaw, S., Khabaz, K., Given, T. C., Montas, D., Alcazar-Felix, R. J., Srinath, A., Kass-Hout, T., Carroll, T. J., Hurley, M. C., & Polster, S. P. (2025). A Review of Intracranial Aneurysm Imaging Modalities, from CT to State-of-the-Art MR. *AJNR. American journal of neuroradiology*, 46(6), 1082–1092. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A8549>
- Almijalli, M. (2021). Does the intraluminal thrombus provoke the rupture of the abdominal aortic aneurysm wall? *Applied Sciences*, 11(21), 9941. <https://doi.org/10.3390/app11219941>
- Antiga, L., Piccinelli, M., Botti, L., Ene-Iordache, B., Remuzzi, A., & Steinman, D. A. (2008). An image-based modeling framework for patient-specific computational hemodynamics. *Medical & biological engineering & computing*, 46(11), 1097–1112. <https://doi.org/10.1007/s11517-008-0420-1>
- Auer, M., & Gasser, T. C. (2010). Reconstruction and finite element mesh generation of abdominal aortic aneurysms from computerized tomography angiography data with minimal user interactions. *IEEE transactions on medical imaging*, 29(4), 1022–1028. <https://doi.org/10.1109/TMI.2009.2039579>

- Avril, S. (2018). Aortic and Arterial Mechanics. In CRC Press eBooks (p. 183). Informa. <https://doi.org/10.1201/b21917-6>
- Bachrati, P. Z., La Torre, G., Chowdhury, M. M., Healy, S. J., Singh, A. A., & Boyle, J. R. (2023). A State-of-the-Art Review of Intra-Operative Imaging Modalities Used to Quality Assure Endovascular Aneurysm Repair. *Journal of clinical medicine*, 12(9), 3167. <https://doi.org/10.3390/jcm12093167>
- Bagheri Rajeoni, A., Pederson, B., Lessner, S. M., & Valafar, H. (2025). Automated Aneurysm Boundary Detection and Volume Estimation Using Deep Learning. *Diagnostics (Basel, Switzerland)*, 15(14), 1804. <https://doi.org/10.3390/diagnostics15141804>
- Bei, E., Politof, K., Moirogiorgou, K., Antonakakis, M., Moulakakis, K., Kakisis, J., Raptis, A., Manopoulos, C., & Zervakis, M. (2025). Morphological Analysis of Intraluminal Thrombus of Abdominal Aortic Aneurysm [Poster]. 20th Hellenic Conference on Electronics, Computing and Informatics (ELEVIT 2025), Athens, Greece, 21–23 May 2025. [SAFE-AORTA Project; Technical University of Crete / Attikon University Hospital / NTUA]
- Bhagavan, D., Di Achille, P., & Humphrey, J. D. (2018). Strongly Coupled Morphological Features of Aortic Aneurysms Drive Intraluminal Thrombus. *Scientific reports*, 8(1), 13273. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-31637-6>
- Biasetti, J., Hussain, F., & Gasser, T. C. (2011). Blood flow and coherent vortices in the normal and aneurysmatic aortas: a fluid dynamical approach to intra-luminal thrombus formation. *Journal of the Royal Society, Interface*, 8(63), 1449–1461. <https://doi.org/10.1098/rsif.2011.0041>
- Brady, A. R., Thompson, S. G., Fowkes, F. G., Greenhalgh, R. M., Powell, J. T., & UK Small Aneurysm Trial Participants (2004). Abdominal aortic aneurysm expansion: risk factors and time intervals for surveillance. *Circulation*, 110(1), 16–21. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.0000133279.07468.9F>
- Brown, L. C., & Powell, J. T. (1999). Risk factors for aneurysm rupture in patients kept under ultrasound surveillance. UK Small Aneurysm Trial Participants. *Annals of surgery*, 230(3), 289–297. <https://doi.org/10.1097/00000658-199909000-00002>
- Bruder, L., Pelisek, J., Eckstein, H. H., & Gee, M. W. (2020). Biomechanical rupture risk assessment of abdominal aortic aneurysms using clinical data: A patient-specific, probabilistic framework and comparative case-control study. *PloS one*, 15(11), e0242097. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0242097>
- Cao, L., Shi, R., Ge, Y., Xing, L., Zuo, P., Jia, Y., Liu, J., He, Y., Wang, X., Luan, S., Chai, X., & Guo, W. (2019). Fully automatic segmentation of type B aortic dissection from CTA images enabled by deep learning. *European journal of radiology*, 121, 108713. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2019.108713>
- Caradu, C., Spampinato, B., Vrancianu, A. M., Bérard, X., & Ducasse, E. (2021). Fully automatic volume segmentation of infrarenal abdominal aortic aneurysm computed tomography images with deep learning approaches versus physician controlled manual segmentation. *Journal of vascular surgery*, 74(1), 246–256.e6. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2020.11.036>
- Carpenter, J. P., Baum, R. A., Barker, C. F., Golden, M. A., Mitchell, M. E., Velazquez, O. C., & Fairman, R. M. (2001). Impact of exclusion criteria on patient selection for endovascular abdominal aortic aneurysm repair. *Journal of vascular surgery*, 34(6), 1050–1054. <https://doi.org/10.1067/mva.2001.120037>
- Çetinok, H. (2025). Assessment of the abdominal aorta regarding its morphology, morphometry, and concomitant pathologies associated with abdominal aorta aneurysm. *Journal of Health Science and Medicine*, 8(5), 818–824.

- Chaikof, E. L., Blankensteijn, J. D., Harris, P. L., White, G. H., Zarins, C. K., Bernhard, V. M., Matsumura, J. S., May, J., Veith, F. J., Fillinger, M. F., Rutherford, R. B., Kent, K. C., & Ad Hoc Committee for Standardized Reporting Practices in Vascular Surgery of The Society for Vascular Surgery/American Association for Vascular Surgery (2002). Reporting standards for endovascular aortic aneurysm repair. *Journal of vascular surgery*, 35(5), 1048–1060. <https://doi.org/10.1067/mva.2002.123763>
- Chaikof, E. L., Brewster, D. C., Dalman, R. L., Makaroun, M. S., Illig, K. A., Sicard, G. A., Timaran, C. H., Upchurch, G. R., Jr, Veith, F. J., & Society for Vascular Surgery (2009). The care of patients with an abdominal aortic aneurysm: the Society for Vascular Surgery practice guidelines. *Journal of vascular surgery*, 50(4 Suppl), S2–S49. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2009.07.002>
- Chaikof, E. L., Dalman, R. L., Eskandari, M. K., Jackson, B. M., Lee, W. A., Mansour, M. A., Mastracci, T. M., Mell, M., Murad, M. H., Nguyen, L. L., Oderich, G. S., Patel, M. S., Schermerhorn, M. L., & Starnes, B. W. (2018). The Society for Vascular Surgery practice guidelines on the care of patients with an abdominal aortic aneurysm. *Journal of vascular surgery*, 67(1), 2–77.e2. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2017.10.044>
- Cho, I. J., Lee, J., Park, J., Lee, S. E., Ahn, C. M., Ko, Y. G., Choi, D., & Chang, H. J. (2020). Feasibility and accuracy of a novel automated three-dimensional ultrasonographic analysis system for abdominal aortic aneurysm: comparison with two-dimensional ultrasonography and computed tomography. *Cardiovascular ultrasound*, 18(1), 24. <https://doi.org/10.1186/s12947-020-00207-0>
- Cho, M. J., Lee, M. R., & Park, J. G. (2023). Aortic aneurysms: Current pathogenesis and therapeutic targets. *Experimental & Molecular Medicine*, 55(12), 2519–2530. <https://doi.org/10.1038/s12276-023-01130-w>
- Choke, E., Cockerill, G., Wilson, W. R., Sayed, S., Dawson, J., Loftus, I., & Thompson, M. M. (2005). A review of biological factors implicated in abdominal aortic aneurysm rupture. *European journal of vascular and endovascular surgery: the official journal of the European Society for Vascular Surgery*, 30(3), 227–244. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2005.03.009>
- Chung, T. K., Gueldner, P. H., Aloziem, O. U., Liang, N. L., & Vorp, D. A. (2024). An artificial intelligence based abdominal aortic aneurysm prognosis classifier to predict patient outcomes. *Scientific reports*, 14(1), 3390. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-53459-5>
- Chung, Y., Joh, J. H., & Park, H. C. (2017). Measuring of Abdominal Aortic Aneurysm with Three-Dimensional Computed Tomography Reconstruction before Endovascular Aortic Aneurysm Repair. *Vascular specialist international*, 33(1), 27–32. <https://doi.org/10.5758/vsi.2017.33.1.27>
- Columbo, J. A., Scali, S. T., Jacobs, B. N., Scully, R. E., Suckow, B. D., Huber, T. S., Neal, D., & Stone, D. H. (2024). Size thresholds for repair of abdominal aortic aneurysms warrant reconsideration. *Journal of Vascular Surgery*, 79(5), 1069–1078.e8. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2024.01.017>
- de Donato, G., Pasqui, E., Panzano, C., Brancaccio, B., Grottola, G., Galzerano, G., Benevento, D., & Palasciano, G. (2021). The Polymer-Based Technology in the Endovascular Treatment of Abdominal Aortic Aneurysms. *Polymers*, 13(8), 1196. <https://doi.org/10.3390/polym13081196>
- de Hoop, H., Petterson, N. J., van de Vosse, F. N., van Sambeek, M. R. H. M., Schwab, H. M., & Lopata, R. G. P. (2020). Multiperspective Ultrasound Strain Imaging of the Abdominal Aorta. *IEEE transactions on medical imaging*, 39(11), 3714–3724. <https://doi.org/10.1109/TMI.2020.3003430>

- de Lucio, M., Díaz J., de Castro, A., Romera, L. E (2025). Aneupy: an open source python tool for creating simulation-Ready geometries of abdominal aortic aneurysms. arXiv:2504.15285v2. Available at <https://doi.org/10.48550/arXiv.2504.15285>
- Di Achille, P., Tellides, G., Figueroa, C. A., & Humphrey, J. D. (2014). A haemodynamic predictor of intraluminal thrombus formation in abdominal aortic aneurysms. *Proceedings of the royal society A*, 470(2172), 20140163. <https://doi.org/10.1098/rspa.2014.0163>
- Ding, N., Hao, Y., Wang, Z., Xuan, X., Kong, L., Xue, H., & Jin, Z. (2020). CT texture analysis predicts abdominal aortic aneurysm post-endovascular aortic aneurysm repair progression. *Scientific reports*, 10(1), 12268. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-69226-1>
- Domanin, M., Piazzoli, G., Trimarchi, S., & Vergara, C. (2020). Image-Based Displacements Analysis and Computational Blood Dynamics after Endovascular Aneurysm Repair. *Annals of vascular surgery*, 69, 400–412. <https://doi.org/10.1016/j.avsg.2020.07.014>
- Domonkos, A., Staffa, R., & Kubiček, L. (2019). Effect of intraluminal thrombus on growth rate of abdominal aortic aneurysms. *International Angiology*, 38(1), 39–45. <https://doi.org/10.23736/S0392-9590.18.04006-3>
- Doyle, B. J., Callanan, A., Burke, P. E., Grace, P. A., Walsh, M. T., Vorp, D. A., & McGloughlin, T. M. (2009). Vessel asymmetry as an additional diagnostic tool in the assessment of abdominal aortic aneurysms. *Journal of vascular surgery*, 49(2), 443–454. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2008.08.064>
- Duvnjak, S. (2016). Endovascular treatment of aortoiliac aneurysms: From intentional occlusion of the internal iliac artery to branch iliac stent graft. *World journal of radiology*, 8(3), 275–280. <https://doi.org/10.4329/wjr.v8.i3.275>
- Enevoldsen, M. S. (2012). Patient-Specific Simulation Models of the Abdominal Aorta With and Without Aneurysms. Technical University of Denmark. [https://backend.orbit.dtu.dk/ws/portalfiles/portal/8010651/phd\\_dissertation\\_Enevoldsen\\_2nd\\_edition.pdf](https://backend.orbit.dtu.dk/ws/portalfiles/portal/8010651/phd_dissertation_Enevoldsen_2nd_edition.pdf)
- Evans, G. H., Stansby, G., & Hamilton, G. (1992). Suggested standards for reporting on arterial aneurysms. *Journal of vascular surgery*, 15(2), 456. [https://doi.org/10.1016/0741-5214\(92\)90269-e](https://doi.org/10.1016/0741-5214(92)90269-e)
- EVAR trial participants (2005). Endovascular aneurysm repair versus open repair in patients with abdominal aortic aneurysm (EVAR trial 1): randomised controlled trial. *Lancet (London, England)*, 365(9478), 2179–2186. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(05\)66627-5](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(05)66627-5)
- Expert Panel on Vascular Imaging, Lee, Y. J., Aghayev, A., Azene, E. M., Bhatti, S., Ewell, J. C., Hedgire, S. S., Kendi, A. T., Kim, E. S. H., Kirsch, D. S., Nagpal, P., Pillai, A. K., Ripley, B., Tannenbaum, A., Thiessen, M. E. W., Thomas, R., Woolsey, S., & Steigner, M. L. (2024). ACR Appropriateness Criteria® Screening for Abdominal Aortic Aneurysm. *Journal of the American College of Radiology: JACR*, 21(6S), S286–S291. <https://doi.org/10.1016/j.jacr.2024.02.027>
- Fan, T., Wang, J., Wang, X., Chen, X., Zhao, D., Xie, F., & Chen, G. (2025). Integrated multidisciplinary approach to aneurysm hemodynamic analysis: numerical simulation, in Vitro experiment, and deep learning. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 13, 1602190. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2025.1602190>
- Fantazzini, A., Esposito, M., Finotello, A., Auricchio, F., Pane, B., Basso, C., Spinella, G., & Conti, M. (2020). 3D Automatic Segmentation of Aortic Computed Tomography Angiography Combining Multi-View 2D Convolutional Neural Networks. *Cardiovascular engineering and technology*, 11(5), 576–586. <https://doi.org/10.1007/s13239-020-00481-z>

- Filis, K. A., Galyfos, G., Sigala, F., Tsioufis, K., Tsagos, I., Karantzikos, G., Bakoyiannis, C., & Zografos, G. (2017). Proximal Aortic Neck Progression: Before and After Abdominal Aortic Aneurysm Treatment. *Frontiers in surgery*, 4, 23. <https://doi.org/10.3389/fsurg.2017.00023>
- Fillinger, M. F., Marra, S. P., Raghavan, M. L., & Kennedy, F. E. (2003). Prediction of rupture risk in abdominal aortic aneurysm during observation: wall stress versus diameter. *Journal of vascular surgery*, 37(4), 724–732. <https://doi.org/10.1067/mva.2003.213>
- Fillinger, M. F., Raghavan, M. L., Marra, S. P., Cronenwett, J. L., & Kennedy, F. E. (2002). In vivo analysis of mechanical wall stress and abdominal aortic aneurysm rupture risk. *Journal of vascular surgery*, 36(3), 589–597. <https://doi.org/10.1067/mva.2002.125478>
- Gallego-Colon, E., Yosefy, C., Cherniavsky, E., Osherov, A., Khalameizer, V., Piltz, X., Pery, M., Bruoha, S., & Jafari, J. (2021). Isolated ascending aorta dilatation is associated with increased risk of abdominal aortic aneurysm. *Journal of Cardiothoracic Surgery*, 16(1), 108. <https://doi.org/10.1186/s13019-021-01488-w>
- Gao, Z., Xiong, J., Chen, Z., Deng, X., Xu, Z., Sun, A., & Fan, Y. (2020). Gender differences of morphological and hemodynamic characteristics of abdominal aortic aneurysm. *Biology of sex differences*, 11(1), 41. <https://doi.org/10.1186/s13293-020-00318-3>
- Gao, Z., Xiong, J., Chen, Z., Deng, X., Xu, Z., Sun, A., & Fan, Y. (2020). Gender differences of morphological and hemodynamic characteristics of abdominal aortic aneurysm. *Biology of sex differences*, 11(1), 41. <https://doi.org/10.1186/s13293-020-00318-3>
- Gasser, T. C., Görgülü, G., Folkesson, M., & Swedenborg, J. (2008). Failure properties of intraluminal thrombus in abdominal aortic aneurysm under static and pulsating mechanical loads. *Journal of vascular surgery*, 48(1), 179–188. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2008.01.036>
- Georgakarakos, E., Ioannou, C. V., Kamarianakis, Y., Papaharilaou, Y., Kostas, T., Manousaki, E., & Katsamouris, A. N. (2010). The role of geometric parameters in the prediction of abdominal aortic aneurysm wall stress. *European journal of vascular and endovascular surgery: the official journal of the European Society for Vascular Surgery*, 39(1), 42–48. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2009.09.026>
- Gharahi, H., Zambrano, B. A., Lim, C., Choi, J., Lee, W., & Baek, S. (2015). On growth measurements of abdominal aortic aneurysms using maximally inscribed spheres. *Medical engineering & physics*, 37(7), 683–691. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.04.011>
- Golledge, J., Muller, J., Daugherty, A., & Norman, P. (2006). Abdominal aortic aneurysm: pathogenesis and implications for management. *Arteriosclerosis, thrombosis, and vascular biology*, 26(12), 2605–2613. <https://doi.org/10.1161/01.ATV.0000245819.32762.cb>
- Golledge, J., Thanigaimani, S., Powell, J. T., & Tsao, P. S. (2023). Pathogenesis and management of abdominal aortic aneurysm. *European heart journal*, 44(29), 2682–2697. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehad386>
- Grant, S. W., Sperrin, M., Carlson, E., Chinai, N., Ntais, D., Hamilton, M., Dunn, G., Buchan, I., Davies, L., & McCollum, C. N. (2015). Calculating when elective abdominal aortic aneurysm repair improves survival for individual patients: Development of the Aneurysm Repair Decision Aid and economic evaluation. *Health Technology Assessment*, 19(32), 1–154. <https://doi.org/10.3310/hta19320>
- Greenhalgh, R. M., Brown, L. C., Kwong, G. P., Powell, J. T., Thompson, S. G., & EVAR trial participants (2004). Comparison of endovascular aneurysm repair with open repair in patients with abdominal aortic aneurysm (EVAR trial 1), 30-day operative mortality results: randomised controlled trial. *Lancet (London, England)*, 364(9437), 843–848. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(04\)16979-1](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(04)16979-1)

- Guest, A., Forneris, A., Satriano, A., Moore, R. D., & Di Martino, E. S. (2025). Abdominal aortic aneurysm classification based on dynamic intraluminal thrombus analysis during cardiac cycle. *Journal of vascular surgery cases and innovative techniques*, 11(3), 101736. <https://doi.org/10.1016/j.jvscit.2025.101736>
- He, W., Chen, P., Cai, Y., Qiao, G., Zhang, Y., Wang, J., Zhang, Q., Zhu, T., Lin, F., & Fu, W. (2024). Prediction of the endoleak risk after EVAR based on multimodal geometric characteristics before AAA surgery. *Research square (Research Square)*. Posted Date: November 29th, 2024. <https://doi.org/10.21203/rs.3.rs-5269243/v1>
- Hensley, S. E., & Upchurch, G. R., Jr. (2022). Repair of abdominal aortic aneurysms: JACC focus seminar, part 1. *Journal of the American College of Cardiology*, 80(8), 821–831. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2022.04.066>
- Hossack, M., Fisher, R., Torella, F., Madine, J., Field, M., & Akhtar, R. (2022). Micromechanical and Ultrastructural Properties of Abdominal Aortic Aneurysms. *Artery res*, 28, 15–30. <https://doi.org/10.1007/s44200-022-00011-3>
- Humphrey, J. D., & Taylor, C. A. (2008). Intracranial and abdominal aortic aneurysms: similarities, differences, and need for a new class of computational models. *Annual review of biomedical engineering*, 10, 221–246. <https://doi.org/10.1146/annurev.bioeng.10.061807.160439>
- Jalalzadeh, H., Leemans, E. L., Indrakusuma, R., Planken, R. N., Koelemay, M. J. W., Zeebregts, C. J., Marquering, H. A., van der Laan, M. J., & Balm, R. (2019). Estimation of Abdominal Aortic Aneurysm Rupture Risk with Biomechanical Imaging Markers. *Journal of vascular and interventional radiology: JVIR*, 30(7), 987–994.e4. <https://doi.org/10.1016/j.jvir.2019.01.014>
- Jamshidian, M., Wittek, A., Sekhavat, S., & Miller, K. (2025). Kinematics of abdominal aortic Aneurysms. *Journal of biomechanics*, 179, 112484. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2024.112484>
- Johansen, K., & Koepsell, T. (1986). Familial tendency for abdominal aortic aneurysms. *JAMA*, 256(14), 1934–1936.
- Jones, G. T., Tromp, G., Kuivaniemi, H., Gretarsdottir, S., Baas, A. F., Giusti, B., Strauss, E., Van't Hof, F. N., Webb, T. R., Erdman, R., Ritchie, M. D., Elmore, J. R., Verma, A., Pendergrass, S., Kullo, I. J., Ye, Z., Peissig, P. L., Gottesman, O., Verma, S. S., Malinowski, J., ... Bown, M. J. (2017). Meta-Analysis of Genome-Wide Association Studies for Abdominal Aortic Aneurysm Identifies Four New Disease-Specific Risk Loci. *Circulation research*, 120(2), 341–353. <https://doi.org/10.1161/CIRCRESAHA.116.308765>
- Kaladji, A., Villena, A., Pascot, R., Lalys, F., Daoudal, A., Clochard, E., Lucas, A., & Cardon, A. (2019). Fusion Imaging for EVAR with Mobile C-arm. *Annals of vascular surgery*, 55, 166–174. <https://doi.org/10.1016/j.avsg.2018.06.006>
- Kauffmann, C., Tang, A., Dugas, A., Therasse, É., Oliva, V., & Soulez, G. (2011). Clinical validation of a software for quantitative follow-up of abdominal aortic aneurysm maximal diameter and growth by CT angiography. *European journal of radiology*, 77(3), 502–508. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2009.07.027>
- Kedwai, B. J., Zottola, Z. R., Lehane, D. J., Geiger, J. T., Stoner, M. C., Richards, M. S., & Mix, D. S. (2025). Characterizing changes in abdominal aortic aneurysms using principal wall strain ultrasound elastography. *Frontiers in cardiovascular medicine*, 12, 1613881. <https://doi.org/10.3389/fcvm.2025.1613881>
- Kent, K. C., Zwolak, R. M., Egorova, N. N., Riles, T. S., Manganaro, A., Moskowitz, A. J., Gelijns, A. C., & Greco, G. (2010). Analysis of risk factors for abdominal aortic aneurysm

- in a cohort of more than 3 million individuals. *Journal of vascular surgery*, 52(3), 539–548. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2010.05.090>
- Kessler, V., Klopff, J., Eilenberg, W., Neumayer, C., & Brostjan, C. (2022). AAA revisited: A comprehensive review of risk factors, management, and hallmarks of pathogenesis. *Biomedicines*, 10(1), 94. <https://doi.org/10.3390/biomedicines10010094>
- Kim, H., Cho, S., Sakalihasan, N., Hultgren, R., & Joh, J. H. (2023). Prevalence and Risk Factors of Abdominal Aortic Aneurysms Detected with Ultrasound in Korea and Belgium. *Journal of clinical medicine*, 12(2), 484. <https://doi.org/10.3390/jcm12020484>
- Kim, T., On, S., Gwon, J. G., & Kim, N. (2024). Computed tomography-based automated measurement of abdominal aortic aneurysm using semantic segmentation with active learning. *Scientific reports*, 14(1), 8924. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-59735-8>
- Koncar, I., Nikolic, D., Milosevic, Z., Bogavac-Stanojevic, N., Ilic, N., Dragas, M., Sladojevic, M., Markovic, M., Vujcic, A., Filipovic, N., & Davidovic, L. (2023). Abdominal aortic aneurysm volume and relative intraluminal thrombus volume might be auxiliary predictors of rupture: An observational cross-sectional study. *Frontiers in Surgery*, 10, 1095224. <https://doi.org/10.3389/fsurg.2023.1095224>
- Kontopodis, N., Lioudaki, S., Pantidis, D., Papadopoulos, G., Georgakarakos, E., & Ioannou, C. V. (2016). Advances in determining abdominal aortic aneurysm size and growth. *World journal of radiology*, 8(2), 148–158. <https://doi.org/10.4329/wjr.v8.i2.148>
- Kratzberg, J. A., Golzarian, J., & Raghavan, M. L. (2009). Role of graft oversizing in the fixation strength of barbed endovascular grafts. *Journal of vascular surgery*, 49(6), 1543–1553. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2009.01.069>
- Kyparissis, K., Kladovasilakis, N., Daraki, M. S., Raptis, A., Tsantrizos, P., Moulakakis, K., Kakisis, J., Manopoulos, C., & Stavroulakis, G. E. (2025). Numerical evaluation of abdominal aortic aneurysms utilizing finite element method. *Diagnostics (Basel)*, 15(6), 697. <https://doi.org/10.3390/diagnostics15060697>
- Labruto, F., Blomqvist, L., & Swedenborg, J. (2011). Imaging the intraluminal thrombus of abdominal aortic aneurysms: techniques, findings, and clinical implications. *Journal of vascular and interventional radiology : JVIR*, 22(8), 1069–1075. <https://doi.org/10.1016/j.jvir.2011.01.454>
- Lareyre, F., Adam, C., Carrier, M., Dommerc, C., Mialhe, C., & Raffort, J. (2019). A fully automated pipeline for mining abdominal aortic aneurysm using image segmentation. *Scientific reports*, 9(1), 13750. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-50251-8>
- Leach, J. R., Zhu, C., Mitsouras, D., Saloner, D., & Hope, M. D. (2021). Abdominal aortic aneurysm measurement at CT/MRI: potential clinical ramifications of non-standardized measurement technique and importance of multiplanar reformation. *Quantitative imaging in medicine and surgery*, 11(2), 823–830. <https://doi.org/10.21037/qims-20-888>
- Lederle, F. A., Johnson, G. R., Wilson, S. E., Chute, E. P., Hye, R. J., Makaroun, M. S., Barone, G. W., Bandyk, D., Moneta, G. L., & Makhoul, R. G. (2000). The aneurysm detection and management study screening program: validation cohort and final results. Aneurysm Detection and Management Veterans Affairs Cooperative Study Investigators. *Archives of internal medicine*, 160(10), 1425–1430. <https://doi.org/10.1001/archinte.160.10.1425>
- Lederle, F. A., Johnson, G. R., Wilson, S. E., Chute, E. P., Littooy, F. N., Bandyk, D., Krupski, W. C., Barone, G. W., Acher, C. W., & Ballard, D. J. (1997). Prevalence and associations of abdominal aortic aneurysm detected through screening. Aneurysm Detection and Management (ADAM) Veterans Affairs Cooperative Study Group. *Annals of internal medicine*, 126(6), 441–449. <https://doi.org/10.7326/0003-4819-126-6-199703150-00004>

- Lee, J. H., Park, K. H., & Kwak, S. G. (2020). Changes in Neck Angle, Neck Length, Maximum Diameter, Maximum Area and Thrombus after Endovascular Aneurysm Repair. *Vascular specialist international*, 36(2), 82–88. <https://doi.org/10.5758/vsi.190054>
- Leurs, L. J., Kievit, J., Dagnelie, P. C., Nelemans, P. J., Buth, J., & EUROSTAR Collaborators (2006). Influence of infrarenal neck length on outcome of endovascular abdominal aortic aneurysm repair. *Journal of endovascular therapy: an official journal of the International Society of Endovascular Specialists*, 13(5), 640–648. <https://doi.org/10.1583/06-1882.1>
- Lin, J., Chen, S., Yao, Y., & Yan, M. (2023). Status of diagnosis and therapy of abdominal aortic aneurysms. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, 10, 1199804. <https://doi.org/10.3389/fcvm.2023.1199804>
- Lindquist Liljeqvist, M. (2020). Geometric, biomechanical and molecular analyses of abdominal aortic aneurysm (Doctoral dissertation, Karolinska Institutet). <https://hdl.handle.net/10616/47288>
- Lindquist Liljeqvist, M., Bogdanovic, M., Siika, A., Gasser, T. C., Hultgren, R., & Roy, J. (2021). Geometric and biomechanical modeling aided by machine learning improves the prediction of growth and rupture of small abdominal aortic aneurysms. *Scientific reports*, 11(1), 18040. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-96512-3>
- Lipp, S. N., Niedert, E. E., Cebull, H. L., Diorio, T. C., Ma, J. L., Rothenberger, S. M., Stevens Boster, K. A., & Goergen, C. J. (2020). Computational Hemodynamic Modeling of Arterial Aneurysms: A Mini-Review. *Frontiers in physiology*, 11, 454. <https://doi.org/10.3389/fphys.2020.00454>
- Liu, S. J., Yang, X. Q., Lu, H. Q., Zhang, K. C., Tang, Y. J., & Xu, Y. (2024). A bibliometric analysis of abdominal aortic aneurysm (2014-2024). *Frontiers in cardiovascular medicine*, 11, 1436600. <https://doi.org/10.3389/fcvm.2024.1436600>
- Long, A., Rouet, L., Bissery, A., Rossignol, P., Mouradian, D., & Sapoval, M. (2005). Compliance of abdominal aortic aneurysms evaluated by tissue Doppler imaging: correlation with aneurysm size. *Journal of vascular surgery*, 42(1), 18–26. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2005.03.037>
- López-Linares, K., Aranjuelo, N., Kabongo, L., Maclair, G., Lete, N., Ceresa, M., García-Familiar, A., Macía, I., & González Ballester, M. A. (2018). Fully automatic detection and segmentation of abdominal aortic thrombus in post-operative CTA images using Deep Convolutional Neural Networks. *Medical image analysis*, 46, 202–214. <https://doi.org/10.1016/j.media.2018.03.010>
- Martufi, G., Satriano, A., Moore, R. D., Vorp, D. A., & Di Martino, E. S. (2015). Local quantification of wall thickness and intraluminal thrombus offer insight into the mechanical properties of the aneurysmal aorta. *Annals of biomedical engineering*, 43(8), 1759–1771. <https://doi.org/10.1007/s10439-014-1222-2>
- Matsushige, T., Shimonaga, K., Mizoue, T., Hosogai, M., Hashimoto, Y., Takahashi, H., Kaneko, M., Ono, C., Ishii, D., Sakamoto, S., & Kurisu, K. (2019). Lessons from Vessel Wall Imaging of Intracranial Aneurysms: New Era of Aneurysm Evaluation beyond Morphology. *Neurologia medico-chirurgica*, 59(11), 407–414. <https://doi.org/10.2176/nmc.ra.2019-0103>
- Mavridis, C., Vagenas, T. P., Economopoulos, T. L., Vezakis, I., Petropoulou, O., Kakkos, I., & Matsopoulos, G. K. (2024). Automatic segmentation in 3D CT images: A comparative study of deep learning architectures for the automatic segmentation of the abdominal aorta. *Electronics*, 13(24), 4919. <https://doi.org/10.3390/electronics13244919>
- Meuli, L., Zimmermann, A., Menges, A. L., Stefanikova, S., Reutersberg, B., & Makaloski, V. (2022). Prognostic model for survival of patients with abdominal aortic aneurysms treated

- with endovascular aneurysm repair. *Scientific reports*, 12(1), 19540. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-24060-5>
- Miller, K., Mufty, H., Catlin, A., Rogers, C., Saunders, B., Sciarrone, R., Fourneau, I., Meuris, B., Tavner, A., Joldes, G. R., & Wittek, A. (2020). Is There a Relationship Between Stress in Walls of Abdominal Aortic Aneurysm and Symptoms?. *The Journal of surgical research*, 252, 37–46. <https://doi.org/10.1016/j.jss.2020.01.025>
- Mix, D. S., Yang, L., Johnson, C. C., Couper, N., Zarras, B., Arabadjis, I., Trakimas, L. E., Stoner, M. C., Day, S. W., & Richards, M. S. (2017). Detecting regional stiffness changes in aortic aneurysmal geometries using pressure-normalized strain. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 43(10), 2372–2394. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2017.06.002>
- Moll, F. L., Powell, J. T., Fraedrich, G., Verzini, F., Haulon, S., Waltham, M., van Herwaarden, J. A., Holt, P. J., van Keulen, J. W., Rantner, B., Schlösser, F. J., Setacci, F., Ricco, J. B., & European Society for Vascular Surgery (2011). Management of abdominal aortic aneurysms clinical practice guidelines of the European society for vascular surgery. *European journal of vascular and endovascular surgery : the official journal of the European Society for Vascular Surgery*, 41 Suppl 1, S1–S58. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2010.09.011>
- Mora, C., Marcus, C., Barbe, C., Ecartot, F., & Long, A. (2014). Measurement of maximum diameter of native abdominal aortic aneurysm by angio-CT: reproducibility is better with the semi-automated method. *European journal of vascular and endovascular surgery: the official journal of the European Society for Vascular Surgery*, 47(2), 139–150. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2013.10.013>
- Nana, P., Spanos, K., Dakis, K., Brodis, A., & Kouvelos, G. (2021). Imaging predictive factors of abdominal aortic aneurysm growth. *Journal of Clinical Medicine*, 10(9), 1917. <https://doi.org/10.3390/jcm10091917>
- Nawrocka, I., Krzykwa, I., Artyszuk, Ł., Abramczyk, B., Szmigielski, C., Siński, M., & Abramczyk, P. (2023). Abdominal aortic aneurysm influences the indices of arterial stiffness recorded by pulse wave analysis. *Arterial Hypertension*, 27(2), 99–106. <https://doi.org/10.5603/AH.a2023.0014>
- Nguyen, V. L., Leiner, T., Hellenthal, F. A., Backes, W. H., Wishaupt, M. C., van der Geest, R. J., Heeneman, S., Kooi, M. E., & Schurink, G. W. (2014). Abdominal aortic aneurysms with high thrombus signal intensity on magnetic resonance imaging are associated with high growth rate. *European journal of vascular and endovascular surgery : the official journal of the European Society for Vascular Surgery*, 48(6), 676–684. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2014.04.025>
- Niklas, N., Gutowski, P., Kazimierczak, A., & Rynio, P. (2022). Abdominal Aortic Aneurysm Morphology as an Essential Criterion for Stratifying the Risk of Aneurysm Rupture. *Journal of clinical medicine*, 11(4), 933. <https://doi.org/10.3390/jcm11040933>
- O'Leary, S. A., Kavanagh, E. G., Grace, P. A., McGloughlin, T. M., & Doyle, B. J. (2014). The biaxial mechanical behaviour of abdominal aortic aneurysm intraluminal thrombus: classification of morphology and the determination of layer and region specific properties. *Journal of biomechanics*, 47(6), 1430–1437. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.01.041>
- Pagnozzi, A.M., Dowson, N., Cowled, P., Thurston, B., & Fitridge, R. (2022). Iliac Artery Tortuosity, Calcification and Abnormal Shape Augment Aortic Aneurysm Anatomy in Predicting Complications After Endovascular Aneurysm Repair. *SN comprehensive clinical medicine*, 4(1), 203. <https://doi.org/10.1007/s42399-022-01230-0>

- Pearce, W. H., Slaughter, M. S., LeMaire, S., Salyapongse, A. N., Feinglass, J., McCarthy, W. J., & Yao, J. S. (1993). Aortic diameter as a function of age, gender, and body surface area. *Surgery*, 114(4), 691–697.
- Piccinelli, M., Veneziani, A., Steinman, D. A., Remuzzi, A., & Antiga, L. (2009). A framework for geometric analysis of vascular structures: application to cerebral aneurysms. *IEEE transactions on medical imaging*, 28(8), 1141–1155. <https://doi.org/10.1109/TMI.2009.2021652>
- Piechota-Polanczyk, A., Jozkowicz, A., Nowak, W., Eilenberg, W., Neumayer, C., Malinski, T., Huk, I., & Brostjan, C. (2015). The Abdominal Aortic Aneurysm and Intraluminal Thrombus: Current Concepts of Development and Treatment. *Frontiers in cardiovascular medicine*, 2, 19. <https://doi.org/10.3389/fcvm.2015.00019>
- Politof, K., Moirogiorgou, K., Bei, E., Antonakakis, M., Moulakakis, K., Kakisis, J., Raptis, A., Manopoulos, C., & Zervakis, M. (2025). Automated AAA geometric measurements using VMTK-based pipeline [Poster]. 19th Conference of the Hellenic Society for Computational Biology and Bioinformatics (HSCBB25), Athens, Greece, 17–19 October 2025. [SAFE-AORTA Project, Attikon University Hospital]
- Polzer, S., Gasser, T. C., Swedenborg, J., & Bursa, J. (2011). The impact of intraluminal thrombus failure on the mechanical stress in the wall of abdominal aortic aneurysms. *European journal of vascular and endovascular surgery: the official journal of the European Society for Vascular Surgery*, 41(4), 467–473. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2010.12.010>
- Qiu, Y., Wang, Y., Fan, Y., Peng, L., Liu, R., Zhao, J., Yuan, D., & Zheng, T. (2019). Role of intraluminal thrombus in abdominal aortic aneurysm ruptures: A hemodynamic point of view. *Medical Physics*, 46(9), 4263–4275. <https://doi.org/10.1002/mp.13658>
- Raffort, J., Adam, C., Carrier, M., Ballaith, A., Coscas, R., Jean-Baptiste, E., Hassen-Khodja, R., Chakfé, N., & Lareyre, F. (2020). Artificial intelligence in abdominal aortic aneurysm. *Journal of vascular surgery*, 72(1), 321–333.e1. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2019.12.026>
- Raffort, J., Adam, C., Carrier, M., Ballaith, A., Coscas, R., Jean-Baptiste, E., Hassen-Khodja, R., Chakfé, N., & Lareyre, F. (2020). Artificial intelligence in abdominal aortic aneurysm. *Journal of vascular surgery*, 72(1), 321–333.e1. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2019.12.026>
- Raman, B., Raman, R., Napel, S., & Rubin, G. D. (2010). Automated quantification of aorto-aortic and aortoiliac angulation for computed tomographic angiography of abdominal aortic aneurysms before endovascular repair: preliminary study. *Journal of vascular and interventional radiology: JVIR*, 21(11), 1746–1750. <https://doi.org/10.1016/j.jvir.2010.07.025>
- Ramazanli, B., Yagmur, O., Sarioglu, E. C., & Salman, H. E. (2025). Modeling techniques and boundary conditions in abdominal aortic aneurysm analysis: Latest developments in simulation and integration of machine learning and data-driven approaches. *Bioengineering*, 12(5), 437. <https://doi.org/10.3390/bioengineering12050437>
- Raut, S. S., Jana, A., De Oliveira, V., Muluk, S. C., & Finol, E. A. (2013). The importance of patient-specific regionally varying wall thickness in abdominal aortic aneurysm biomechanics. *Journal of biomechanical engineering*, 135(8), 81010. <https://doi.org/10.1115/1.4024578>
- Ren, X., Wu, Y., Wang, L., Yan, X., Zhang, L., Cao, Z., & Lin, H. (2019). Three-dimensional reconstruction of abdominal aortic aneurysm based on compressive sensing with iterative optimization and its application in 3D printing. *IEEE Access*, 7, 170012–170018. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2955448>

- Rengier, F., Weber, T. F., Giesel, F. L., Böckler, D., Kauczor, H. U., & von Tengg-Kobligk, H. (2009). Centerline analysis of aortic CT angiographic examinations: benefits and limitations. *AJR. American journal of roentgenology*, 192(5), W255–W263. <https://doi.org/10.2214/AJR.08.1488>
- Rengier, F., Weber, T. F., Giesel, F. L., Böckler, D., Kauczor, H. U., & von Tengg-Kobligk, H. (2009). Centerline analysis of aortic CT angiographic examinations: benefits and limitations. *AJR. American journal of roentgenology*, 192(5), W255–W263. <https://doi.org/10.2214/AJR.08.1488>
- Rissland, P., Alemu, Y., Einav, S., Ricotta, J., & Bluestein, D. (2009). Abdominal aortic aneurysm risk of rupture: patient-specific FSI simulations using anisotropic model. *Journal of biomechanical engineering*, 131(3), 031001. <https://doi.org/10.1115/1.3005200>
- Sakalihasan, N., Limet, R., & Defawe, O. D. (2005). Abdominal aortic aneurysm. *The Lancet*, 365(9470), 1577–1589. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(05\)66459-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(05)66459-8)
- Sakalihasan, N., Michel, J. B., Katsargyris, A., Kuivaniemi, H., Defraigne, J. O., Nchimi, A., Powell, J. T., Yoshimura, K., & Hultgren, R. (2018). Abdominal aortic aneurysms. *Nature reviews. Disease primers*, 4(1), 34. <https://doi.org/10.1038/s41572-018-0030-7>
- Salt, E., & Bown, M. (2024). Abdominal aortic aneurysm: epidemiology, screening, and work-up for repair. *Surgery (Oxford)*, 42(5), 320-326. <https://doi.org/10.1016/j.mpsur.2024.03.017>
- Schroeder, W., Martin, K., & Lorensen, B. (2006). *The visualization toolkit: an object-oriented approach to 3D graphics*. Kitware. Available at: <https://vtk.org/vtk-textbook/>
- Shah, A., & Khan, Y. S. (2025). *Anatomy, abdomen and pelvis: Arteries and veins*. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK560486/>
- Shum, J., DiMartino, E. S., Goldhamme, A., Goldman, D. H., Acker, L. C., Patel, G., Ng, J. H., Martufi, G., & Finol, E. A. (2010). Semiautomatic vessel wall detection and quantification of wall thickness in computed tomography images of human abdominal aortic aneurysms. *Medical physics*, 37(2), 638–648. <https://doi.org/10.1118/1.3284976>
- Shum, J., Xu, A., Chatnuntawech, I., & Finol, E. A. (2011). A framework for the automatic generation of surface topologies for abdominal aortic aneurysm models. *Annals of biomedical engineering*, 39(1), 249–259. <https://doi.org/10.1007/s10439-010-0165-5>
- Si, H. (2015). TetGen, a Delaunay-based quality tetrahedral mesh generator. *ACM transactions on mathematical software*, 41(2), 1-36. <https://doi.org/10.1145/2629697>
- Siika, A., Bogdanovic, M., Liljeqvist, M. L., Gasser, T. C., Hultgren, R., & Roy, J. (2023). Three-dimensional growth and biomechanical risk progression of abdominal aortic aneurysms under serial computed tomography assessment. *Scientific reports*, 13(1), 9283. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-36204-2>
- Song, P., He, Y., Adeloje, D., Zhu, Y., Ye, X., Yi, Q., Rahimi, K., Rudan, I., & Global Health Epidemiology Research Group (GHERG) (2023). The Global and Regional Prevalence of Abdominal Aortic Aneurysms: A Systematic Review and Modeling Analysis. *Annals of surgery*, 277(6), 912–919. <https://doi.org/10.1097/SLA.0000000000005716>
- Sprouse, L. R., 2nd, Meier, G. H., 3rd, Parent, F. N., DeMasi, R. J., Glickman, M. H., & Barber, G. A. (2004). Is ultrasound more accurate than axial computed tomography for determination of maximal abdominal aortic aneurysm diameter?. *European journal of vascular and endovascular surgery: the official journal of the European Society for Vascular Surgery*, 28(1), 28–35. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2004.03.022>
- Stark, M., Suresh, A., Alexander, J., & Cragg, A. (2014). An analysis of variables affecting aortic neck length with implications for fenestrated endovascular repair of abdominal aortic

- aneurysm. *Annals of vascular surgery*, 28(4), 808–815. <https://doi.org/10.1016/j.avsg.2013.06.039>
- Sternbergh, W. C., 3rd, Carter, G., York, J. W., Yoselevitz, M., & Money, S. R. (2002). Aortic neck angulation predicts adverse outcome with endovascular abdominal aortic aneurysm repair. *Journal of vascular surgery*, 35(3), 482–486. <https://doi.org/10.1067/mva.2002.119506>
- Subramaniam, R. M., Kurth, D. A., Waldrip, C. A., & Rybicki, F. J. (2019). American College of Radiology Appropriateness Criteria: Advancing Evidence-Based Imaging Practice. *Seminars in nuclear medicine*, 49(2), 161–165. <https://doi.org/10.1053/j.semnuclmed.2018.11.011>
- Sweeting, M. J., Thompson, S. G., Brown, L. C., Powell, J. T., & RESCAN collaborators (2012). Meta-analysis of individual patient data to examine factors affecting growth and rupture of small abdominal aortic aneurysms. *The British journal of surgery*, 99(5), 655–665. <https://doi.org/10.1002/bjs.8707>
- Taubin, G. (1995). Curve and surface smoothing without shrinkage. *Proceedings of IEEE international conference on computer vision*, Cambridge, MA, USA, 852-857. doi: 10.1109/ICCV.1995.466848
- Teraa, M., & Hazenberg, C. E. V. B. (Eds.). (2024). *Endovascular aortic interventions and aneurysm repair: Recent advances and future prospects*. MDPI eBooks. <https://doi.org/10.3390/books978-3-7258-0532-7>
- The American Institute of Ultrasound in Medicine. AIUM Practice Parameter for the Performance of Diagnostic and Screening Ultrasound Examinations of the Abdominal Aorta in Adults. (2021). *Journal of ultrasound in medicine : official journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, 40(5), E34–E38. <https://doi.org/10.1002/jum.15668>
- Tikhvinsky, D., Maus, M., Lipovka, A., Nikitin, N., Epifanov, R., Volkova, I., Mullyadzhyanov, R., Chupakhin, A., Parshin, D., & Karpenko, A. (2024). The role of asymmetry and volume of thrombotic masses in the formation of local deformation of the aneurysmal-altered vascular wall: An in vivo study and mathematical modeling. *PloS one*, 19(6), e0301047. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0301047>
- Timmins, L. H., Suever, J. D., Eshtehardi, P., McDaniel, M. C., Oshinski, J. N., Samady, H., & Giddens, D. P. (2013). Framework to co-register longitudinal virtual histology-intravascular ultrasound data in the circumferential direction. *IEEE transactions on medical imaging*, 32(11), 1989–1996. <https://doi.org/10.1109/TMI.2013.2269275>
- Truijers, M., Resch, T., Van Den Berg, J. C., Blankensteijn, J. D., & Lönn, L. (2009). Endovascular aneurysm repair: state-of-art imaging techniques for preoperative planning and surveillance. *The Journal of cardiovascular surgery*, 50(4), 423–438.
- van der Riet, C., Schuurmann, R. C. L., Verhoeven, E. L. G., Katsargyris, A., Tielliu, I. F. J., Resch, T., Bokkers, R. P. H., & de Vries, J. P. M. (2022). Three-Dimensional Geometric Analysis of Balloon-Expandable Covered Stents Improves Classification of Complications after Fenestrated Endovascular Aneurysm Repair. *Journal of clinical medicine*, 11(19), 5716. <https://doi.org/10.3390/jcm11195716>
- van Rijswijk, R. E., Jebbink, E. G., Zeebregts, C. J., & Reijnen, M. M. P. J. (2022). A systematic review of anatomic predictors of abdominal aortic aneurysm remodeling after endovascular repair. *Journal of vascular surgery*, 75(5), 1777–1785. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2021.11.071>
- Vande Geest, J. P., Di Martino, E. S., Bohra, A., Makaroun, M. S., & Vorp, D. A. (2006). A biomechanics-based rupture potential index for abdominal aortic aneurysm risk assessment: demonstrative application. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1085, 11–21. <https://doi.org/10.1196/annals.1383.046>

- Vorp, D. A. (2007). Biomechanics of abdominal aortic aneurysm. *Journal of biomechanics*, 40(9), 1887–1902. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.09.003>
- Vorp, D. A., Lee, P. C., Wang, D. H., Makaroun, M. S., Nemoto, E. M., Ogawa, S., & Webster, M. W. (2001). Association of intraluminal thrombus in abdominal aortic aneurysm with local hypoxia and wall weakening. *Journal of vascular surgery*, 34(2), 291–299. <https://doi.org/10.1067/mva.2001.114813>
- Vorp, D. A., Raghavan, M. L., & Webster, M. W. (1998). Mechanical wall stress in abdominal aortic aneurysm: influence of diameter and asymmetry. *Journal of vascular surgery*, 27(4), 632–639. [https://doi.org/10.1016/s0741-5214\(98\)70227-7](https://doi.org/10.1016/s0741-5214(98)70227-7)
- Walker, T. G., Kalva, S. P., Yedula, K., Wicky, S., Kundu, S., Drescher, P., d'Othee, B. J., Rose, S. C., Cardella, J. F., Society of Interventional Radiology Standards of Practice Committee, Interventional Radiological Society of Europe, & Canadian Interventional Radiology Association (2010). Clinical practice guidelines for endovascular abdominal aortic aneurysm repair: written by the Standards of Practice Committee for the Society of Interventional Radiology and endorsed by the Cardiovascular and Interventional Radiological Society of Europe and the Canadian Interventional Radiology Association. *Journal of vascular and interventional radiology: JVIR*, 21(11), 1632–1655. <https://doi.org/10.1016/j.jvir.2010.07.008>
- Wang, D. H., Makaroun, M. S., Webster, M. W., & Vorp, D. A. (2002). Effect of intraluminal thrombus on wall stress in patient-specific models of abdominal aortic aneurysm. *Journal of vascular surgery*, 36(3), 598–604. <https://doi.org/10.1067/mva.2002.126087>
- Wang, D. H., Makaroun, M., Webster, M. W., & Vorp, D. A. (2001). Mechanical properties and microstructure of intraluminal thrombus from abdominal aortic aneurysm. *Journal of biomechanical engineering*, 123(6), 536–539. <https://doi.org/10.1115/1.1411971>
- Wang, L., Jiang, X., Zhang, K., Chen, K., Wu, P., & Li, X. (2024). A hemodynamic analysis of energy loss in abdominal aortic aneurysm using three-dimension idealized model. *Frontiers in physiology*, 15, 1330848. <https://doi.org/10.3389/fphys.2024.1330848>
- Wanhainen, A., Van Herzele, I., Bastos Goncalves, F., Bellmunt Montoya, S., Berard, X., Boyle, J. R., D'Oria, M., Prendes, C. F., Karkos, C. D., Kazimierczak, A., Koelemay, M. J. W., Kölbel, T., Mani, K., Melissano, G., Powell, J. T., Trimarchi, S., Tsilimparis, N., ESVS Guidelines Committee, Antoniou, G. A., Björck, M., ... Yeung, K. K. (2024). Editor's Choice -- European Society for Vascular Surgery (ESVS) 2024 Clinical Practice Guidelines on the Management of Abdominal Aorto-Iliac Artery Aneurysms. *European journal of vascular and endovascular surgery: the official journal of the European Society for Vascular Surgery*, 67(2), 192–331. <https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2023.11.002>
- Wever, J. J., Blankensteijn, J. D., Th M Mali, W. P., & Eikelboom, B. C. (2000). Maximal aneurysm diameter follow-up is inadequate after endovascular abdominal aortic aneurysm repair. *European journal of vascular and endovascular surgery: the official journal of the European Society for Vascular Surgery*, 20(2), 177–182. <https://doi.org/10.1053/ejvs.1999.1051>
- Whaley, Z. L., Cassimjee, I., Novak, Z., Rowland, D., Lapolla, P., Chandrashekar, A., Pearce, B. J., Beck, A. W., Handa, A., Lee, R., Oxford Abdominal Aortic Aneurysm Study, & Oxford Regional Vascular Services (2020). The Spatial Morphology of Intraluminal Thrombus Influences Type II Endoleak after Endovascular Repair of Abdominal Aortic Aneurysms. *Annals of vascular surgery*, 66, 77–84. <https://doi.org/10.1016/j.avsg.2019.05.050>
- Wilson, J. S., Virag, L., Di Achille, P., Karsaj, I., & Humphrey, J. D. (2013). Biochemomechanics of intraluminal thrombus in abdominal aortic aneurysms. *Journal of biomechanical engineering*, 135(2), 021011. <https://doi.org/10.1115/1.4023437>

- Wyss, T. R., Dick, F., Brown, L. C., & Greenhalgh, R. M. (2011). The influence of thrombus, calcification, angulation, and tortuosity of attachment sites on the time to the first graft-related complication after endovascular aneurysm repair. *Journal of vascular surgery*, 54(4), 965–971. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2011.04.007>
- Yavarimanesh, M., Cheng, H. M., Chen, C. H., Sung, S. H., Mahajan, A., Chaer, R. A., Shroff, S. G., Hahn, J. O., & Mukkamala, R. (2022). Abdominal aortic aneurysm monitoring via arterial waveform analysis: towards a convenient point-of-care device. *NPJ digital medicine*, 5(1), 168. <https://doi.org/10.1038/s41746-022-00717-3>
- Zelaya, J. E., Goenezen, S., Dargon, P. T., Azarbal, A. F., & Rugonyi, S. (2014). Improving the efficiency of abdominal aortic aneurysm wall stress computations. *PloS one*, 9(7), e101353. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0101353>
- Zhang, L., Zambrano, B. A., Choi, J., Lee, W., Baek, S., & Lim, C. Y. (2020). Intraluminal thrombus effect on the progression of abdominal aortic aneurysms by using a multistate continuous-time Markov chain model. *The Journal of international medical research*, 48(11), 300060520968449. <https://doi.org/10.1177/0300060520968449>
- Zhang, L., Zambrano, B. A., Choi, J., Lee, W., Baek, S., & Lim, C. Y. (2020). Intraluminal thrombus effect on the progression of abdominal aortic aneurysms by using a multistate continuous-time Markov chain model. *The Journal of international medical research*, 48(11), 300060520968449. <https://doi.org/10.1177/0300060520968449>
- Zhu, C., Leach, J. R., Wang, Y., Gasper, W., Saloner, D., & Hope, M. D. (2020). Intraluminal thrombus predicts rapid growth of abdominal aortic aneurysms. *Radiology*, 294(3), 707–713. <https://doi.org/10.1148/radiol.2020191723>
- Καραμανίδη, Μ. Γ. (2021). Χειρουργική ανατομία και παραλλαγές κοιλιακής αρτηρίας. Εμβρυολογική βάση και χειρουργική κλινική σημασία. Εργαστήριο Ανατομικής και Χειρουργικής Ανατομίας, Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών, Ιατρική Σχολή, ΠΜΣ: «Χειρουργική Ανατομία», Αθήνα, Οκτώβριος 2021.
- Χατζέλας, Δ. Α. (2023). Μακροχρόνιες μορφομετρικές μεταβολές του κεντρικού υπονεφρικού αυχένα ανευρυσμάτων κοιλιακής αορτής μετά από ενδαγγειακή αποκατάσταση. doi: 10.12681/eadd/53674. <http://hdl.handle.net/10442/hedi/53674>. Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης (ΑΠΘ). Σχολή Επιστημών Υγείας. Τμήμα Ιατρικής. Τομέας Χειρουργικής. Β' Χειρουργική Κλινική.

## 12. Παράρτημα A: Ανασκόπηση Εργαλείων Μορφολογικής Ανάλυσης και Οπτικοποίησης

Σύμφωνα με τους Wu et al., (2022) «Η οπτικοποίηση δεδομένων είναι ο πιο αποτελεσματικός τρόπος για να εξηγήσουμε και να μεταφέρουμε πλούσιες πληροφορίες, ειδικά για πολύπλοκα βιοϊατρικά δεδομένα. Η ταχεία ανάπτυξη των βιοϊατρικών δεδομένων τόσο σε όγκο όσο και σε πολυπλοκότητα δημιουργεί νέες προκλήσεις στην αποτελεσματική και ακριβή παρουσίαση των δεδομένων. Αυτό περιλαμβάνει την εξερεύνηση δεδομένων για την αποκάλυψη κρυμμένων πληροφοριών και την παρουσίαση των ευρημάτων ανάλυσης. Νέες μέθοδοι οπτικοποίησης αναπτύσσονται για την αντιμετώπιση νέων αναδυόμενων προβλημάτων ή για την παροχή νέων πληροφοριών σχετικά με τους παλιούς τύπους δεδομένων. Οι καινοτομίες στην οπτικοποίηση είναι εξαιρετικά σημαντικές για τη βιοϊατρική έρευνα και θα συνεχίσουν να φέρνουν επανάσταση στον τρόπο με τον οποίο μαθαίνουμε από τα δεδομένα μας».

### 12.1 The Vascular Modeling Toolkit (VMTK)

Το vmtk είναι μια συλλογή βιβλιοθηκών και εργαλείων για:

- τρισδιάστατη ανακατασκευή,
- γεωμετρική ανάλυση,
- δημιουργία πλέγματος και
- ανάλυση δεδομένων επιφάνειας για μοντελοποίηση αιμοφόρων αγγείων βάσει εικόνας.

#### 12.1.1 Χαρακτηριστικά

##### Κατάτμηση

Το vmtk υποστηρίζει την τμηματοποίηση αγγειακών τμημάτων (ή άλλων ανατομικών δομών) από ιατρικές εικόνες.

Μια νέα μέθοδος υπολογισμού κλίσης που βασίζεται σε αντίθετες πεπερασμένες διαφορές επιτρέπει την κατάτμηση μικρών (έως 1,2 εικονοστοιχεία/διάμετρο) αγγείων. Το διαδραστικό επίπεδο ορίζει την προετοιμασία βάσει της μεθόδου γρήγορης πορείας. Αυτό περιλαμβάνει μια ολοκαίνουργια μέθοδο για την επιλογή ενός αγγειακού τμήματος που αποτελείται από δύο σημεία που αγνοούν αυτόματα τους πλευρικούς κλάδους, χωρίς να εμπλέκονται παράμετροι.

Η τμηματοποίηση μιας σύνθετης αγγειακής οδού καταλήγει:

- στην επιλογή των τελικών σημείων ενός κλάδου,
- στο να αφήνονται τα επίπεδα να έλκονται από κορυφές κλίσης με ενεργοποιημένο τον μοναδικό όρο της προσαγωγής,
- στην επανάληψη της λειτουργίας για όλους τους κλάδους και
- στη συγχώνευση όλων σε ένα ενιαίο μοντέλο.

## Κεντρικές γραμμές

Το vmtk υποστηρίζει τον υπολογισμό των κεντρικών γραμμών και τη μέγιστη εγγεγραμμένη ακτίνα σφαίρας των διακλαδιζόμενων σωληνοειδών δομών δεδομένης της αναπαράστασης της πολυγωνικής τους επιφάνειας. Οι κεντρικές γραμμές καθορίζονται ως σταθμισμένα συντομότερα μονοπάτια που εντοπίζονται μεταξύ δύο ακραίων σημείων, περιγράφοντας ισχυρά το σχήμα των αγγείων. Προκειμένου να διασφαλιστεί ότι οι τελικές γραμμές είναι στην πραγματικότητα κεντρικές, τα μονοπάτια δεν μπορούν να βρίσκονται πουθενά στο χώρο, αλλά είναι υποχρεωμένα να τρέχουν στο διάγραμμα Voronoi του μοντέλου του αγγείου, που θεωρείται ως το μέρος όπου ορίζονται τα κέντρα των μέγιστων εγγεγραμμένων σφαιρών. Οι κεντρικές γραμμές καθορίζονται ως οι διαδρομές που ορίζονται στα φύλλα διαγραμμάτων Voronoi που ελαχιστοποιούν το ολοκλήρωμα της ακτίνας των μέγιστων εγγεγραμμένων σφαιρών κατά μήκος της διαδρομής, το οποίο ισοδυναμεί με την εύρεση των συντομότερων μονοπατιών στη μετρική ακτίνας.

## Γεωμετρική ανάλυση

Το vmtk υποστηρίζει τη γεωμετρική ανάλυση και επεξεργασία επιφανειακών δεδομένων τρισδιάστατων μοντέλων αιμοφόρων αγγείων.

Το vmtk καθιστά εφικτή την ποσοτικοποίηση γεωμετρικών χαρακτηριστικών του αγγειακού τμήματος:

- εκείνων που σχετίζονται με διακλαδώσεις, όπως επίπεδα διακλάδωσης και γωνίες διακλάδωσης, και
- εκείνων που σχετίζονται με κλάδους, όπως καμπυλότητα και στρέψη.

Η καμπυλότητα και η στρέψη συνδέονται στενά με τον ορισμό του πλαισίου γραμμής Frenet, που αποτελείται από μια εφαπτομένη, μια κανονική και τη δικανονική.

Πριν από την κατασκευή του πλέγματος προτείνεται η αύξηση της ομαλότητας της επιφάνειας. Η κατάτμηση της εικόνας μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα ανώμαλες επιφάνειες, ειδικά εάν η ποιότητα της εικόνας δεν είναι υψηλή και κάποιος δεν έχει χρησιμοποιήσει κανένα όρο καμπυλότητας στην εξέλιξη των συνόλων επιπέδων. Οι προεκτάσεις ροής είναι κυλινδρικές προεκτάσεις που προστίθενται στις εισόδους και εξόδους ενός μοντέλου και είναι σημαντικές για να διασφαλιστεί ότι η ροή που εισέρχεται και εξέρχεται από τον υπολογιστικό τομέα έχει αναπτυχθεί πλήρως, έτσι ώστε οι πλήρως ανεπτυγμένες οριακές συνθήκες να μην επιβάλλουν τη λύση στο πραγματικό αγγείο.

## Δημιουργία πλέγματος

Το vmtk υποστηρίζει την ανακατασκευή πλέγματος επιφάνειας, πλέγματος όγκου και δημιουργία οριακών στρωμάτων πρισματικών στοιχείων με ποικίλο πάχος για υπολογιστική ρευστοδυναμική. Η εκ νέου κατασκευή πλέγματος επιφάνειας πραγματοποιείται με την υπόθεση ότι η επιφάνεια χρειάζεται βελτίωση πριν χρησιμοποιηθεί για CFD. Μετά την ανακατασκευή πλέγματος επιφάνειας, ο όγκος γεμίζει με ένα συνδυασμό τετραεδρικών και πρισματικών στοιχείων. Τέλος, μπορεί να αυξηθεί η πυκνότητα του πλέγματος κοντά στον τοίχο δημιουργώντας το οριακό στρώμα.

## Μετά-επεξεργασία

Το `vtk` υποστηρίζει τη χαρτογράφηση και επιδιόρθωση μεταβλητών δυναμικής ρευστών, ανίχνευση σωματιδίων και άλλα.

Μια κοινή εφαρμογή είναι η χαρτογράφηση και η επιδιόρθωση μεταβλητών δυναμικής ρευστών, όπως η διατμητική τάση τοιχώματος (WSS) ή ο δείκτης διάτμησης ταλαντώσεων (OSI), που λαμβάνεται στο επιφανειακό πλέγμα συνήθως μέσω μιας προσομοίωσης CFD. Με την κατασκευή μιας αρμονικής συνάρτησης σε κάθε αγγειακό τμήμα, η `vtkbranchmapping` χαρτογραφεί και επεκτείνει τη διαμήκη μετρική για να εξηγήσει σωστά την παρουσία περιοχών εισαγωγής στις διακλαδώσεις. Επιπλέον, ο πρόσθετος πίνακας `StretchedMapping` προστίθεται στην επιφάνεια.

## Σύστημα PYPING

Το `PyreS` είναι η κόλλα μεταξύ των σεναρίων `vtk`. Επιτρέπει να γράφονται εύκολα νέα σεναρία, να έχουν κοινή διεπαφή και να αλληλεπιδρούν μεταξύ τους. Το `PyreS` παρέχει ένα ευέλικτο πλαίσιο για κώδικα υψηλού επιπέδου, τόσο από την πλευρά του χρήστη όσο και από την άποψη του προγραμματιστή.

Επιπλέον, το `vtk` διαθέτει [τεκμηρίωση](#).

## 12.2 The Visualization Toolkit (VTK)

Το **Visualization Toolkit (VTK)** είναι ένα ελεύθερα διαθέσιμο σύστημα λογισμικού ανοιχτού κώδικα, για:

- τρισδιάστατα γραφικά υπολογιστή,
- μοντελοποίηση,
- επεξεργασία εικόνας,
- απόδοση όγκου,
- επιστημονική απεικόνιση και
- δισδιάστατη (2D) γραφική παράσταση.

Είναι μια εργαλειοθήκη οπτικοποίησης που υποστηρίζει μια μεγάλη ποικιλία αλγορίθμων οπτικοποίησης και προηγμένες τεχνικές μοντελοποίησης και εκμεταλλεύεται την παράλληλη επεξεργασία τόσο με νήματα όσο και κατανεμημένης μνήμης για ταχύτητα και επεκτασιμότητα, αντίστοιχα. Το VTK έχει σχεδιαστεί για να είναι αγνωστικιστής πλατφόρμας. Αυτό σημαίνει ότι εκτελείται σχεδόν οπουδήποτε, συμπεριλαμβανομένων των Linux, Windows και Mac, καθώς επίσης και στο δίκτυο και σε κινητές συσκευές. Επιπρόσθετα, το VTK διαθέτει [τεκμηρίωση](#).

### 12.2.1 Λειτουργία

Το VTK χρησιμοποιεί τη διαδικασία λογισμικού ποιότητας της Kitware, η οποία περιλαμβάνει CMake, CTest, CDash και CPack για την κατασκευή, τη δοκιμή και τη συσκευασία του συστήματος. Σε συνδυασμό με μια ισχυρή κοινότητα προγραμματιστών, το αποτέλεσμα είναι ένας ισχυρός κώδικας με πολύ υψηλή ποιότητα. Η βασική λειτουργικότητα του VTK είναι γραμμένη σε C++ για μεγιστοποίηση της απόδοσης. Αυτή η λειτουργία είναι τυλιγμένη σε άλλες γλωσσικές συνδέσεις και η **διαλειτουργικότητα με την Python είναι ιδιαίτερα βελτιωμένη**.

Ως λογισμικό ανοιχτού κώδικα, το VTK είναι δωρεάν για χρήση, για οποιονδήποτε σκοπό. Τεχνικά, το VTK διαθέτει **άδεια τύπου BSD**, η οποία επιβάλλει ελάχιστους περιορισμούς τόσο για εφαρμογές ανοιχτού όσο και για εφαρμογές κλειστού κώδικα.

### 12.2.2 Χαρακτηριστικά

#### Φίλτρα

Οι εφαρμογές VTK χειρίζονται δεδομένα με φίλτρα. Κάθε φίλτρο επιθεωρεί τα δεδομένα που λαμβάνει και παράγει δεδομένα. Ένα συνδεδεμένο σύνολο φίλτρων σχηματίζει ένα δίκτυο ροής δεδομένων. Ένα δίκτυο με δυνατότητα διαμόρφωσης μετατρέπει τα ακατέργαστα δεδομένα σε οπτικά πιο κατανοητές μορφές.

#### Σύστημα γραφικών

Το VTK προσθέτει ένα επίπεδο αφαίρεσης απόδοσης πάνω από την υποκείμενη βιβλιοθήκη γραφικών (το OpenGL ως επί το πλείστον). Αυτό το υψηλότερο επίπεδο απλοποιεί το έργο της δημιουργίας συναρπαστικών απεικονίσεων.

#### Μοντέλο δεδομένων

Το βασικό μοντέλο δεδομένων του VTK έχει την ικανότητα να αναπαριστά σχεδόν οποιοδήποτε πραγματικό πρόβλημα που σχετίζεται με τη φυσική επιστήμη. Οι θεμελιώδεις δομές δεδομένων είναι ιδιαίτερα κατάλληλες για **ιατρική απεικόνιση** και **εργασίες μηχανικής** που περιλαμβάνουν λύσεις πεπερασμένων διαφορών και πεπερασμένων στοιχείων.

#### Αλληλεπίδραση δεδομένων

Η αλληλεπίδραση βοηθά στην κατανόηση του περιεχομένου, του σχήματος και του νοήματος των δεδομένων. Στο VTK, τα 3D γραφικά στοιχεία, οι αλληλεπιδρώντες και οι διεπαφές σε βιβλιοθήκες δισδιάστατων γραφικών στοιχείων, όπως το Qt επιτρέπουν ολοκληρωμένη αλληλεπίδραση χρήστη.

#### Δισδιάστατα (2D) Διαγράμματα και Γραφήματα

Το VTK διαθέτει ένα πλήρες σύνολο τύπων δισδιάστατων γραφικών και γραφημάτων για δεδομένα σε πίνακα. Οι δυνατότητες συλλογής και επιλογής του VTK βοηθούν στην υποβολή διαδραστικών ερωτημάτων στα δεδομένα. Επιπλέον, το VTK είναι πολύ διαλειτουργικό με την Python, συμπεριλαμβανομένου του Matplotlib.

#### Παράλληλη επεξεργασία

Το VTK έχει εξαιρετική υποστήριξη για κλιμακούμενη παράλληλη επεξεργασία κατανεμημένης μνήμης υπό MPI. Επιπλέον, πολλά φίλτρα VTK εφαρμόζουν παραλληλισμό με λεπτότερους κόκκους μέσω vtkSMP (για χονδρόκοκκο νήμα) και vtk-m (για λεπτόκοκκη επεξεργασία σε αρχιτεκτονικές πολλών πυρήνων και GPU).

## 12.3 ParaView

Το ParaView είναι μια **μηχανή μετεπεξεργασίας και οπτικοποίησης ανοιχτού κώδικα**, το οποίο:

- ενσωματώνεται με τα υπάρχοντα εργαλεία και τις ροές εργασίας, επιτρέποντας τη δημιουργία οπτικοποιήσεων για τη γρήγορη ανάλυση δεδομένων,

- καθιστά εφικτή την ανάλυση εξαιρετικά μεγάλων συνόλων δεδομένων διαδραστικά, τρισδιάστατα (3D) ή μέσω προγραμματισμού χρησιμοποιώντας τη μαζική επεξεργασία του ParaView, μέσα από το ανοιχτό, ευέλικτο και διαισθητικό περιβάλλον χρήστη που διαθέτει,
- σχεδιάστηκε για να λειτουργεί σε οτιδήποτε, από φορητούς υπολογιστές έως υπερυπολογιστές, ώστε να μπορούν να αναλυθούν μικρά σύνολα δεδομένων μέχρι τα σύνολα δεδομένων exascale,
- εκτελείται σε πλατφόρμες: Linux, macOS, Windows,
- εκτελείται σε αρχιτεκτονικές: Intel, AMD, ARM, NVIDIA, POWER ISA
- εκτελείται σε υπερυπολογιστές: Summit, Frontier (πρώιμη πρόσβαση), Cori, Perlmutter, Trinity.

### 12.3.1 Λειτουργία

Σχεδιασμένο τόσο ως πλαίσιο εφαρμογής όσο και ως εφαρμογή έτοιμη προς χρήση, το ParaView είναι κωδικοποιημένο ώστε όλα τα στοιχεία του να μπορούν να επαναχρησιμοποιηθούν. Οι προγραμματιστές μπορούν να δημιουργήσουν γρήγορα εφαρμογές με συγκεκριμένη λειτουργικότητα για έναν συγκεκριμένο τύπο προβλημάτων. **Το ParaView χρησιμοποιεί το VTK ως μηχανή επεξεργασίας και απόδοσης δεδομένων** και έχει μια διεπαφή χρήστη γραμμένη χρησιμοποιώντας Qt®. Τέλος, το ParaView διαθέτει **τεκμηρίωση** [ParaView C++](#), [ParaView Python](#) και [ParaView Javascript](#).

### 12.3.2 Χαρακτηριστικά

#### Εμφάνιση δεδομένων

Μπορούν να δημιουργηθούν διαφορετικές προβολές για την ταυτόχρονη οπτικοποίηση των δεδομένων και την εύκολη αναγνώριση των αντίστοιχων στοιχείων των δεδομένων. Αυτές οι προβολές μπορούν επίσης να προσαρμοστούν (π.χ. δημιουργία πρόσθετων C++ για την προσθήκη νέων τύπων προβολών).

#### Φιλτράρισμα δεδομένων

Τα φίλτρα ParaView μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να μεταμορφώσουν τα δεδομένα δημιουργώντας πιο κατανοητές απεικονίσεις. Ενώ παρέχεται ήδη μια εκτενής λίστα φίλτρων, μπορούν να προστεθούν προσαρμοσμένες λειτουργίες φιλτραρίσματος μέσω Python με τη χρήση πρόσθετου ή με ένα προγραμματιζόμενο φίλτρο.

#### Ερωτήματα δεδομένων

Εκτός από την αλληλεπιδραστική επιλογή δεδομένων σε διάφορες προβολές, το ParaView παρέχει έναν τρόπο επιθεώρησης των δεδομένων αναζητώντας στοιχεία που ικανοποιούν ορισμένα κριτήρια χρησιμοποιώντας το παράθυρο διαλόγου «Εύρεση δεδομένων». Η διεπαφή χρήστη διευκολύνει τη δημιουργία απλών ερωτημάτων για την εύρεση ταιριαστών στοιχείων. Πολύπλοκα ερωτήματα είναι επίσης δυνατά χρησιμοποιώντας μια σύνταξη που βασίζεται σε Python.

#### Κινούμενα σχέδια

Όταν ανοίγεται ένα αρχείο με πολλαπλά χρονικά βήματα, το ParaView ρυθμίζει αυτόματα μια κινούμενη εικόνα. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί η "Προβολή κινούμενων εικόνων" για να ρυθμιστούν πολύπλοκα κινούμενα σχέδια που περιλαμβάνουν αλλαγές σε παραμέτρους

φίλτρων ή πηγών και μπορεί να μετακινηθεί η κάμερα σε τροχιά γύρω από το σύνολο δεδομένων, κατά μήκος μιας αυθαίρετης διαδρομής ή να ακολουθήσει δεδομένα καθώς κινείται με την πάροδο του χρόνου. Τα κινούμενα σχέδια που δημιουργούνται μπορούν να εξαχθούν σε κοινές μορφές βίντεο (π.χ. AVI, OGG, κ.λπ.) ή ως μια σειρά αρχείων εικόνας PNG ή JPEG.

### **Εξαγωγή Σκηνών**

Μπορούν να εξαχθούν σκηνές απόδοσης από το ParaView σε μορφές που χρησιμοποιούνται από τρισδιάστατα (3D) εργαλεία απόδοσης (π.χ. VRML, X3D και GEO). Στη συνέχεια, μπορούν να εισαχθούν σε άλλα εργαλεία απόδοσης ή να αποθηκευτούν ως μια αυτόνομη σελίδα HTML που χρησιμοποιεί το WebGL για να κάνει την απόδοση σε ένα πρόγραμμα περιήγησης Ιστού.

## **12.4 Meshlab**

Το Meshlab αποτελεί ένα σύστημα ανοιχτού κώδικα για την επεξεργασία και το μοντάζ τρισδιάστατων τριγωνικών πλεγμάτων. Παρέχει ένα σύνολο εργαλείων για επεξεργασία, καθαρισμό, επούλωση, επιθεώρηση, απόδοση, διαμόρφωση υφής και μετατροπή πλεγμάτων. Το Meshlab προσφέρει δυνατότητες για την επεξεργασία ακατέργαστων δεδομένων που παράγονται από εργαλεία/συσκευές τρισδιάστατης ψηφιοποίησης και για προετοιμασία μοντέλων για 3D εκτύπωση.

### **12.4.1 Χαρακτηριστικά**

#### **3D Απόκτηση: Ευθυγράμμιση**

Η φάση ευθυγράμμισης τρισδιάστατων δεδομένων (γνωστή και ως καταχώριση) είναι ένα θεμελιώδες βήμα για την επεξεργασία 3D σαρωμένων δεδομένων. Το MeshLab παρέχει ένα ισχυρό εργαλείο για τη μετακίνηση των διαφορετικών πλεγμάτων σε ένα κοινό σύστημα αναφοράς, ικανό να διαχειρίζεται μεγάλο σύνολο χαρτών εμβέλειας. Το MeshLab υλοποιεί ένα λεπτομερές βήμα ευθυγράμμισης ICP ένα προς ένα, που ακολουθείται από ένα βήμα κατανομής σφαλμάτων προσαρμογής δέσμης. Η ευθυγράμμιση μπορεί να εκτελεστεί σε πλέγματα και νέφη σημείων που προέρχονται από διάφορες πηγές, συμπεριλαμβανομένων ενεργών σαρωτών (μικρής και μεγάλης εμβέλειας) και εργαλείων τρισδιάστατης εικόνας.

#### **3D Απόκτηση: Ανακατασκευή**

Η διαδικασία μετατροπής ανεξάρτητων αποκτήσεων, ή νέφους σημείων, σε ένα τριγωνικό πλέγμα μονής επιφάνειας μπορεί να εκπληρωθεί με διαφορετικές αλγοριθμικές προσεγγίσεις. Το MeshLab παρέχει πολλές λύσεις για την αναδόμηση του σχήματος ενός αντικειμένου, που κυμαίνονται από ογκομετρικό (κύβος πορείας, Marching Cube) έως σιωπηρές επιφάνειες (Screened Poisson).

#### **3D απόκτηση: Χαρτογράφηση χρωμάτων και υφή**

Οι πληροφορίες χρώματος μπορεί να είναι εξίσου σημαντικές με τη γεωμετρία, αλλά πολλές τεχνολογίες απόκτησης δεν παρέχουν ακριβή δεδομένα εμφάνισης. Το MeshLab περιέχει μια ακολουθία οδηγιών για την ευθυγράμμιση και την προβολή των πληροφοριών χρώματος (από ένα σύνολο μη βαθμονομημένων εικόνων) σ' ένα τρισδιάστατο μοντέλο. Για την απόκτηση υψηλής ποιότητας χρωματικής κωδικοποίησης, παρέχονται πολλές αυτόματες και υποβοηθούμενες μέθοδοι, τόσο με αντιστοίχιση ανά κορυφή όσο και με χαρτογράφηση υφής.

## **Καθαρισμός 3D μοντέλων**

Το MeshLab προσφέρει μια σειρά από αυτόματα, ημι-χειροκίνητα και διαδραστικά φίλτρα για την αφαίρεση αυτών των γεωμετρικών στοιχείων που γενικά θεωρούνται «λάθος» από τα περισσότερα λογισμικά και αλγόριθμους. Είναι δυνατή η αφαίρεση τοπολογικών σφαλμάτων, διπλών και χωρίς-αναφορά κορυφών, μικρών στοιχείων, εκφυλισμένων ή τεμνόμενων όψεων και πολλών ακόμη γεωμετρικών και τοπολογικών ιδιομορφιών. Χρησιμοποιώντας διαφορετικές αυτόματες και διαδραστικές μεθόδους επιλογής, είναι δυνατό να απομονωθούν και να αφαιρεθούν ανεπιθύμητες περιοχές των πλεγμάτων και τα σύννεφα σημείων.

## **Κλιμάκωση, τοποθέτηση και προσανατολισμός**

Τα τρισδιάστατα (3D) μοντέλα, ειδικά εκείνα που προέρχονται από έρευνα και σάρωση, χρειάζεται συχνά να επαναπροσανατολιστούν ή να τοποθετηθούν σ' ένα συγκεκριμένο σύστημα αναφοράς. Επιπλέον, εάν έχουν δημιουργηθεί από 3d-από-φωτογραφίες, χρειάζονται γενικά κλιμάκωση για να γίνουν μετρικές. Το MeshLab παρέχει μια ποικιλία χαρακτηριστικών για τον χειρισμό της κλίμακας, της τοποθέτησης και του προσανατολισμού ενός τρισδιάστατου μοντέλου, συμπεριλαμβανομένων βασικών λειτουργιών μετασχηματισμού όπως μετάφραση/κλιμάκωση/περιστροφή, αυτόματο εκ νέου κεντράρισμα και ευθυγράμμιση με άξονα, γεωαναφορά με σημεία αναφοράς, διαδραστικούς χειριστές για περιστροφή/μετάφραση/κλιμάκωση, και πολλά άλλα.

## **Απλοποίηση, βελτίωση και ανανέωση**

Μια κοινή ανάγκη κατά την επεξεργασία ενός τρισδιάστατου (3D) μοντέλου είναι η μείωση της γεωμετρικής πολυπλοκότητάς του, δημιουργώντας μια γεωμετρία με το ίδιο σχήμα αλλά με λιγότερα τρίγωνα (ή σημεία). Το MeshLab προσφέρει διάφορους τρόπους απλοποίησης (αποδεκατισμού) τριγωνικών επιφανειών, ικανών να διατηρήσουν γεωμετρικές λεπτομέρειες και χαρτογράφηση υφής ή να μειώσουν επιλεκτικά τον αριθμό των σημείων σε ένα νέφος σημείων. Σε άλλες περιπτώσεις, ο χρήστης μπορεί να θέλει να αυξήσει τον αριθμό των τριγώνων (ή σημείων): Το MeshLab παρέχει επίσης διαφορετικά σχήματα υποδιαίρεσης, φίλτρα αναμετάδοσης και επαναδειγματοληψίας για την αύξηση της γεωμετρικής πολυπλοκότητας των τρισδιάστατων μοντέλων ή για τη βελτιστοποίηση της κατανομής σημείων και της ποιότητας τριγωνισμού.

## **Μέτρηση και ανάλυση**

Στο MeshLab, η διαδραστική μέτρηση από-σημείο-σε-σημείο ενός τρισδιάστατου μοντέλου είναι πολύ εύκολη. Επιπλέον, τα αυτόματα φίλτρα θα επιστρέψουν διάφορες γεωμετρικές και τοπολογικές πληροφορίες σχετικά με το τρισδιάστατο μοντέλο (ή απλώς μιας επιλεγμένης περιοχής), ενώ το εργαλείο 'Sectioning' μπορεί να εξάγει τμήματα κοπής ενός πλέγματος ως πολυγραμμές. Χρησιμοποιώντας αυτόματα φίλτρα μπορούν να υπολογιστούν σε πλέγματα και τρισδιάστατα μοντέλα διαφορετικές γεωμετρικές πληροφορίες (όπως η καμπυλότητα, η γεωδαιτική απόσταση ή η τοπική πυκνότητα κορυφής).

## **Οπτικοποίηση και παρουσίαση**

Τα χαρακτηριστικά οπτικοποίησης του MeshLab (συμπεριλαμβανομένων των διακοσμητών και των σκίαστων) μπορούν να βοηθήσουν στη γραφική παρουσίαση των ιδιομορφών χαρακτηριστικών ενός τρισδιάστατου μοντέλου. Επιπλέον, είναι δυνατός ο έλεγχος των παραμέτρων προοπτικής/ορθογραφικής προβολής της κάμερας και η χρήση προκαθορισμένων κανονικών προβολών. Το MeshLab προσφέρει επίσης μια λειτουργία στιγμιότυπου οθόνης

υψηλής ανάλυσης, εξαιρετικά χρήσιμη για τη δημιουργία μιας γραφικής τεκμηρίωσης μιας έρευνας.

### **Επεξεργασία χρώματος**

Το MeshLab μπορεί να χειριστεί τα χρώματα κορυφής και προσώπου χρησιμοποιώντας μια σειρά από φίλτρα που μοιάζουν με photoshop (γάμα, κορεσμός, φωτεινότητα, αντίθεση, επίπεδα, εξομάλυνση, όξυνση). Διατίθενται αυτόματα φίλτρα για τον υπολογισμό της έγκλισης περιβάλλοντος και του ογκομετρικής αδιαφάνειας και για την αντιστοίχιση με την κορυφή ή το χρώμα του προσώπου. Είναι επίσης δυνατό να γραφτούν ρητά συναρτήσεις χρώματος, για να επισημανθούν συγκεκριμένα χαρακτηριστικά του τρισδιάστατου μοντέλου. Το MeshLab προσφέρει επίσης μια διεπαφή ζωγραφικής για χρώματα κορυφής. Οι βαθμωτές τιμές, πιθανώς το αποτέλεσμα ενός μετρικού υπολογισμού στην τρισδιάστατη επιφάνεια, μπορούν επίσης να αντιστοιχιστούν σε χρώμα κορυφής/προσώπου, για να υπάρχει μια οπτική αναπαράσταση αυτής της τιμής.

### **3D εκτύπωση: Συμψηφισμός, Κούφωση, Κλείσιμο**

Εκτός από τη δυνατότητα εξαγωγής σε STL (μία από τις πιο κοινές μορφές για τρισδιάστατη εκτύπωση), το MeshLab μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την προετοιμασία τρισδιάστατων μοντέλων για εκτύπωση δημιουργώντας εσωτερικά κελύφη, δειγματοληψία/ανακατασκευή του τρισδιάστατου μοντέλου για ευκολότερη κοπή, κλείνοντας μικρές τρύπες για απόκτηση στεγανών πλεγμάτων και ισοπέδωση της κάτω περιοχής για καλύτερη προσκόλληση στην πλατφόρμα.

### **Σύγκριση μοντέλων**

Στην επεξεργασία πλέγματος, η μέτρηση της γεωμετρικής διαφοράς μεταξύ δύο τρισδιάστατων μοντέλων, χρησιμοποιώντας την απόσταση Hausdorff, αποτελεί μια κοινή προσέγγιση. Πριν από πολλά χρόνια (το 1997!), το εργαστήριο 'Visual Computing Lab' ανέπτυξε και διένειμε ελεύθερα αυτό που έγινε το πρότυπο εργαλείο για τέτοιες εργασίες, το Metro. Ενώ το αρχικό εργαλείο Metro ήταν ένα μικρό αυτόνομο πρόγραμμα γραμμής εντολών ανοιχτού κώδικα, το MeshLab προσφέρει τώρα πολύ πιο προηγμένες λειτουργίες για σύγκριση δύο πλεγμάτων, που υπολογίζουν επίσης υπογεγραμμένη απόσταση (signed distance) και μπορεί να λειτουργούν σε νέφη σημείων.

### **Μετατροπή και ανταλλαγή τρισδιάστατων μοντέλων**

Το MeshLab μπορεί να εισάγει και να εξάγει μια σειρά από διαφορετικές μορφές τρισδιάστατων δεδομένων και σε διαδικτυακές υπηρεσίες όπως το SketchFab. Μ' αυτόν τον τρόπο είναι δυνατό για τον χρήστη να ανταλλάσσει δεδομένα με άλλα εργαλεία (συμπεριλαμβανομένων των εργαλείων Blender, Photoscan, VisualSfM, Cloud Compare, Autodesk), που εργάζονται στο πλαίσιο σύνθετων 3D αγωγών επεξεργασίας σε διάφορα περιβάλλοντα και εφαρμογές. Οι λειτουργίες σεναρίων κάνουν αυτόν τον τύπο χρήσης ακόμα πιο εύκολο και χωρίς επίβλεψη.

### **Επίπεδα Raster: Ενοποίηση με εικόνες**

Τα επίπεδα Raster έχουν εισαχθεί στο MeshLab για να επιτρέψουν την υπέρβαση του τυπικού τρισδιάστατου μοντέλου. Οι χρήστες του MeshLab μπορούν επίσης να εισάγουν σ' ένα πρόγραμμα εικόνες και άλλες 2D οντότητες. Αυτά τα επίπεδα Raster μπορούν να χρησιμοποιηθούν όχι μόνο για την προβολή χρωματικών πληροφοριών στο τρισδιάστατο

μοντέλο, αλλά και για τη δημιουργία ιδιόμορφων οπτικών γωνιών ή για την αποθήκευση μιας ολόκληρης διαδικασίας απόκτησης 3d-από-εικόνα, συμπεριλαμβάνοντας επίσης τις εικόνες που χρησιμοποιούνται για τη δημιουργία των τελικών αποτελεσμάτων.

## 12.5 SCIRun

Το SCIRun είναι ένα περιβάλλον επίλυσης προβλημάτων (PSE), για μοντελοποίηση, προσομοίωση και οπτικοποίηση επιστημονικών προβλημάτων. Το SCIRun περιλαμβάνει τα βιοϊατρικά συστατικά που κυκλοφόρησαν ως BioPSE, καθώς και BioMesh3D.

### 12.5.1 Χαρακτηριστικά

Συγκεκριμένα, το SCIRun είναι ένα περιβάλλον επίλυσης προβλημάτων ή "υπολογιστικός πάγκος εργασίας" στον οποίο:

- ένας χρήστης επιλέγει ενότητες λογισμικού που μπορούν να συνδεθούν σε ένα οπτικό περιβάλλον προγραμματισμού για να δημιουργήσουν μια ροή εργασίας υψηλού επιπέδου για πειραματισμό,
- κάθε ενότητα εκθέτει όλες τις διαθέσιμες παραμέτρους που είναι απαραίτητες ώστε οι επιστήμονες να προσαρμόσουν το αποτέλεσμα της προσομοίωσης ή της οπτικοποίησής τους,
- τα δίκτυα στο SCIRun είναι αρκετά ευέλικτα ώστε να επιτρέπουν την αντιγραφή δικτύων και τη δημιουργία νέων λειτουργικών μονάδων.

### 12.5.2 Εφαρμογές

Το λογισμικό SCIRun έχει βρει ιδιαίτερη χρήση στην έρευνα βιοηλεκτρικού πεδίου. Τα ερευνητικά θέματα περιλαμβάνουν την καρδιακή ηλεκτρομηχανική προσομοίωση, τους πρόσθιους και αντίστροφους υπολογισμούς ΗΚΓ και ΗΕΓ, τη μοντελοποίηση βαθιάς εγκεφαλικής διέγερσης, τον υπολογισμό ηλεκτρομυογραφίας και τον προσδιορισμό της ηλεκτρικής αγωγιμότητας του ανισότροπου καρδιακού ιστού. Επίσης, οι χρήστες έχουν κάνει χρήση του SCIRun για την οπτικοποίηση βραχυθεραπείας όγκων του μαστού, τη χειρουργική επέμβαση με τη βοήθεια υπολογιστή, διδασκαλία, και μια σειρά από μη βιοϊατρικές εφαρμογές. Τέλος, το SCIRun διαθέτει [τεκμηρίωση](#) για χρήστες και προγραμματιστές.

## 12.6 Blender

Το Blender είναι η δωρεάν και ανοιχτού κώδικα τρισδιάστατη σουίτα δημιουργίας. **Το Blender υποστηρίζει** το σύνολο της τρισδιάστατης ακολουθίας:

- μοντελοποίηση,
- εξάρτιση,
- κινούμενα σχέδια,
- προσομοίωση,
- απόδοση,
- σύνθεση και παρακολούθηση κίνησης,
- επεξεργασία βίντεο και δημιουργία παιχνιδιών.

### 12.6.1 Λειτουργία

Το API του Blender χρησιμοποιείται για σενάρια Python οδηγώντας σε καινούργιες προσαρμογές της εφαρμογής και εξειδικευμένα εργαλεία, τα οποία συχνά αυτά περιλαμβάνονται στις μελλοντικές εκδόσεις του Blender. Το Blender διαθέτει ενοποιημένη ακολουθία λειτουργιών και ανταποκρινόμενη διαδικασία ανάπτυξης.

Το Blender είναι διασταυρούμενη πλατφόρμα και λειτουργεί εξίσου καλά σε υπολογιστές Linux, Windows και Macintosh. Η διεπαφή του χρησιμοποιεί OpenGL για να παρέχει μια συνεπή εμπειρία.

Διατίθεται υπό τη Γενική Άδεια Δημόσιας Χρήσης GNU (GPL) και το κοινό έχει τη δυνατότητα να κάνει μικρές και μεγάλες αλλαγές στη βάση του κώδικα, κάτι που οδηγεί σε νέες δυνατότητες, διορθώσεις σφαλμάτων απόκρισης και καλύτερη χρηστικότητα. Το Blender διαθέτει [τεκμηρίωση](#).

### 12.6.2 Χαρακτηριστικά

#### Μοντελοποίηση

Το Blender διαθέτει ολοκληρωμένη σειρά εργαλείων μοντελοποίησης για τη δημιουργία, τη μεταμόρφωση, τη γλυπτική και την επεξεργασία των μοντέλων.

*Τα εργαλεία μοντελοποίησης* του Blender περιλαμβάνουν:

- Συντομεύσεις πληκτρολογίου για γρήγορη ροή εργασίας
- Υποστήριξη N-Gon
- Ολίσθηση άκρης, κατάρρευση και διάλυση
- Γέμισμα πλέγματος και γέφυρας
- Σενάρια Python για προσαρμοσμένα εργαλεία και πρόσθετα

*Τροποποιητές* του Blender: Οι τροποποιητές είναι αυτόματες λειτουργίες που επηρεάζουν ένα αντικείμενο με μη καταστροφικό τρόπο. Με τους τροποποιητές, μπορούν να εκτελεστούν αυτόματα πολλά εφέ, που διαφορετικά θα ήταν πολύ κουραστικό να ενημερωθούν χειροκίνητα (όπως επιφάνειες υποδιαίρεσης), και χωρίς να επηρεαστεί η γεωμετρία βάσης του αντικειμένου.

*Ξετύλιγμα UV* του Blender: Ακριβώς μέσα στο Blender, μπορεί να ξετυλιχτεί εύκολα ένα πλέγμα και να χρησιμοποιηθούν υφές εικόνας ή να ζωγραφιστεί το πλέγμα απευθείας στο μοντέλο.

Το Blender επιτρέπει:

- Προβολές Fast Cube, Cylinder, Sphere και Camera
- Συμμορφικό και γωνιακό ξετύλιγμα (με ραφές άκρων και καρφίτσωμα κορυφής)
- Ζωγραφική απευθείας πάνω στο πλέγμα
- Πολλαπλές στρώσεις UV
- Εξαγωγή εικόνας διάταξης UV

#### Εξάρτιση

Το Blender προσφέρει ένα εντυπωσιακό σύνολο εργαλείων εξάρτισης, όπως:

- Φάκελο, σκελετό και αυτόματη εκδορά

- Εύκολη βαφή με βάρη
- Λειτουργία καθρέφτη
- Στρώματα οστών και χρωματιστές ομάδες για οργάνωση
- Οστά παρεμβαλλόμενα με σφήνα-B

### Κινούμενα σχέδια

Το σύνολο χαρακτηριστικών κινουμένων σχεδίων του Blender προσφέρει:

- Επεξεργαστή πόζας κινουμένων σχεδίων χαρακτήρων
- Μη γραμμικό κινούμενο σχέδιο για ανεξάρτητες κινήσεις
- Πρόσθια/αντίστροφη κινηματική για γρήγορες πόζες
- Συγχρονισμό ήχου

### Προσομοίωση

Το Blender προσφέρει εκπληκτικά αποτελέσματα προσομοίωσης, όπως για παράδειγμα ρεαλιστικές προσομοιώσεις νερού και υγρών.

### Απόδοση

Το Blender έρχεται με έναν ισχυρό αμερόληπτο κινητήρα απόδοσης που προσφέρει εκπληκτική υπερρεαλιστική απόδοση.

Οι **Κύκλοι** είναι η μηχανή απόδοσης παραγωγής που βασίζεται σε ίχνη ακτίνων του Blender:

- Μονοκατευθυντική ανίχνευση διαδρομής με δειγματοληψία πολλαπλής σημασίας
- Απόδοση CPU πολλαπλών πυρήνων με επιτάχυνση SIMD
- Απόδοση GPU με:
  - NVIDIA: CUDA, OptiX
  - AMD: HIP
  - Intel: OneAPI
  - Apple: Metal
- Υποστήριξη πολλαπλών GPU
- Ενοποιημένο πυρήνα απόδοσης για CPU και GPU

Το **ΕλεύθεροΣτυλ** είναι μια μη φωτορεαλιστική μηχανή απόδοσης (NPR) βασισμένη σε άκρες και γραμμές. Βασίζεται σε δεδομένα πλέγματος και πληροφορίες βάθους z για να σχεδιάσει γραμμές σε επιλεγμένους τύπους ακμών. Μπορούν να προστεθούν διάφορα στυλ γραμμών για την παραγωγή καλλιτεχνικών («σχεδιασμένα με το χέρι», «ζωγραφισμένα» κ.λπ.) ή τεχνικών (σκληρή γραμμή) εμφανίσεων.

Στον **Πραγματικό Χρόνο**, χάρη στον κινητήρα EEVEE, γεφυρώνεται το χάσμα μεταξύ της απόδοσης εκτός σύνδεσης και της απόδοσης σε πραγματικό χρόνο. Μπορεί να γίνει προοπτικοποίηση της σκίασης **Κύκλων** με μεγάλη ακρίβεια σε πραγματικό χρόνο, στο παράθυρο προβολής και να επιταχυνθεί σημαντικά η διαδικασία σκίασης και δημιουργία υψής.

### Σύνθεση και παρακολούθηση κίνησης

Το Blender συνοδεύεται από έναν πλήρως ενσωματωμένο συνθέτη. Αυτό επιτρέπει την μετα-παραγωγή των αποδόσεων (renders) χωρίς να φύγει κανείς από το Blender.

Ο συνθέτης συνοδεύεται από:

- Εντυπωσιακή βιβλιοθήκη κόμβων για δημιουργία κάμερας fx, ταξινόμηση χρωμάτων, βινιέτες
- Υποστήριξη επιπέδου απόδοσης
- Πλήρη σύνθεση με εικόνες και αρχεία βίντεο
- Δυνατότητα απόδοσης σε αρχεία *OpenEXR* πολλαπλών επιπέδων
- Πολλαπλά νήματα

Το Blender διαθέτει κάμερα προετοιμασίας παραγωγής και παρακολούθησης αντικειμένων, επιτρέποντας την εισαγωγή ακατέργαστου πλάνου, παρακολούθησής του, κάλυψη περιοχών και ανακατασκευή των κινήσεων της κάμερας ζωντανά στην τρισδιάστατη σκηνή. Επιπλέον, εξαλείφεται η ανάγκη εναλλαγής μεταξύ προγραμμάτων.

Η κάμερα και η παρακολούθηση αντικειμένων περιλαμβάνει:

- Αυτόματη και χειροκίνητη παρακολούθηση
- Ισχυρή ανακατασκευή κάμερας
- Προεπισκόπηση σε πραγματικό χρόνο του παρακολουθούμενου πλάνου και της τρισδιάστατης σκηνής
- Υποστήριξη για επίπεδη παρακολούθηση και επιλυτές τριπόδων

### Επεξεργασία βίντεο

Το Blender διαθέτει ενσωματωμένο πρόγραμμα επεξεργασίας ακολουθιών βίντεο που επιτρέπει την εκτέλεση βασικών ενεργειών όπως περικοπή βίντεο και μάτισμα, καθώς και πιο περίπλοκες εργασίες όπως κάλυψη βίντεο ή ταξινόμηση χρωμάτων.

Το πρόγραμμα επεξεργασίας βίντεο περιλαμβάνει:

- Ζωντανή προεπισκόπηση, κυματομορφή luma, διανυσματικό σκόπιο χρώματος και οθόνες ιστογράμματος
- Μίξη ήχου, συγχρονισμό, καθαρισμό και οπτικοποίηση κυματομορφής
- Έως 32 υποδοχές για προσθήκη βίντεο, εικόνων, ήχου, σκηνών, μασκών και εφέ
- Έλεγχο ταχύτητας, επίπεδα προσαρμογής, μεταβάσεις, βασικά καρέ, φίλτρα και πολλά άλλα.

### Σενάρια

Το Blender είναι φορτωμένο με μια τεράστια γκάμα επεκτάσεων που μπορούν να ενεργοποιηθούν ή να απενεργοποιηθούν εύκολα.

Ορισμένες υπάρχουσες επεκτάσεις περιλαμβάνουν:

- Γεννήτριες για δέντρα, έδαφος, κισσούς και σύννεφα
- Αντικείμενα κατάγματος
- Εργαλειοθήκη τρισδιάστατης εκτύπωσης
- Σταθεροποίηση συστήματος μετα-εξάρτισης
- Υποστήριξη μορφής εισαγωγής και εξαγωγής για AfterEffects, DirectX, Unreal Game Engine και πολλά άλλα.

## 12.7 3D Slicer

Το 3D Slicer είναι ένα δωρεάν λογισμικό ανοιχτού κώδικα για:

- οπτικοποίηση,

- επεξεργασία,
- τμηματοποίηση,
- καταχώριση,
- ανάλυση ιατρικών, βιοϊατρικών, και
- ανάλυση άλλων τρισδιάστατων εικόνων και πλεγμάτων, καθώς ακόμα και για:
- σχεδιασμό και
- πλοήγηση διαδικασιών καθοδηγούμενων εικόνων.

### **12.7.1 Λειτουργία**

Το **3D Slicer** είναι λογισμικό επιτραπέζιου υπολογιστή για την επίλυση προηγμένων προκλήσεων υπολογισμού εικόνας με έμφαση σε κλινικές και βιοϊατρικές εφαρμογές.

Το **3D Slicer** είναι πλατφόρμα ανάπτυξης για γρήγορη δημιουργία και ανάπτυξη προσαρμοσμένων λύσεων για ερευνητικά και εμπορικά προϊόντα, χρησιμοποιώντας δωρεάν λογισμικό ανοιχτού κώδικα.

Το **3D Slicer** είναι κοινότητα πεπειραμένων χρηστών και προγραμματιστών που συνεργάζονται για τη βελτίωση της ιατρικής πληροφορικής.

### **12.7.2 Χαρακτηριστικά**

Η ανάπτυξη του 3D Slicer συμπεριλαμβανομένων των πολυάριθμων λειτουργικών μονάδων, επεκτάσεων, συνόλων δεδομένων, αιτημάτων έλξης, ενημερώσεων κώδικα, αναφορών προβλημάτων, και προτάσεων, καθίσταται δυνατή από χρήστες, προγραμματιστές, συνεισφέροντες και εμπορικούς συνεργάτες σε όλο τον κόσμο.

#### **Πρότυπο διαλειτουργικότητας DICOM**

Το 3D Slicer υποστηρίζει:

- Εισαγωγή και εξαγωγή DICOM
- DICOMweb και κλασική δικτύωση DIMSE, καθώς και
- ένα ευρύ φάσμα αντικειμένων πληροφοριών DICOM, όπως:
  - εικόνες 2D, 3D, 4D,
  - αντικείμενα τμηματοποίησης,
  - αντικείμενα εγγραφής,
  - δομημένες αναφορές,
  - παραμετρικούς χάρτες,
  - σύνολα δομών RT,
  - σχέδια RT,
  - εικόνες RT, και
  - χάρτες δόσης RT.

#### **Τεχνητή νοημοσύνη**

Το 3D Slicer διαθέτει αυτόματη τμηματοποίηση βασισμένη σε NVidia Clara AI, εργαλεία τμηματοποίησης για δημιουργία δεδομένων εκπαίδευσης βάσει εμπειρικής (βασικής) αλήθειας, επέκταση DeepInfer για βαθιά μάθηση, ροή τανυστή (Tensorflow) και συμβατότητα MONAI.

### **Τμηματοποίηση εικόνας**

Το 3D Slicer έχει δυνατότητες για 2D/3D/4D εικόνα που υποστηρίζει εκατοντάδες τμήματα ανά εικόνα χρησιμοποιώντας το Segment Editor.

### **Χωρική εγγραφή**

Το 3D Slicer διαθέτει πολλά εργαλεία για χειροκίνητη και αυτόματη εγγραφή για εικόνες, ακολουθίες εικόνες και μοντέλα.

### **3D σημάνσεις**

Στο 3D Slicer μπορούν να οριστούν σύνολα σημείων, γραμμών, καμπυλών, γωνιών, επιπέδων, περιοχής ενδιαφέροντος και να χρησιμοποιηθούν για μετρήσεις ή ως είσοδοι σε διάφορες μονάδες λογισμικού χρησιμοποιώντας τη μονάδα Markups.

### **Υπολογισμός που βασίζεται σε σύννεφο**

Το 3D Slicer εκτελείται σε πρόγραμμα περιήγησης ιστού, κοντέινερ Docker ή πυρήνα σημειωματάριου Jupyter.

### **Επεκτάσεις**

Πάνω από 150 επεκτάσεις μπορούν να εγκατασταθούν και να χρησιμοποιηθούν με την εφαρμογή χρησιμοποιώντας το 3D Slicer App Store.

### **Σενάρια Python**

Το 3D Slicer επιτρέπει ζωντανή ενδοσκόπηση, σενάρια διεπαφής, και εγκατάσταση οποιουδήποτε πακέτου Python 3.

### **Φιλική 3D εκτύπωση**

Το 3D Slicer υποστηρίζει εξαγωγή πλέγματος με δυνατότητα 3D εκτύπωσης, και εκτύπωση voxel.

### **Υποστήριξη 4D δεδομένων**

Το 3D Slicer επιτρέπει την οπτικοποίηση χρονικής ακολουθίας και ανάλυση οποιονδήποτε τύπων δεδομένων (όγκους, μοντέλα, τμηματοποιήσεις, σημάνσεις κ.λπ.).

### **Εικονική πραγματικότητα και επαυξημένη πραγματικότητα**

Το 3D Slicer υποστηρίζει την αλληλεπίδραση με σκηνές σε συστήματα HTC, Oculus, και Windows Mixed Reality. Επιπλέον υποστηρίζει την εξαγωγή δεδομένων στο HoloLens.

### **Χειρουργικός σχεδιασμός και καθοδήγηση**

Το 3D Slicer επιτρέπει την καταγραφή δεδομένων σε πραγματικό χρόνο, ανάλυση και επανάληψη από χειρουργικά συστήματα πλοήγησης, σαρωτές υπερήχων, κάμερες και ιχνηλάτες, καθώς και σύνδεση OpenIGTLink με ιχνηλάτες, και σαρωτές.

## **12.8 SlicerMorph**

Το SlicerMorph στοχεύει στη βελτίωση της πλατφόρμας ανοιχτού κώδικα 3D Slicer με εργαλεία αιχμής προκειμένου να βοηθήσει τους βιολόγους, τους ανθρωπολόγους και τους μορφολόγους στην ανάλυση τρισδιάστατων δεδομένων από ερευνητικές μεθόδους

απεικόνισης. Ο απώτερος στόχος είναι η καλλιέργεια μιας κοινότητας συνεργασίας εντός του οικοσυστήματος του 3D Slicer για να διευκολυνθεί η απρόσκοπτη ανταλλαγή δεδομένων και η προώθηση της προόδου της ανοιχτής επιστήμης.

### 12.8.1 Λειτουργία

Το SlicerMorph, μέσα στην εφαρμογή 3D Slicer, απλοποιεί την έρευνα ψηφιακής μορφολογίας επιτρέποντας:

- την εύκολη εισαγωγή δεδομένων,
- την οπτικοποίηση,
- τη μέτρηση,
- τον σχολιασμό και
- τη γεωμετρική μορφομετρική ανάλυση σε τρισδιάστατα δεδομένα, συμπεριλαμβανομένων ογκομετρικών σαρώσεων (CT και MRs) και σαρώσεων 3D επιφάνειας.

Επιπλέον, το SlicerMorph διαθέτει [τεκμηρίωση](#).

## 12.9 Biomedisa

Το Biomedisa είναι μια δωρεάν και εύχρηστη εφαρμογή ανοιχτού κώδικα για την τμηματοποίηση μεγάλων ογκομετρικών εικόνων, π.χ. αξονικής τομογραφίας και μαγνητικής τομογραφίας, που αναπτύχθηκαν στο CTLab του Εθνικού Πανεπιστημίου της Αυστραλίας. Η ημι-αυτοματοποιημένη τμηματοποίηση της Biomedisa βασίζεται σε μια έξυπνη παρεμβολή αραιά προ-τμηματοποιημένων τμημάτων, λαμβάνοντας υπόψη τα πλήρη υποκείμενα δεδομένα εικόνας. Επιπλέον, το Biomedisa επιτρέπει τη βαθιά εκμάθηση για την πλήρως αυτοματοποιημένη τμηματοποίηση σειρών παρόμοιων δειγμάτων. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε συνδυασμό με εργαλεία τμηματοποίησης όπως τα Amira/Avizo, ImageJ/Fiji και 3D Slicer.

### 12.10 Toolbox Graph

Αυτή η εργαλειοθήκη περιέχει χρήσιμες συναρτήσεις για την αντιμετώπιση γραφημάτων και τριγωνισμού.

Η βασική αναπαράσταση ενός γραφήματος  $n$  κορυφών είναι ο πίνακας γειτνίασης  $A$  όπου  $A(i,j)=1$  εάν η κορυφή  $i$  είναι συνδεδεμένη με την κορυφή  $j$ . Ένα γράφημα έρχεται συχνά με μια γεωμετρική υλοποίηση σε  $R^d$ , που ένας πίνακας  $(d,n)$  όπου η κορυφή  $(:,i)$  είναι η θέση της κορυφής.

Ένας τριγωνισμός  $m$  όψεων και  $n$  κορυφής αντιπροσωπεύεται από:

- ένα σύνολο όψεων που είναι ένας πίνακας  $(3,m)$  όπου η όψη  $(:,i)$  είναι οι δείκτες κορυφών της  $i$  όψης.
- ένα σύνολο κορυφών που είναι ένας πίνακας  $(d,n)$ .

#### 12.10.1 Λειτουργία

Η εργαλειοθήκη περιέχει λειτουργία για την ευκολότερη αντιμετώπιση μιας δομής δεδομένων τριγωνισμού και επιτρέπει την ανάκτηση κορυφής και όψης 1-δαχτυλιδιού και εναλλαγή από τη γειτνίαση σε όψεις.

Το τμήμα γραφήματος της εργαλειοθήκης περιέχει συνάρτηση για τη δημιουργία συνθετικού γραφήματος και τον υπολογισμό της συντομότερης διαδρομής (αλγόριθμος dijkstra και isomap).

Αυτή η εργαλειοθήκη περιέχει πολλές λειτουργίες για την αντιμετώπιση της φασματικής θεωρίας του τριγωνισμού. Μπορούν να φορτωθούν τριγωνισμοί από αρχεία και στη συνέχεια να εμφανιστεί το πλέγμα που προκύπτει. Επιτρέπει τον υπολογισμό διάφορων λαπλασιανών τελεστών και τον υπολογισμό της παραμετροποίησης χρησιμοποιώντας φασματική αποσύνθεση, αρμονική χαρτογράφηση, αρμονική χαρτογράφηση ελεύθερων συνόρων και ισοχάρτη.

## 12.11 Χρήση Εργαλείων Μορφολογικής Ανάλυσης και Οπτικοποίησης στο SAFE-AORTA

Λαμβάνοντας υπόψη τα χαρακτηριστικά των αναφερθέντων εργαλειοθηκών διαπιστώνεται η υπεροχή τεσσάρων λογισμικών ανοιχτού κώδικα για προηγμένες βιοϊατρικές εφαρμογές: The Visualization ToolKit (VTK), Paraview, SCIRun, και 3D Slicer (συμπεριλαμβανομένου του SlicerMorph).

Για την επιλογή της κατάλληλης εργαλειοθήκης οπτικοποίησης ωστόσο, χρειάστηκε να ληφθεί υπόψη η υψηλή συνδεσιμότητά της με την εργαλειοθήκη μοντελοποίησης των αγγείων, την VMTK, τα χαρακτηριστικά της οποίας παρατέθηκαν επίσης παραπάνω. Έτσι, θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί μια εκ των VTK/VMTK, ή Paraview/VMTK, ή SCIRun/VMTK, ή 3D Slicer/VMTK συνδυασμών.

- Το **VMTK** (Vascular Modeling Toolkit) σε συνδυασμό με το VTK (Visualization Toolkit) αποτελεί μια ιδιαίτερα αποδοτική λύση για την ολοκληρωμένη μορφολογική ανάλυση ανευρυσμάτων κοιλιακής αορτής, προσφέροντας εξειδικευμένη λειτουργικότητα που δεν διατίθεται σε γενικότερα εργαλεία όπως το MeshLab ή το 3D Slicer. Η αυτόματη εξαγωγή κεντρικών γραμμών μέσω του διαγράμματος Voronoi και ο υπολογισμός μέγιστης εγγεγραμμένης ακτίνας σφαίρας επιτρέπουν τον ακριβή προσδιορισμό γεωμετρικών παραμέτρων όπως οι διάμετροι αυλού και ανευρύσματος, οι γωνίες διακλάδωσης, και η καμπυλότητα κεντρικής γραμμής, χωρίς τη χειροκίνητη παρέμβαση που απαιτείται σε λογισμικά όπως το Blender ή το SCIRun. Το πλαίσιο Frenet που υλοποιεί το VMTK για τον υπολογισμό εφαπτομένων, κανονικών και δικανονικών διανυσμάτων καθιστά δυνατή την ποσοτικοποίηση της τοπικής γεωμετρίας με τρόπο που είναι άμεσα συμβατός με υπολογιστική ρευστοδυναμική (CFD), ενώ η ενσωμάτωση με το VTK διασφαλίζει την αποδοτική επεξεργασία μεγάλων τρισδιάστατων μοντέλων μέσω παράλληλης επεξεργασίας (MPI, vtkSMP) και υποστήριξης GPU, χαρακτηριστικά που υπερτερούν σημαντικά έναντι του MeshLab.

Συγκριτικά με άλλα εργαλεία ανοιχτού κώδικα, το VMTK/VTK συνδυάζει την εξειδίκευση στην αγγειακή γεωμετρία με την επεκτασιμότητα μέσω σεναρίων Python (σε αντίθεση με το Biomedisa που εστιάζει στην τμηματοποίηση), την άμεση διαλειτουργικότητα με αγωγούς επεξεργασίας CFD (σε αντίθεση με το 3D Slicer που προσανατολίζεται κυρίως στην κλινική απεικόνιση), και τη δυνατότητα αυτοματοποιημένης δημιουργίας οριακών στρωμάτων πρισματικών στοιχείων για πλέγματα όγκου, χαρακτηριστικό απαραίτητο για ακριβείς προσομοιώσεις ροής που

δεν υποστηρίζεται σε γενικότερα εργαλεία όπως το SlicerMorph. Επιπλέον, η ενσωματωμένη μέθοδος επίπεδο-σύνολο (level-set) με γρήγορη πορεία (fast marching) και ο αυτόματος αποκλεισμός πλευρικών κλάδων κατά την κατάτμηση καθιστούν το VMTK ιδανικό για την ανάλυση πολύπλοκων αγγειακών δικτύων χωρίς τις χειροκίνητες προσαρμογές που απαιτούνται σε λογισμικά όπως το Amira/Avizo ή το ImageJ/Fiji.

- Σε σύγκριση με άλλα εργαλεία, το **ParaView** υπερτερεί στην επεξεργασία μεγάλων συνόλων δεδομένων μέσω παράλληλης επεξεργασίας και υποστήριξης υπερυπολογιστών (Summit, Frontier, Cori), δυνατότητα που δεν διαθέτουν τα MeshLab, Blender ή 3D Slicer. Η ενσωματωμένη μηχανή οπτικοποίησης με διαδραστικές προβολές και δυνατότητες κινουμένων σχεδίων επιτρέπει τη δημιουργία επιστημονικών παρουσιάσεων και την εξαγωγή σε μορφές VRML/X3D/WebGL (σε αντίθεση με το Biomedisa που είναι αποκλειστικά εργαλείο τμηματοποίησης), ενώ η κοινότητα χρηστών στο πεδίο της υπολογιστικής ρευστομηχανικής διασφαλίζει άμεση διαλειτουργικότητα με αγωγού επεξεργασίας CFD και τη δυνατότητα συσχέτισης μορφολογικών παραμέτρων (όπως οι αναλογίες επιφανειών των στρωμάτων του ενδοαυλικού θρόμβου) με αιμοδυναμικούς δείκτες (WSS, OSI) που προκύπτουν από προσομοιώσεις. Η δυνατότητα υπολογισμού επιφανειακών ολοκληρωμάτων (surface integration) μέσω του ParaView παρέχει ακριβείς μετρήσεις επιφανειών στρωμάτων που απαιτούνται για τη μελέτη των αναλογιών του στρώματος του αυλού προς το μεσαίο/τοιχωματικό στρώμα, ενώ η ενσωμάτωση με σενάρια Python (σε αντίθεση με το GUI-κεντρικό MeshLab) καθιστά δυνατή την αυτοματοποίηση της ανάλυσης πολλαπλών ασθενών. Η ευελιξία του προγραμματιζόμενου φίλτρου και η δυνατότητα δημιουργίας προσαρμοσμένων C++ plugins ανοίγουν το δρόμο για την ανάπτυξη εξειδικευμένων μεθόδων ανάλυσης ενδοαυλικού θρόμβου που δεν είναι εφικτές σε κλειστά εμπορικά συστήματα ή σε λιγότερο επεκτάσιμα ανοιχτού κώδικα λογισμικά όπως το Toolbox Graph ή το SlicerMorph.

Η συλλογή βιβλιοθηκών VTK/VMTK έχει χρησιμοποιηθεί με επιτυχία για την εξαγωγή γεωμετρίας αγγείων από εικόνες αξονικής τομογραφίας<sup>13</sup>, ενώ δεν μπόρεσαν να αντληθούν στοιχεία για την επιτυχία της συλλογής βιβλιοθηκών 3D Slicer/VMTK<sup>14</sup>.

Σύμφωνα με τα παραπάνω, ο συνδυασμός των βιβλιοθηκών VTK/VMTK κρίθηκε ως επικρατέστερος για τη μορφολογική ανάλυση ΑΚΑ βάσει των χαρακτηριστικών του και των πλεονεκτημάτων του έναντι των άλλων εργαλείων, που φάνηκε να ταιριάζουν για εφαρμογή στο SAFE-AORTA, όπως είχε επίσης περιγραφεί και στο τεχνικό δελτίο του έργου.

Το VTK/VMTK δοκιμάστηκε στα αρχικά στάδια του έργου και τελικά χρησιμοποιήθηκε για την υλοποίηση της μορφολογικής ανάλυσης ΑΚΑ και κατ' επέκταση στην ανάπτυξη του Εργαλείου μορφολογικής ανάλυσης ΑΚΑ.

Παράλληλα, βάσει των χαρακτηριστικών του δοκιμάστηκε και το εργαλείο ανάλυσης και οπτικοποίησης Paraview, το οποίο χρησιμοποιήθηκε στη συνέχεια για τη μορφολογική ανάλυση των επιφανειών των επιμέρους στρωμάτων του ΙLT.

Συνοπτικά, το VTK και το ParaView είναι και οι δύο βιβλιοθήκες λογισμικού ανοικτού κώδικα για οπτικοποίηση και ανάλυση επιστημονικών δεδομένων, και αναπτύσσονται από την Kitware Inc. Το VTK είναι μια ισχυρή και ευέλικτη βιβλιοθήκη οπτικοποίησης που μπορεί να

<sup>13</sup><https://compmech.unipv.it/research-activities/biomechanics/medical-image-processing/vtk-vmtk-vessel-geometry-extraction/>. Accessed on 29 January 2024.

<sup>14</sup><https://www.nitrc.org/projects/slicervmtklvlst/adler32>. Accessed on 29 January 2024.

χρησιμοποιηθεί για τη δημιουργία ενός ευρέος φάσματος οπτικοποιήσεων, ενώ το ParaView είναι μια φιλική προς το χρήστη εφαρμογή χτισμένη πάνω στο VTK που παρέχει μια βολική και εύχρηστη διεπαφή για οπτικοποίηση και ανάλυση δεδομένων. Στον Πίνακα 6 αποτυπώνονται οι βασικές διαφορές μεταξύ των δύο βιβλιοθηκών λογισμικού.

Πίνακας 6 - Διαφορές μεταξύ των βιβλιοθηκών Λογισμικού VTK και ParaView

Visualization Toolkit (VTK)	ParaView
<p><i>Το VTK είναι μια αντικειμενοστραφής βιβλιοθήκη οπτικοποίησης γενικής χρήσης που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για επεξεργασία και οπτικοποίηση μιας μεγάλης ποικιλίας τύπων δεδομένων, συμπεριλαμβανομένων δομημένων και μη δομημένων πλεγμάτων, πολυγωνικών και επιφανειακών δικτυωμάτων (πλεγμάτων), καθώς και δεδομένων όγκου, παρέχοντας εξελιγμένες λειτουργίες όπως διαμόρφωση περιγράμματος, κοπή, τριγωνοποίηση και εξομάλυνση πλέγματος.</i></p> <p><i>Το VTK παρέχει ένα ευρύ φάσμα αλγορίθμων και δομών δεδομένων για οπτικοποίηση και χειρισμό δεδομένων, όπως φιλτράρισμα δεδομένων, παρεμβολή δεδομένων και κινούμενα σχέδια δεδομένων. Το VTK έχει σχεδιαστεί για να είναι εξαιρετικά αρθρωτό και επεκτάσιμο, καθιστώντας το μια δημοφιλή επιλογή για ένα ευρύ φάσμα επιστημονικών και μηχανικών εφαρμογών.</i></p> <p><i>Η βιβλιοθήκη είναι γραμμένη σε C++, αλλά υπάρχουν διαθέσιμες συνδέσεις για κάποιες άλλες γλώσσες, ειδικά για τις γλώσσες δέσμης ενεργειών Tcl και Python. Η γραφική έξοδος επιταχύνεται μέσω υλικού χρησιμοποιώντας τη βιβλιοθήκη OpenGL.</i></p>	<p><i>Το ParaView είναι χτισμένο πάνω στο VTK και παρέχει μια πιο φιλική προς το χρήστη διεπαφή για οπτικοποίηση και ανάλυση δεδομένων. Επομένως, τα δεδομένα μπορούν να υποβληθούν σε επεξεργασία χωρίς εγγραφή κώδικα.</i></p> <p><i>Είναι μια εφαρμογή ανάλυσης και οπτικοποίησης δεδομένων που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την οπτικοποίηση μεγάλων συνόλων δεδομένων σε ένα παράλληλο και κατανεμημένο περιβάλλον.</i></p> <p><i>Το ParaView παρέχει μια γραφική διεπαφή χρήστη (GUI) για εργασία με δεδομένα και αλγόριθμους VTK, η οποία επιτρέπει στους χρήστες να εξερευνούν και να αναλύουν γρήγορα και εύκολα τα δεδομένα τους.</i></p> <p><i>Επιπλέον, το ParaView υποστηρίζει ένα ευρύ φάσμα μορφών αρχείων δεδομένων, μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε περιβάλλον συνεργασίας και διαθέτει δυνατότητες δέσμης ενεργειών python.</i></p> <p><i>Εφόσον το Paraview εφαρμόζει μια αρχιτεκτονική πελάτη-διακομιστή γύρω από τις μονάδες του VTK, δεν υποστηρίζονται όλες οι λειτουργίες του VTK.</i></p>

### 13. Παράρτημα Β: Δημογραφικά και Κλινικά Στοιχεία Ασθενών με ΑΚΑ και ΑΚΑ - Ενδοαυλικό Θρόμβο

ΣΥΝΟΛΟ ΣΕΙΡΑΣ	ΑΣΘΕΝΕΙΣ Νο	ΗΛΙΚΙΑ	ΦΥΛΟ	ΚΑΠΝΙΣΜΑ	ΠΑΚΕΤΑ-ΕΤΗ	ΥΨΟΣ	ΒΑΡΟΣ	ΑΙΜΑΤΟΚΡΙΤΗΣ	ΥΠΕΡΤΑΣΗ	ΔΙΑΒΗΤΗΣ	ΔΥΣΛΙΠΙΔΑΙΜΙΑ	ΣΝ	ΧΑΠ	ΣΤΑΤΙΝΕΣ	ΑΝΤΙ-ΑΙΜΟΠΕΤΑΛΙΑΚΑ	ΑΝΤΙ-ΥΠΕΡΤΑΣΙΚΑ	ΑΝΤΙ-ΔΙΑΒΗΤΙΚΑ
1	1	81	M	1				46.1	1	0	0	0	0				
1	2	89	M	1				37.4	1	1	1	1	0				
1	3	72	M					41.8									
1	4	63	M	0	0			45.2	1	0	1	0	0				
1	5	57	M	0	0			44.5	1	0	1	1	0				
1	6	70	M	1				43.5	1	0	1	1	0				
1	7	75	M	1				42.7	1	0	1	1	1				
1	8	81	M	0	0			41.4	1	0	1	0	0				
1	9	76	M	1				48.9	1	0	0	0	0				
1	10	65	M	0	0			41.9	1	0	0	0	0				
1	11	69	F	1				40.5	1	0	1	0	0				
1	12	66	M	0	0			49.7	0	0	1	0	0				
1	13	62	M	1				51.7	1	0	1	0	0				
3	14	70	M	1	40				1	0	1	0	0	1	0	1	0
3	14	65	M	1	40			41	1	0	0	1	0	0	1	1	0
3	15	72	M	1	60	182	105	43.9	1	1	0	0	1	0	1	1	1
3	16	61	M	1	45	170	90	45.6	0	0	1	0	0	1	1	1	0
3	17	75	M	1	50	176	73	39	1	0	1	0	0	1	0	1	0
3	18	72	M														
3	19	70	M	1	50			45	1	0	1	1	1	1	1	1	0
4	20	69	M	1	125	182	87		1	0	1	0	0				
4	21	74	M	1	45	167	90	44	1	1	1	1	0	1	1	1	1
4	22	80	M	1	60	170	80	45.8									
4	23	67	M	1	46			44.5	1	0	0	0	0	0	0	1	0
4	24	82	M	1	100			40.5	1	0	1	0	1	0	1	1	0
4	25	69	M	1	35	176	81	46	1	1	1	0	1	1	0	1	1
4	26	77	M	1	65	170	60	46.5	1	0	1	0	1	1	1	1	0
4	27	69	M	1	120	175	70	47.7	1	0	1	0	0	1	1	1	0
1	28	67	M	1				42.4	1	1	1	1	0				
3	29																
1	30	66	M	1				39.9	1	0	0	0	0				
1	31	57	M	0	0			42.5	1	0	1	1	0				
	32																
1	33	78	M	0	0			44.7	0	0	0	1	0				
	34																
4	35	79	M	1	20	165	59		1	1	1	1	0				
4	36	74	F	1	40	160	50	36.1	1	0	1	0	0	1	0	1	0
4	37	75	M	1	55	180	94	35.6	1	0	1	1	0	1	0	1	0
4	38	62	M	1	40	172	78	50.3	0	0	1	0	1	1	1	0	0

## Όροι και Συντομογραφίες Παραρτήματος Β1:

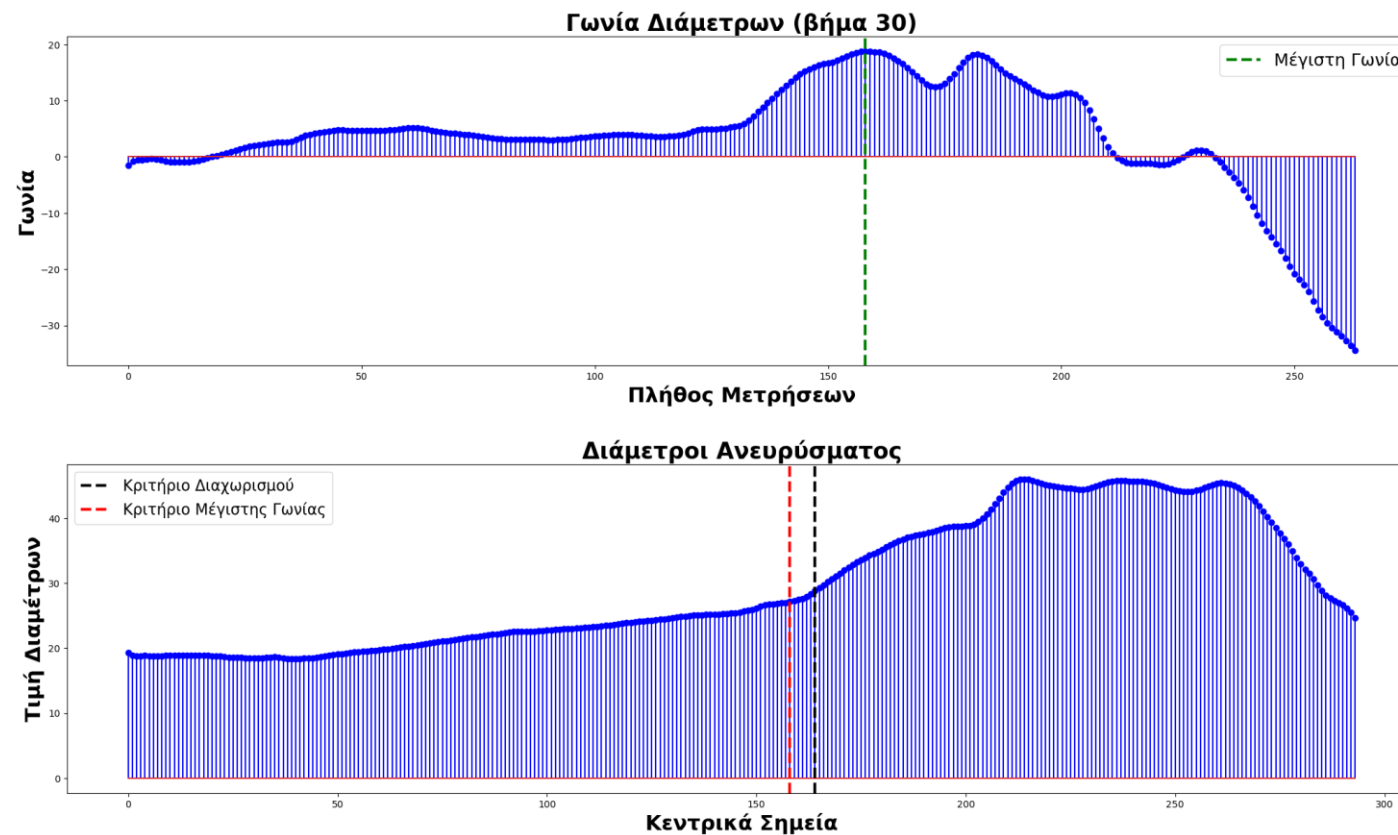
	29 ασθενείς που συμπεριλήφθηκαν στη μελέτη MA AKA
	Εννέα ασθενείς που δεν συμπεριλήφθηκαν στη μελέτη MA AKA
	Ίδιος ασθενής, Λήφθηκε υπόψη η τονισμένη γραμμή των τιμών (περισσότερες τιμές)
	Χωρίς Ιατρικά Δεδομένα
	Χωρίς Ιατρικά Δεδομένα + Χωρίς Ενδοαυλικό Θρόμβο
	Χωρίς Ενδοαυλικό Θρόμβο
	32 ασθενείς που συμπεριλήφθηκαν στη μελέτη MA ILT

- Σύνολο Σειράς = Batch
- Ασθενείς No = Patients ID
- Ηλικία = Age
- Φύλο = Sex
- Κάπνισμα = Smoking
- Πακέτα-Ετη = Pack Years
- Ύψος = Height
- Βάρος = Weight
- Αιματοκρίτης = Hematocrit
- Υπέρταση = Hypertension
- Διαβήτης = Diabetes
- Δυσλιπιδαιμία = Dyslipidemia
- ΣΝ = Στεφανιαία Νόσος (Coronary artery disease - CAD)
- ΧΑΠ = Χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια (Chronic obstructive pulmonary disease - COPD)
- Στατίνες = Statins
- Αντιαμοπεταλιακά = Antiplatelets
- Αντιπηκτικά = Anticoagulants
- Αντιυπερτασικά = Antihypertensives
- Αντιδιαβητικά = Antidiabetics
- MA = Μορφολογική Ανάλυση
- ILT = Ενδοαυλικός Θρόμβος (Intraluminal Thrombus)

## 14. Παράρτημα Γ: Σύγκριση Κριτηρίων Διαχωρισμού Αορτικού Αυχένα - ΑΚΑ

Σε αυτό το παράρτημα γίνεται η σύγκριση του επιλεγμένου κριτηρίου διαχωρισμού με εναλλακτικό κριτήριο μέγιστης γωνίας, το οποίο ορίζεται ως εξής: υπολογίζονται οι γωνίες από τις τιμές των διαμέτρων με βήμα 30, δηλαδή ανά 30 τιμές διαμέτρων υπολογίζετε η γωνία μεταξύ της πρώτης και της τελευταία τιμής. Από αυτές τις τιμές, η θέση της μέγιστη είναι η θέση που διαχωρίζεται ο αυχέννας με το ανεύρυσμα. Παρατίθενται δύο χαρακτηριστικά παραδείγματα:

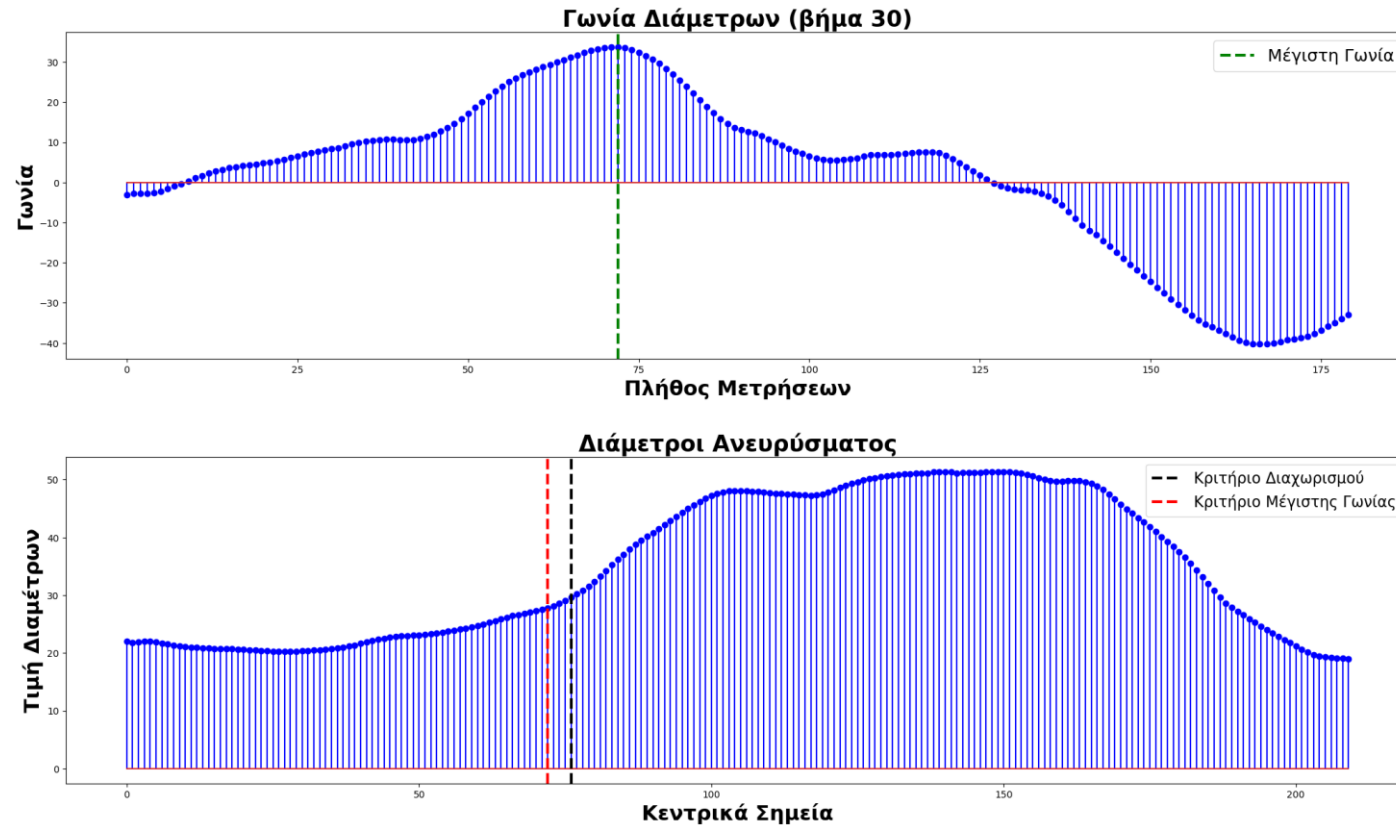
### T1 - P2



- **Πάνω Διάγραμμα:** απεικονίζονται οι γωνίες από τις τιμές των διαμέτρων με βήμα 30, με πράσινη διακεκομμένη γραμμή είναι το σημείο της μέγιστης γωνίας.

- **Κάτω Διάγραμμα:** απεικονίζονται οι τιμές των διαμέτρων, η θέση διαχωρισμού του επιλεγμένου κριτηρίου υποδεικνύεται με μαύρη διακεκομμένη γραμμή, ενώ η θέση διαχωρισμού του κριτηρίου μέγιστης γωνίας με κόκκινη διακεκομμένη γραμμή.

## T1 – P5



### Κριτήριο γωνίας

- 1 Το συγκεκριμένο κριτήριο δεν αποτελεί ιατρικό κριτήριο, αλλά μια πειραματική και υπολογιστική προσέγγιση.
- 2 Παρότι σε ορισμένες περιπτώσεις παρατηρήθηκε σύγκλιση με το επιλεγμένο κριτήριο διαχωρισμού, σε άλλες καταγράφηκαν σημαντικές αποκλίσεις, γεγονός που, σε συνδυασμό με την έλλειψη επαρκούς κλινικής τεκμηρίωσης, οδήγησε στην απόρριψή του.

Σύστημα Υποστήριξης Κλινικών Αποφάσεων  
για τη Νόσο των Ανευρυσμάτων Κοιλιακής Αορτής  
Βασισμένο σε Μοντέλα Τεχνητής Νοημοσύνης

