



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ  
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΤΟΜΕΑΣ ΡΕΥΣΤΩΝ  
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΒΙΟΡΕΥΣΤΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΚΑΙ  
ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**Προσδιορισμός ταχύτητας διάδοσης κύματος  
παλμού αίματος πριν και μετά από ενδαγγειακή  
αποκατάσταση ασθενών με υπονεφρικό  
ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής**

---

Δήμητρα ΑΣΠΡΟΜΑΛΛΗ

Επιβλέπων: Χρήστος Μανόπουλος , Επίκουρος Καθηγητής

Αθήνα, Οκτώβριος 2021





ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ  
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΤΟΜΕΑΣ ΡΕΥΣΤΩΝ  
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΒΙΟΡΕΥΣΤΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΚΑΙ  
ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Προσδιορισμός ταχύτητας διάδοσης κύματος παλμού αίματος πριν και  
μετά από ενδαγγειακή αποκατάσταση ασθενών με υπονεφρικό  
ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής

**Infrarenal blood pulse wave velocity assessment of patients before  
and after abdominal aortic aneurysm endovascular repair**

---

Δήμητρα ΑΣΠΡΟΜΑΛΛΗ

Εγκρίθηκε από τριμελή εξεταστική επιτροπή την.....

.....  
Μανόπουλος Χρήστος  
Επίκουρος Καθηγητής

.....  
Μαθιουλάκης Δημήτριος  
Καθηγητής

.....  
Αλεξόπουλος Λεωνίδας  
Αναπληρωτής Καθηγητής

Αθήνα, Οκτώβριος 2021

Υπεύθυνη δήλωση για λογοκλοπή και για κλοπή πνευματικής ιδιοκτησίας:

**Έχω διαβάσει και κατανοήσει τους κανόνες για τη λογοκλοπή και τον τρόπο σωστής αναφοράς των πηγών που περιέχονται στον οδηγό συγγραφής Διπλωματικών Εργασιών. Δηλώνω ότι, από όσα γνωρίζω, το περιεχόμενο της παρούσας Διπλωματικής Εργασίας είναι προϊόν δικής μου εργασίας και υπάρχουν αναφορές σε όλες τις πηγές που χρησιμοποίησα.  
Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτή τη Διπλωματική εργασία είναι του συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις της Σχολής Μηχανολόγων Μηχανικών ή του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.**

**Ασπρομάλλη Δήμητρα**





## ΠΡΟΛΟΓΟΣ - ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η πενταετής φοίτηση μου στην σχολή Μηχανολόγων Μηχανικών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου μου χάρισε σπουδαίες στιγμές, γνώσεις και εξέλιξη. Οι εμπειρίες που απέκτησα και οι άνθρωποι με τους οποίους συναναστράφηκα στον χώρο του Πολυτεχνείου, θα είναι ανεξίτηλα γραμμένα στην μνήμη μου.

Είμαι ευγνώμων που αποφοιτώ από το Πολυτεχνείο και αισθάνομαι πλήρως εξοπλισμένη να κάνω τα επόμενα βήματα έχοντας ως παρακαταθήκη την φοιτητική μου πορεία. Όλα αυτά χρόνια, οι γονείς, τα αδέρφια και καλοί φίλοι ήταν δίπλα μου, με στήριζαν, με ενθάρρυναν και πίστεψαν σε μένα. Σε όλους αυτούς οφείλω ένα μεγάλο ευχαριστώ από καρδιάς και μια υπόσχεση ανταπόδοσης οποτεδήποτε με χρειαστούν.

Εκτίμηση και ένα μεγάλο ευχαριστώ οφείλω επίσης και στον Επίκουρο Καθηγητή και επιβλέποντα αυτής της εργασίας, κύριο Χρήστο Μανόπουλο, που από την πρώτη στιγμή ήταν διαθέσιμος και πάντα πρόθυμος να με βοηθήσει σε οτιδήποτε τον χρειαζόμουν. Ευχαριστώ για την διάθεση, τον χρόνο, την προσπάθεια και την γνώση που μου προσέφερε. Επίσης, ευχαριστώ την ιατρική ομάδα των αγγειοχειρουργών της Αγγειοχειρουργικής Κλινικής του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου «Αττικόν» για τη συλλογή των ιατρικών δεδομένων που πραγματοποιήθηκαν κατά τη διάρκεια χειρουργείων αποκτάστασης ασθενών με ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής που έλαβαν χώρα από τον Σεπτέμβριο του 2013 έως και τον Μάρτιο του 2015.

Τμήμα της παρούσας εργασίας επιλέχθηκε και παρουσιάστηκε στο 9<sup>ο</sup> Πανελλήνιο Συνέδριο Βιοϊατρικής Τεχνολογίας το οποίο διοργάνωσε η Ελληνική Εταιρεία Βιοϊατρικής Τεχνολογίας (ΕΛΕΒΙΤ) και έλαβε χώρα στο Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης (9 – 11 Σεπτεμβρίου 2021). Η αποδοχή της εργασίας στο συγκεκριμένο συνέδριο έγινε σε μορφή extended abstract με σύστημα κριτών.



## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η αορτή, το μεγαλύτερο αγγείο του ανθρώπινου σώματος, είναι υπεύθυνη για την σωστή αιμάτωση ολόκληρου του οργανισμού μέσω πληθώρας αγγείων που εκφύονται στα τοιχώματα της. Συγκεκριμένα, το τμήμα της κοιλιακής αορτής εντοπίζεται κάτω από το διάφραγμα που καταλήγει στις δύο λαγόνιες αρτηρίες. Είναι γνωστό πως η λέπτυνση των τοιχωμάτων τέτοιων αγγείων σε συνδυασμό με την επίδραση των ενδοαυλικών πιέσεων, οδηγεί στην απώλεια των μηχανικών τους ιδιοτήτων και την ταυτόχρονη διόγκωση του αγγείου. Αυτή η ανωμαλία ονομάζεται ανεύρυσμα, με ειδικότερο το ανεύρυσμα στην περιοχή της κοιλιακής αορτής (ΑΚΑ) να αποτελεί μία από τις σοβαρότερες παθήσεις για το καρδιαγγειακό σύστημα του ανθρώπινου σώματος λόγω της μεγάλης πιθανότητας ρήξης που οδηγεί σε εσωτερική αιμορραγία με αποτέλεσμα της καταπληξία ή και τον θάνατο του ασθενούς.

Το ΑΚΑ δεν υποχωρεί μόνο του, συνεπώς για κρίσιμα περιστατικά απαιτείται οριστική χειρουργική επέμβαση. Χειρουργική αποκατάσταση συμβαίνει σε ανεύρυσμα είτε με διάμετρο μεγαλύτερη των 5 εκατοστών, είτε διαρκώς αυξανόμενης διαμέτρου ή ανεύρυσμα που προκαλεί σοβαρά συμπτώματα (έντονο πόνο και αδυναμία, ζάλη, έλκη κλπ.). Δύο είναι οι βασικές μέθοδοι θεραπείας, η ανοικτή και η ενδαγγειακή αποκατάσταση ΑΚΑ.

Η αιμοδυναμική μελέτη της περιοχής του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής είναι ιδιαίτερα χρήσιμη και μπορεί να γίνει με επεμβατικές και μη μεθόδους. Πραγματικές μετρήσεις που αφορούν στη ροή του αίματος – τάση ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG), ενδοαυλική πίεση και ταχύτητα ροής αίματος –, αποτελούν για την συγκεκριμένη εργασία, τα δεδομένα προς επεξεργασία με στόχο τον υπολογισμό και την σύγκριση της αριθμητικής τιμής της ταχύτητας διάδοσης κύματος στην αορτή για ασθενείς που πάσχουν από ΑΚΑ πριν και μετά την χειρουργική ενδαγγειακή αποκατάσταση του. Τέσσερις διαφορετικές μέθοδοι χρησιμοποιήθηκαν για τον υπολογισμό αυτών των τιμών σε 23 ασθενείς. Αρχικά έγινε ο θεωρητικός υπολογισμός με βάση γνωστή σχέση που εκφράζει την ταχύτητα διάδοσης κύματος. Έπειτα, εφαρμόστηκε ως βασική μέθοδος της εργασίας η μέθοδος PV-loop, βασισμένη στις καμπύλες πίεσης – ταχύτητας ροής αίματος για κάθε ασθενή. Τέλος, με τις μεθόδους Foot-to-Foot και Cross Correlation βασισμένες στις καμπύλες πίεσης συναρτήσε του χρόνου συμπληρώθηκαν τα αποτελέσματα της προηγούμενης μεθόδου και ενισχύθηκε η τάση αυτών.

Από τη μελέτη αυτή προκύπτουν συμπεράσματα για την σημασία της τιμής που λαμβάνει η ταχύτητα διάδοσης κύματος στην κοιλιακή αορτή καθώς αποτελεί δείκτη ορισμένων χαρακτηριστικών του αγγείου. Τα συμπεράσματα αυτά ενισχύουν τα αποτελέσματα άλλων βιβλιογραφικών ερευνών, προσθέτουν πληροφορίες και αποτελούν την βάση για περαιτέρω μελέτη και πιθανή βελτίωση των μέχρι τώρα μεθόδων αποκατάστασης ανευρύσματος κοιλιακής αορτής.

## ABSTRACT

The aorta, the largest vessel of the human body, is responsible for the proper blood perfusion of the entire body through a plurality of vessels that are extracted on its walls. In particular, abdominal aorta is located below the diaphragm and ends up in the two iliac arteries. It is known that the thinning of the walls of such a vessel, in combination with the effect of pressure, leads to the deterioration of its mechanical properties and the simultaneous swelling of the vessel. The latter anomaly is called abdominal aortic aneurysm (AAA) which is one of the most serious diseases of the human cardiovascular system due to the high probability of rupture, leading to internal bleeding, shocking or even death of the patient.

Since AAA does not subsequently recede, definitive surgery is required for critical incidents. Surgical restoration is applied in an aneurysm with a diameter greater than 5 centimeters, or when constantly increasing or when serious symptoms appear (intense pain and weakness, dizziness, ulcers, etc.). Two are the basic AAA treatment techniques: open and endovascular AAA's rehabilitation. The hemodynamic results of the latter technique are examined in the present work. Four different methods were used to calculate the values of PWV in 23 patients. First of all, a theoretical calculation was originally done, based on a known relationship of the pulse wave velocity. Moreover, as a basic method of the present study, the so called PV-loop method was applied based on the measured pressure-blood flow velocity curves for each patient. Finally, using the Foot-to-Foot and Cross Correlation methods, on the blood pressure waveforms, the results are completed and their trend is strengthened.

The hemodynamic study of the abdominal aortic aneurysm region is particularly useful in the AAA treatment and can be implemented by invasive or non-invasive surgical techniques. The data of this study is related to blood flow measurements (ECG, pressure and velocity of blood flow) of patients based on which the artery pulse wave velocity of the aorta is calculated before and after the surgical endovascular repair, showing the influence of the surgical intervention.

Based on the present study, conclusions arise exhibiting the importance of the artery pulse wave velocity of the abdominal aorta, in characterizing its elastic properties. Moreover, the conclusions reinforce the relevant results of the existing literature and add useful information for possible improvement of the applied abdominal aortic recovery methods.

## ΛΙΣΤΑ ΜΕ ΣΥΝΤΟΜΕΥΣΕΙΣ

ΑΚΑ: Ανεύρυσμα Κοιλιακής Αορτής

ΗΚΓ: Ηλεκτροκαρδιογράφημα

EVAR: Endovascular Repair

PWV: Pulse Wave Velocity

ECG: Electrocardiography

## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

### ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

### ΠΕΡΙΛΗΨΗ

### ABSTRACT

### ΛΙΣΤΑ ΜΕ ΣΥΝΤΟΜΕΥΣΕΙΣ

### ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

<b>1</b>	<b>ΕΙΣΑΓΩΓΗ</b> .....	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ - ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ</b> .....	<b>2</b>
2.1	ΤΟ ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ.....	2
2.1.1	Το Αίμα.....	2
2.1.2	Η Καρδιά.....	3
2.1.3	Τα Αγγεία.....	4
2.1.4	Ο Καρδιακός Κύκλος.....	6
2.2	Η ΑΟΡΤΗ .....	8
2.2.1	Η Κοιλιακή Αορτή.....	9
2.2.1.1	Αιμοδυναμικά Χαρακτηριστικά Φυσιολογικής Κοιλιακής Αορτής .....	10
2.2.1.2	Μηχανικές Ιδιότητες Κοιλιακής Αορτής .....	11
2.3	ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΔΙΑΔΟΣΗΣ ΠΑΛΜΙΚΟΥ ΚΥΜΑΤΟΣ (PULSE WAVE VELOCITY – PWV) .....	12
2.4	ΜΕΘΟΔΟΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ ΤΗΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΔΙΑΔΟΣΗΣ ΚΥΜΑΤΟΣ (PULSE WAVE VELOCITY – PWV).....	13
2.4.1	Κλινικές Μετρήσεις της PWV.....	14
2.4.2	Newton-Young, ή Frank, ή Bramwell-Hill & Moens-Korteweg εξίσωση .....	14
2.4.3	Μέθοδος foot-to-foot.....	15
2.4.4	Μέθοδος PV-loop.....	16
2.4.5	Μέθοδος InDV-loop.....	18
2.4.6	Μέθοδος QA-loop.....	18
2.4.7	Μέθοδος $D^2P$ -loop.....	18
2.4.8	Χρονική και χωρική μεταβολή της πίεσης .....	19
2.4.9	Παράγοντας ακαμψίας β.....	19
2.4.10	Μέθοδος αθροίσματος τετραγώνων $\Sigma^2$ .....	20
2.5	ΤΟ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ.....	20
2.5.1	Διάγνωση Ανευρύσματος Κοιλιακής Αορτής.....	22
2.5.2	Επιδημιολογία.....	23
2.5.3	Επικινδυνότητα της Αορτικής Ανευρυσματικής Νόσου .....	24
2.5.4	Αντιμετώπιση Ανευρύσματος Κοιλιακής Αορτής .....	25
2.5.4.1	Συντηρητική Θεραπεία .....	26
2.5.4.2	Χειρουργική Επέμβαση Ανοιχτού Ανευρύσματος .....	27
2.5.4.3	Ενδαγγειακή Αποκατάσταση Ανευρύσματος Κοιλιακής Αορτής (Endovascular Aortic Repair – EVAR).....	28
2.6	ΣΥΝΟΨΗ ΚΑΙ ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ.....	31
<b>3</b>	<b>ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΕΡΕΥΝΑΣ</b> .....	<b>32</b>
3.1	ΣΥΛΛΟΓΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ .....	32
3.2	ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΒΑΣΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ .....	49
3.2.1	Πίεση και ταχύτητα ροής αίματος.....	49
3.2.2	Θεωρητικός υπολογισμός ταχύτητας διάδοσης κύματος, PWV .....	58
3.2.3	Μέθοδος PV-loop.....	59

3.2.4	Μέθοδος Foot-to-Foot και Cross Correlation .....	62
3.3	ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ.....	64
3.4	ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΛΟΙΠΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ.....	66
<b>4</b>	<b>ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΕΡΕΥΝΑΣ.....</b>	<b>68</b>
4.1	ΠΛΗΘΥΣΜΟΣ ΜΕΛΕΤΗΣ.....	68
4.2	ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΑ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΧΡΟΝΟΥ .....	72
4.3	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΘΕΩΡΗΤΙΚΟΥ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ ΡWV.....	81
4.4	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΜΕΘΟΔΟΥ ΡV-LOOP.....	83
4.5	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΜΕΘΟΔΩΝ FOOT-TO-FOOT ΚΑΙ CROSS CORRELATION .....	95
4.6	ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΙΜΩΝ ΡWV ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ .....	102
4.7	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗΣ ΜΕΛΕΤΗΣ.....	106
4.8	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΛΟΙΠΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ.....	109
<b>5</b>	<b>ΣΥΖΗΤΗΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΕΡΕΥΝΑΣ.....</b>	<b>117</b>
5.1	ΣΧΟΛΙΑΣΜΟΣ ΜΕΘΟΔΩΝ.....	117
5.2	ΣΥΖΗΤΗΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΕΡΕΥΝΑΣ - ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	119
5.2.1	Σύγκριση αποτελεσμάτων πριν και μετά την αποκατάσταση.....	119
5.2.2	Σύγκριση τιμών έρευνας με άλλες βιβλιογραφικές μελέτες.....	123
5.3	ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ ΚΑΙ ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ.....	125
<b>6</b>	<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....</b>	<b>128</b>
<b>7</b>	<b>ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΕΙΚΟΝΩΝ – ΣΧΗΜΑΤΩΝ – ΠΙΝΑΚΩΝ .....</b>	<b>133</b>
<b>8</b>	<b>ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α: ΣΥΓΧΡΟΝΙΣΜΕΝΕΣ ΚΑΜΠΥΛΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ - ΠΙΕΣΗΣ ΧΡΟΝΟΥ .....</b>	<b>140</b>
<b>9</b>	<b>ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β: ΒΡΟΧΟΙ ΠΙΕΣΗΣ - ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ (ΡV-LOOPS).....</b>	<b>149</b>



## 1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Στόχος της παρούσας εργασίας είναι ο υπολογισμός των τιμών της ταχύτητας διάδοσης του παλμικού αρτηριακού κύματος στην περιοχή του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής. Επιπλέον, επιδιώκεται να γίνει η σύγκριση των τιμών αυτών για τον πληθυσμό της μελέτης πριν και μετά την αποκατάσταση του ανευρύσματος μέσω διαδερμικής εμφύτευσης μοσχεύματος.

Στο δεύτερο κεφάλαιο περιγράφεται η ανατομία της κοιλιακής αορτής ενώ γίνεται η απαραίτητη εισαγωγή στο θέμα των ανευρυσμάτων κοιλιακής αορτής, το οποίο θα συζητηθεί στο βαθμό που απαιτείται ώστε να κατανοηθούν τα επόμενα κεφάλαια. Εδώ περιγράφονται τα αιμοδυναμικά χαρακτηριστικά μιας φυσιολογικής αορτής και ουσιαστικά τίθεται το υπόβαθρο κατανόησης τόσο των μεθόδων της έρευνας όσο και του γενικότερου ζητήματος της διατάραξης της τοπικής αιμοδυναμικής στο ανευρυσματικό αγγείο.

Στο τρίτο κεφάλαιο γίνεται αναλυτική περιγραφή της μεθοδολογίας που εφαρμόστηκε κατά την διάρκεια της έρευνας. Δίνονται πληροφορίες για την διατιθέμενη βάση δεδομένων και την διαδικασία επεξεργασίας αυτής με σκοπό να προκύψουν τα απαραίτητα αποτελέσματα τόσο για την προεγχειρητική όσο και την μετεγχειρητική κατάσταση των ασθενών.

Στο τέταρτο κεφάλαιο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της προηγούμενης διαδικασίας. Γίνεται περιγραφή του πληθυσμού της μελέτης και καθώς ακολουθούνται τα βήματα της έρευνας, σταδιακά αναγράφονται τόσο αριθμητικά όσο και γραφικά όλα τα αποτελέσματα.

Στο πέμπτο και τελευταίο κεφάλαιο, συζητούνται τα αποτελέσματα της μελέτης προκειμένου να προκύψουν χρήσιμα συμπεράσματα για το συγκεκριμένο επιστημονικό πεδίο. Αναφέρονται ορισμένες αδυναμίες της συγκεκριμένης έρευνας και προτείνονται τρόποι για μελλοντική βελτίωση.

## 2 ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ - ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ

Στόχος του παρόντος κεφαλαίου είναι να δημιουργηθεί το κατάλληλο γνωστικό υπόβαθρο στον αναγνώστη σχετικά με την πάθηση του περιφερειακού αγγειακού συστήματος που παρουσιάζεται με ανεύρυσμα στην περιοχή της κοιλιακής αορτής. Η πάθηση αυτή είναι από τις συνηθέστερες και εμφανίζεται κατά βάση σε άντρες άνω των 60 ετών. Η μόνιμη τοπική διεύρυνση του αγγείου της αορτής εξαιτίας του ανευρύσματος επηρεάζει τις μηχανικές ιδιότητες των τοιχωμάτων του αγγείου και διαταράσσει την λειτουργία του καρδιαγγειακού συστήματος, έχοντας σοβαρές επιπτώσεις στον οργανισμό του ανθρώπου.

### 2.1 Το Καρδιαγγειακό Σύστημα

Το καρδιαγγειακό σύστημα του ανθρώπου είναι ένα σύστημα οργάνων το οποίο αποτελείται από την καρδιά, τις φλέβες, τις αρτηρίες και τα τριχοειδή αγγεία. Η λειτουργία του καρδιαγγειακού συστήματος έγκειται στην τροφοδότηση του οργανισμού με την απαραίτητη ποσότητα αίματος. Μέσα από αυτή τη διαδικασία γίνεται διανομή οξυγόνου στους ιστούς, διανομή θρεπτικών συστατικών, μεταφορά κάποιων μεταβολικών αποβλήτων, διατήρηση της ομοιόστασης του οργανισμού και τέλος γίνεται ρύθμιση της θερμοκρασίας που μεταφέρεται στον οργανισμό (Tortora G. and Derrickson B., 2009).

Η σωστή συνεργασία της καρδιάς με τα υπόλοιπα αγγεία εξασφαλίζει την ομαλή λειτουργία του καρδιαγγειακού συστήματος. Παρακάτω, παρουσιάζονται αναλυτικά όλα τα στοιχεία του συστήματος αυτού.

#### 2.1.1 Το Αίμα

Το αίμα είναι το υγρό συστατικό το οποίο κυκλοφορεί στο αγγειακό σύστημα των ανθρώπων. Βασικές λειτουργίες του είναι η μεταφορά θρεπτικών ουσιών, ορμονών, βιταμινών, οξυγόνου και θερμότητας στους ιστούς και τα όργανα του οργανισμού αλλά και η απομάκρυνση του διοξειδίου του άνθρακα αλλά και αποβλήτων που παράγονται κατά τον μεταβολισμό. Επίσης, χάρη στα λευκά αιμοσφαίρια και τα αντισώματα που υπάρχουν στο αίμα, ο οργανισμός αμύνεται στις διάφορες λοιμώξεις. Το αίμα αποτελεί το 7% του βάρους του ανθρώπινου σώματος και κυκλοφορεί στο δίκτυο των αιμοφόρων αγγείων με ταχύτητα δύο χιλιομέτρων την ώρα.

Το αίμα σε κάθε ανθρώπινο οργανισμό αποτελείται από ένα άμορφο συστατικό, το πλάσμα, μέσα στο οποίο αιωρούνται έμμορφα σωματίδια, τα ερυθρά και τα λευκά αιμοσφαίρια και τα αιμοπετάλια. Πέρα από αυτά, στο αίμα περιέχονται και τα αέρια του οξυγόνου, του διοξειδίου του άνθρακα και του αζώτου. Κάποιες επιπλέον χημικές ουσίες που υπάρχουν στο αίμα είναι υδατάνθρακες όπως η γλυκόζη, πρωτεΐνες όπως λευκώματα, ορμόνες, λίπη και κάποιες αζωτούχες ενώσεις.

Αρχικά, το πλάσμα αποτελεί την υγρή φάση του αίματος και όγκος του είναι περίπου το 55% του συνολικού όγκου του αίματος. Μαζί με το υγρό των ιστών, το πλάσμα αποτελεί μέρος του εξωκυττάριου υγρού. Μέσω του τοιχώματος των τριχοειδών αγγείων γίνεται συνεχής ανταλλαγή ύδατος, ανόργανων ιόντων και άλλων μικρών ουσιών μεταξύ του υγρού των ιστών και του πλάσματος. Σκοπός αυτής της συνεχούς ανταλλαγής είναι διατήρηση όμοιας σύστασης των δύο υγρών. Το πλάσμα κατά 90% αποτελείται από νερό μέσα στο οποίο βρίσκονται διαλυμένα ιόντα, σάκχαρα, αμινοξέα, λιπαρά οξέα, βιταμίνες

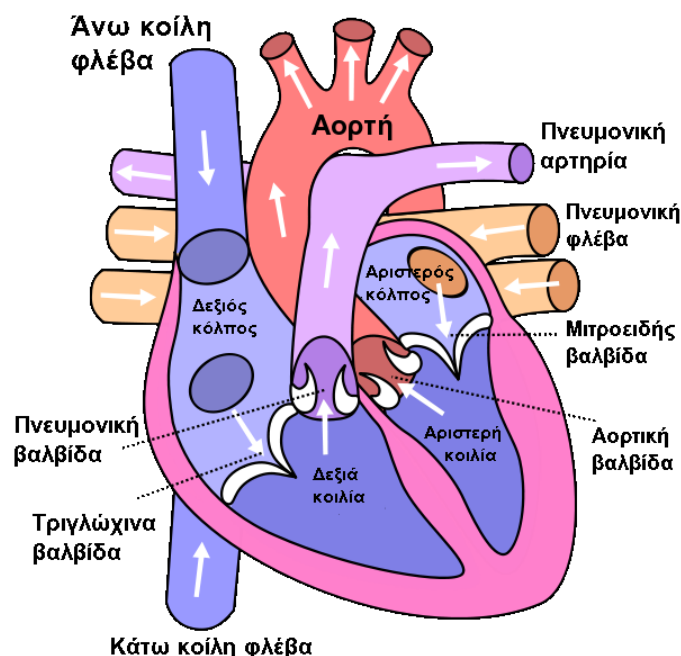
και διάφορα άλλα. Το υπόλοιπο 10% είναι τα έμμορφα συστατικά του αίματος (Τσαγγάρης Σ. και Μανόπουλος Χ., 2016).

Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, τα έμμορφα συστατικά του αίματος είναι τα ερυθρά αιμοσφαίρια, τα λευκά αιμοσφαίρια και τα αιμοπετάλια. Αυτά αποτελούν το υπόλοιπο 45% του αίματος. Η κύρια λειτουργία των ερυθροκυττάρων είναι η μεταφορά οξυγόνου στους ιστούς και επομένως χρειάζεται να βρίσκονται σε μεγάλο αριθμό στο αίμα. Τα ερυθρά αιμοσφαίρια επίσης σχετίζονται άμεσα με τις τιμές του αιματοκρίτη ενός οργανισμού, οι οποίες είναι ενδεικτικές για την υγεία του ανθρώπου. Οι φυσιολογικές τιμές αιματοκρίτη για τους άντρες είναι 40 με 54%, ενώ για γυναίκες 37 με 47%. Τα λευκά αιμοσφαίρια, από την άλλη αποτελούν τμήμα του αμυντικού συστήματος του σώματος εναντίον των λοιμώξεων. Τέλος, τα αιμοπετάλια ή αλλιώς θρομβοκύτταρα, αφορούν κυρίως την πήξη του αίματος και την αιμόσταση (Τσαγγάρης Σ. και Μανόπουλος Χ., 2016).

### 2.1.2 Η Καρδιά

Η καρδιά είναι ένας μυς του ανθρώπινου σώματος που δίνει στο αίμα ώθηση ώστε να κυκλοφορεί στο εσωτερικό των αρτηριών με τέτοιο τρόπο ώστε να φτάνει σε όλα τα όργανα. Ο μυς αυτός ονομάζεται μυοκάρδιο και είναι ένας ειδικός τύπος σκελετικού μυ. Αυτή η λειτουργία της καρδιάς είναι συνεχής σε όλη την διάρκεια της ζωής του οργανισμού. Μπορεί να θεωρηθεί ως μια φυσική αντλία, η οποία λαμβάνει αίμα από τις φλέβες πλούσιο σε διοξείδιο του άνθρακα, στις οποίες κυριαρχεί χαμηλή πίεση και το στέλνει στις αρτηρίες με υψηλή πίεση και πλούσιο σε οξυγόνο (Τσαγγάρης Σ. και Μανόπουλος Χ., 2016).

Η ανατομική θέση της καρδιάς είναι μέσα στην θωρακική κοιλότητα, μπροστά από τον τέταρτο με ένατο θωρακικό σπόνδυλο και τον οισοφάγο, πίσω από το στέρνο και τις πλευρές, πάνω από το διάφραγμα και ανάμεσα από τους πνεύμονες. Τα βασικά δομικά της στοιχεία είναι ότι διακρίνεται σε τέσσερις κοιλότητες, δύο κοιλίες (αριστερή και δεξιά) και δύο κόλπους (αριστερός και δεξιός) (Εικόνα 2.1.1). Ακόμα, βασικό λειτουργικό τμήμα της καρδιάς είναι οι βαλβίδες που συνδέουν αυτές τις κοιλότητες. Υπάρχει η μιτροειδής βαλβίδα που συνδέει αριστερή κοιλία με αριστερό κόλπο, η αορτική βαλβίδα που συνδέει αριστερή κοιλία με αορτή, τριγλώχινα βαλβίδα η οποία ενώνει δεξιά κοιλία με δεξιό κόλπο αντίστοιχα και τέλος η πνευμονική βαλβίδα ανάμεσα στην δεξιά κοιλία και την πνευμονική αρτηρία.



Εικόνα 2.1.1 Τα κύρια δομικά μέρη της ανθρώπινης καρδιάς

Το έργο της καρδιάς είναι να στείλει το οξυγονωμένο και πλούσιο σε θρεπτικά συστατικά αίμα στην περιφέρεια, δηλαδή όλα τα όργανα και να λάβει πίσω το μη οξυνομένο και μη θρεπτικό αίμα ώστε να το στείλει στα ανάλογα όργανα για τον επανεμπλουτισμό του. Αναλυτικότερα, ο δεξιός κόλπος μέσω της άνω και κάτω κοίλης φλέβας θα λάβει το φλεβικό αίμα, δηλαδή το μη οξυγονωμένο αίμα της περιφέρειας και έπειτα η τριγλώχινα βαλβίδα θα ανοίξει και το αίμα θα οδηγηθεί στην δεξιά κοιλία και η βαλβίδα θα κλείσει. Από την δεξιά κοιλία με το άνοιγμα της μηνοειδούς βαλβίδας, το αίμα θα συνεχίσει στις πνευμονικές αρτηρίες και θα καταλήξει μέσω αυτών στους πνεύμονες για ανταλλαγή αερίων. Αυτή είναι η πνευμονική κυκλοφορία του αίματος. Αντίστοιχα, ο αριστερός κόλπος μέσω της πνευμονικής φλέβας θα υποδεχθεί το οξυγονωμένο αίμα από τους πνεύμονες και αφού ανοίξει η μιτροειδής βαλβίδα το αίμα θα καταλήξει στην αριστερή κοιλία. Από εκεί το αίμα μέσω της αορτής θα τροφοδοτηθεί σε όλο τον οργανισμό για να αιματωθούν όλα τα όργανα. Αυτή είναι η συστηματική κυκλοφορία του αίματος. Γενικά οι δύο κοιλίες μπορούν να θεωρηθούν ως αντλίες σε σειρά, οι οποίες είναι πλήρως συγχρονισμένες και αντλούν ίδια ποσότητα αίματος (Νόμος Starling) (Τσαγγάρης Σ. και Μανόπουλος Χ., 2016).

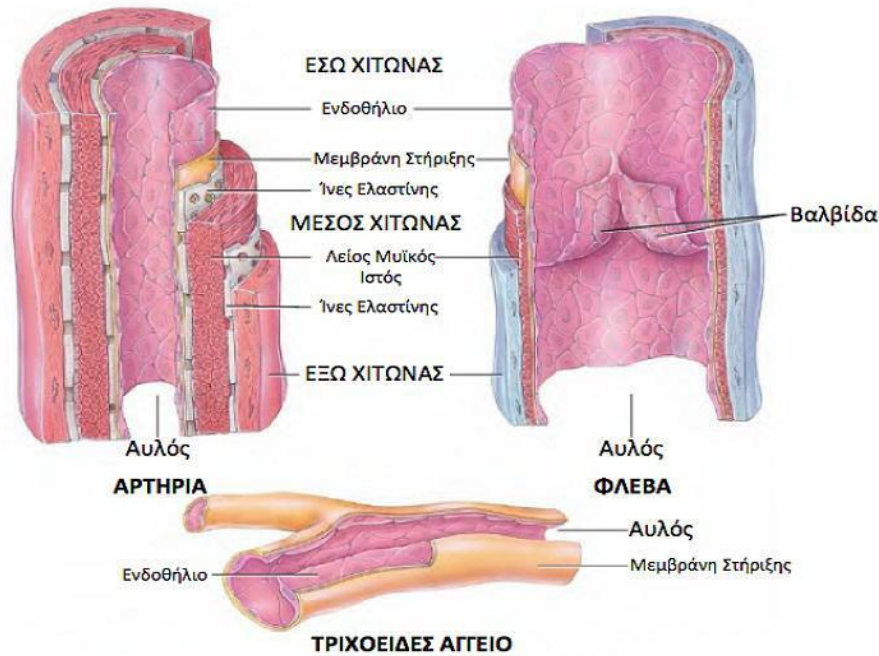
Τέλος, αξίζει να σημειωθεί ότι το σήμα για την σύσπαση της καρδιάς προέρχεται από το καρδιακό κέντρο το οποίο βρίσκεται στο πίσω μέρος του εγκεφάλου και ονομάζεται προμήκης μυελός. Αυτό το σήμα μεταβιβάζεται μέσω εγκεφαλικού νεύρου στον φλεβόκομβο της καρδιάς που είναι και ο φυσικός της βηματοδότης. Ακόμα μπορεί το σήμα να μέσω του πνευμονογαστρικού νεύρου να μεταφερθεί στον κολποκοιλιακό κόμβο. Το σήμα του φλεβόκομβου μεταφέρεται σε όλα τα τμήματα της καρδιάς και τα κάνει να συσπώνται. Έτσι γίνεται η ρύθμιση της κίνησης όλων των βαλβίδων και συνεπώς της ομαλής ροής αίματος στην συστηματική και πνευμονική κυκλοφορία.

### 2.1.3 Τα Αγγεία

Δουλειά των αιμοφόρων αγγείων είναι να διοχετεύουν το αίμα της καρδιάς σε όλα τα σημεία του σώματος. Τα αγγεία κατατάσσονται σε κάποιες κατηγορίες, τις αρτηρίες, τα αρτηρίδια, τις φλέβες, τα φλεβίδια και τα τριχοειδή αγγεία.

Πιο συγκεκριμένα, παρακάτω αναφέρονται ορισμένα χαρακτηριστικά των διαφόρων ειδών των αγγείων.

- Αρτηρίες: Οι αρτηρίες αναλαμβάνουν να μεταφέρουν το αίμα από την καρδιά προς τους ιστούς και τα όργανα του σώματος. Οι αρτηρίες διακρίνονται σε ελαστικές και μυώδεις. Οι ελαστικές αρτηρίες είναι οι μεγαλύτερες και βρίσκονται εγγύτερα στην καρδιά. Αυτές διακλαδίζονται και καταλήγουν σε μικρότερες, οι οποίες αποκτούν μυώδη δομή.
- Αρτηρίδια: Τα αρτηρίδια είναι οι μικρότερες αρτηρίες που υπάρχουν τα οποία προκύπτουν μετά από πολλές διακλαδώσεις των μυωδών αρτηριών.
- Φλεβίδια: Τα φλεβίδια είναι αγγεία τα οποία μαζεύουν το αίμα από τους ιστούς και τα όργανα ώστε να καταλήξει στις μεγαλύτερες φλέβες και τελικά στην καρδιά. Το μέγεθος των φλεβιδίων αυξάνεται καθώς πλησιάζουν την καρδιά.
- Φλέβες: Ρόλος των φλεβών είναι να επαναφέρουν το αίμα από τα διάφορα όργανα της περιφέρειας στην καρδιά. Οι φλέβες είναι τα μεγαλύτερα αγγεία του ανθρώπινου σώματος και προκύπτουν από την ένωση πολλών μικρότερων φλεβιδίων. Η ποσότητα αίματος που κυκλοφορεί στις φλέβες είναι 24 φορές μεγαλύτερη από αυτή που κυκλοφορεί στις αρτηρίες. Οι φλέβες επίσης έχουν πολύ λιγότερο μυϊκό και ελαστικό ιστό.
- Τριχοειδή Αγγεία: Τα τριχοειδή αγγεία είναι τα μικρότερα αγγεία που εμφανίζονται στο ανθρώπινο σώμα. Δημιουργούν ένα εκτεταμένο δίκτυο που τροφοδοτεί σχεδόν κάθε κύτταρο του οργανισμού. Το τοίχωμα των τριχοειδών είναι πολύ λεπτό και αποτελείται μόνο από το ενδοθήλιο, μια στιβάδα ενδοθηλιακών κυττάρων. Χάρη στα λεπτά τους τοιχώματα, μέσω των τριχοειδών αγγείων γίνεται η ανταλλαγή οξυγόνου και θρεπτικών συστατικών με διοξείδιο του άνθρακα και άλλα απόβλητα.



Εικόνα 2.1.2 Δομή αρτηρίας, φλέβας και τριχοειδούς αγγείου (Tortora G. and Derrickson B., 2009).

Σχετικά με την δομή και σύνθεση των αγγείων του ανθρώπινου οργανισμού παρουσιάζονται τα παρακάτω στοιχεία. Τα μεγάλα αγγεία αποτελούνται από τρεις χιτώνες, τον έσω, τον μέσο και τον έξω (Εικόνα 2.1.2). Ο εσωτερικός χιτώνας αποτελείται από μία μονή σειρά κυττάρων δημιουργώντας ένα πρώτο στρώμα που περιορίζει το αίμα που κυκλοφορεί μέσα στα αγγεία, αυτό το στρώμα ονομάζεται ενδοθήλιο. Επίσης, ο έσω χιτώνας στις μεγάλες κυρίως αρτηρίες περιέχει επιπλέον λεία μυϊκά κύτταρα. Στη συνέχεια, ο μέσος χιτώνας είναι ο πιο παχύς, περιέχει λεία μυϊκά κύτταρα και διαχωρίζεται από τον έσω χιτώνα με το έσω ελαστικό πέταλο. Τέλος ο έξω χιτώνας διαθέτει τη νεύρωση και την αγγείωση των αγγείων. Στον έξω χιτώνα γίνεται η στήριξη των αγγείων με κολλαγόνο. Η ελασίνη που προσδίδει την ικανότητα στα αγγεία να συστέλλονται και να διαστέλλονται είναι κυρίως χαρακτηριστικό των αρτηριών. Αντίθετα, οι φλέβες έχουν περισσότερη στηρικτική ουσία με τη μορφή μιας δομικής πρωτεΐνης του κολλαγόνου (Tortora G. and Derrickson B., 2009).

#### 2.1.4 Ο Καρδιακός Κύκλος

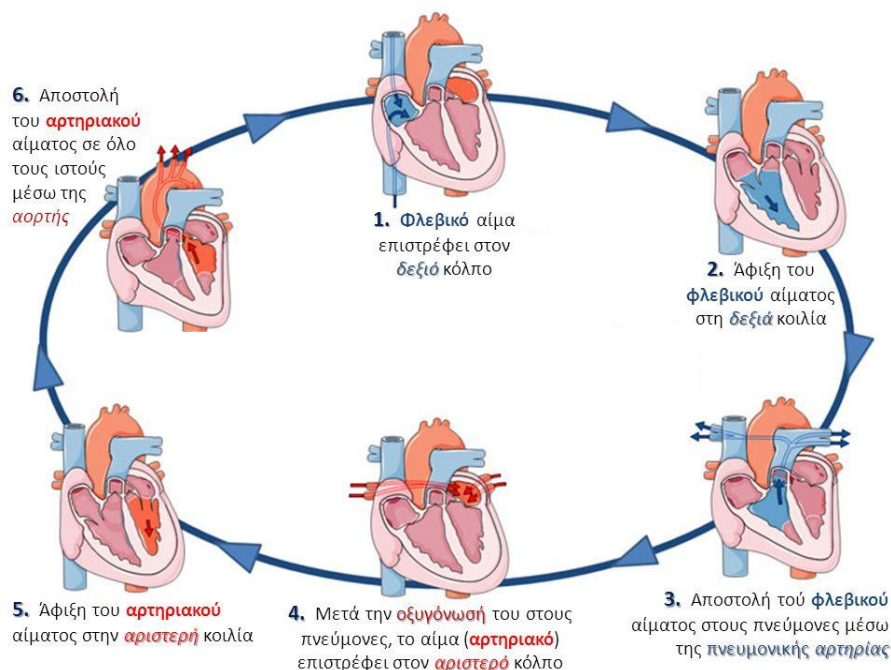
Ο καρδιακός κύκλος αναφέρεται στην κυκλοφορία του αίματος η οποία συμβαίνει χάρη στην συνεχή και ρυθμική σύσπαση των μυϊκών ινών της καρδιάς. Η καρδιά αυτορυθμίζεται με τα περιοδικά ηλεκτρικά σήματα που παράγονται δίνουν τις εντολές για την λειτουργία του καρδιακού κύκλου. Καθορίζεται ο ρυθμός με τον οποίο γίνεται η ηλεκτρική διέγερση του μυοκαρδίου και ταυτόχρονα δημιουργείται ένα δίκτυο για την μετάδοση των σημάτων σε όλους τους μύες της καρδιάς.

Ο καρδιακός κύκλος υποδιαιρείται σε δύο βασικά τμήματα, την συστολή και την διαστολή. Κατά την διαστολή το αίμα μετακινείται από τους κόλπους στις κοιλίες. Όταν ξεκινήσει η σύσπαση της κοιλίας, αυξάνεται η ενδοκοιλιακή πίεση και έτσι ξεκινάει η συστολή. Αυτή η αύξηση της πίεσης στο εσωτερικό της κοιλίας οδηγεί τις βαλβίδες να ανοίξουν και να προωθηθεί το αίμα προς τις αρτηρίες. Οι βαλβίδες αυτές περιορίζουν την ροή του αίματος

να είναι μονόδρομη. Με αυτή την διαδικασία, η καρδιά αντλεί με μία μέση τιμή λίτρα αίματος το λεπτό.

Ο καρδιακός κύκλος ξεκινάει όταν ποσότητα αίματος εισέρχεται από το σώμα στην καρδιά. Αυτή η ποσότητα αίματος φτάνει στην καρδιά εισέρχεται στον δεξιό και αριστερό κόλπο. Λαμβάνει χώρα η σύσπαση των κόλπων η οποία διαρκεί ένα δέκατο του δευτερολέπτου. Σε αυτή τη διάρκεια οι βαλβίδες που χωρίζουν τους κόλπους από τις κοιλίες παραμένουν κλειστές. Με την κολπική συστολή αυξάνεται η πίεση στο εσωτερικό των κόλπων και αυτό αναγκάζει τις κολποκοιλιακές βαλβίδες να ανοίξουν. Το αίμα μεταφέρεται με αυτόν τον τρόπο στις κοιλίες μέχρι αυτές να γεμίζουν. Συνεπώς, το τέλος της συστολής των κόλπων συνοδεύεται με το τέλος της διαστολής των κοιλιών. Σε αυτή τη φάση οι κοιλίες περιέχουν την μεγαλύτερη ποσότητα αίματος, περίπου 130ml, και αυτός ο όγκος ονομάζεται τελο-διαστολικός. Επόμενο βήμα στον καρδιακό κύκλο είναι η σύσπαση των κοιλιών η οποία διαρκεί 0,3 δευτερόλεπτα. Σε αυτή την φάση λόγω της πίεσης που αναπτύσσεται οι κολποκοιλιακές βαλβίδες κλείνουν ενώ ταυτόχρονα οι δύο μηννοειδείς βαλβίδες είναι κλειστές. Αυτή είναι η φάση της ισόογκη σύσπαση όπου και οι τέσσερις βαλβίδες είναι κλειστές. Σε αυτό το σημείο η πίεση στις κοιλίες αυξάνεται και όταν αυτή ξεπεράσει τα 80mmHg στην αριστερή κοιλία και τα 20mmHg στην δεξιά, τότε οι μηννοειδείς καμπύλες ανοίγουν και εξωθούν το αίμα προς την αορτή και την πνευμονική αρτηρία αντίστοιχα. Ιδιαίτερης σημασίας είναι η ποσότητα αίματος που διοχετεύεται από την αριστερή κοιλία στην αορτή και ονομάζεται όγκος παλμού. Ο πιο σημαντικός παράγοντας για τον προσδιορισμό αυτής της ποσότητας είναι η κοιλιακή πλήρωση. Η διαφορά μεταξύ του κοιλιακού όγκου κατά την έναρξη της συστολής και του τελικού όγκου διαστολής καθορίζεται από την ενέργεια σύσπασης του μυοκαρδίου. Έχει προσδιοριστεί πως ο όγκος παλμού είναι περίπου 70ml, ενώ ο όγκος που παραμένει στην κοιλία είναι 60ml και αντιστοιχεί στον τελο-συστολικό όγκο.





Εικόνα 2.1.3 Βασικά βήματα του καρδιακού κύκλου

Μετά το «άδειασμα» των κοιλιών, ακολουθεί η περίοδος χαλάρωσης τόσο για τους κόλπους όσο και για τις κοιλίες και διαρκεί περίπου 0,4 δευτερόλεπτα. Σε αυτή την φάση η πίεση στις κοιλίες πέφτει και το αίμα στην αορτή και την πνευμονική αρτηρία εμφανίζει οπισθοροή. Αυτή η οπισθοροή αναγκάζει τις μηννοειδείς βαλβίδες να κλείσουν ενώ την ίδια στιγμή είναι κλειστές και οι κολποκοιλιακές, έτσι η καρδιά δέχεται την ισόογκη χαλάρωση. Η χαμηλή πίεση στις κοιλίες οδηγεί εξ αρχής στον άνοιγμα των κολποκοιλιακών βαλβίδων και την διοχέτευση αίματος από τους κόλπους στις κοιλίες. Έτσι, η καρδιά σε αυτό το σημείο είναι έτοιμη να ξεκινήσει τον επόμενο καρδιακό κύκλο όπως ακριβώς περιγράφηκε (Fuster V. et al., 2011), (Τσαγγάρης Σ. και Μανόπουλος Χ., 2016).

## 2.2 Η Αορτή

Η κυριότερη αρτηρία του ανθρώπινου σώματος είναι η αορτή. Είναι ο κορμός από τον οποίο ξεκινάνε όλες οι αρτηρίες της μεγάλης κυκλοφορίας. Λειτουργικός της στόχος είναι η τροφοδότηση ολόκληρου του οργανισμού με πλούσιο σε οξυγόνο αίμα που ξεκινάει από την καρδιά. Δομικά η αορτή έχει διάμετρο περίπου 3 εκατοστά στο σημείο της έκφυσης της από την αριστερή κοιλία. Από την αριστερή κοιλία διαχωρίζεται με την μηννοειδή αορτική βαλβίδα, πίσω από την οποία βρίσκονται οι κόλποι του Valsalva από τους οποίους λαμβάνεται το αίμα που θα τροφοδοτήσει το μυοκάρδιο, μέσω των στεφανιαίων αρτηριών. Μετά την έκφυσή της, η αορτή στρέφεται προς τα άνω, τμήμα της οποίας αποτελεί την ανιούσα αορτή με μήκος περίπου 5 εκατοστά, οι δύο κλάδοι της οποίας είναι οι στεφανιαίες αρτηρίες που αναφέρθηκαν πιο πάνω. Στην συνέχεια, στο ύψος του τέταρτου θωρακικού σπονδύλου, στρεφόμενη προς τα πίσω και αριστερά, η αορτή κάμπτεται σε σχήμα τόξου, δημιουργώντας το αορτικό τόξο, από το οποίο εκφύονται αρτηρίες που στέλνουν αίμα στα άνω άκρα και στην κεφαλή, με μήκος περίπου 4 με 5 εκατοστών. Έπειτα το αορτικό τόξο, η αορτή κατέρχεται μέχρι το διάφραγμα με έκταση 20 εκατοστών και σχηματίζει την κατιούσα αορτή της οποίας η συνέχεια φτάνει στο μπροστινό τμήμα των σπονδύλων και καταλήγει στην θωρακική αορτή. Το τμήμα αυτό της αορτής

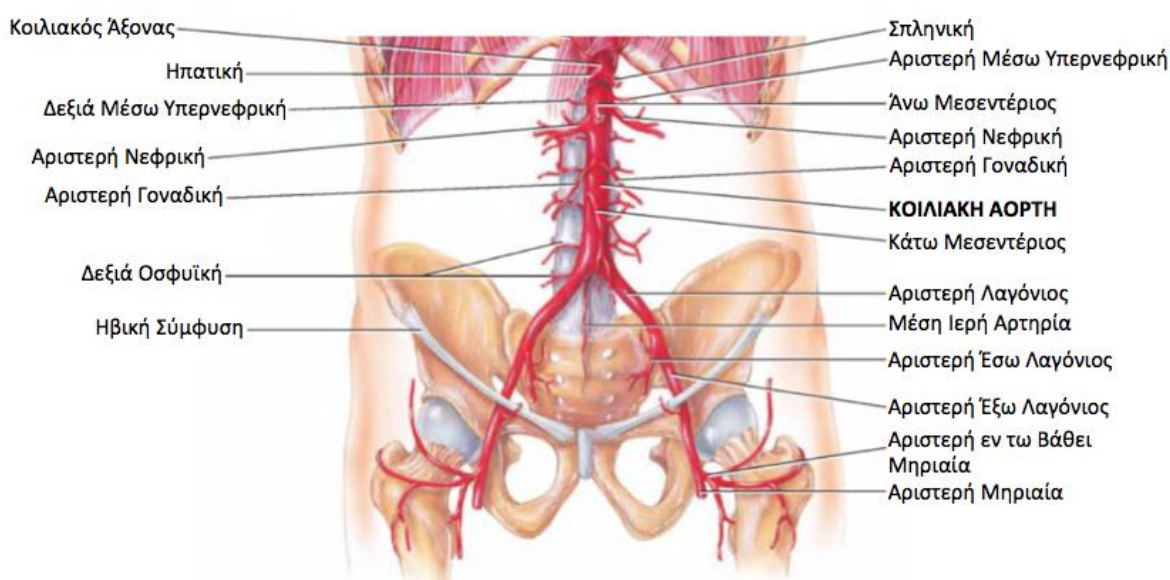


διοχετεύει αίμα κυρίως στον οισοφάγο, το περικάρδιο, τα μεσοπλεύρια διαστήματα, τους πνευμονικούς βρόγχους και τις διαφραγματικές επιφάνειες. Το τμήμα της αορτής πιο κάτω από το διάφραγμα ονομάζεται κοιλιακή αορτή, η οποία τερματίζει στον διχασμό της σε δύο όμοιες λαγόνιες αρτηρίες. Η κοιλιακή αορτή είναι εξαιρετικά σημαντικό τμήμα της αορτής καθώς αιματώνει όργανα ζωτικής σημασίας όπως το πάγκρεας, το ήπαρ, τους νεφρούς, το στόμαχο, τον σπλήνα και όργανα του γεννητικού και ουροποιητικού συστήματος αλλά και τα κάτω άκρα του ανθρώπινου σώματος (Tortora G. and Derrickson B., 2009).

### 2.2.1 Η Κοιλιακή Αορτή

Η κοιλιακή αορτή ξεκινάει από την υποδιαφραγματική περιοχή ως συνέχεια της κατιούσας θωρακικής αορτής αποτελώντας την μεγαλύτερη αρτηρία της κοιλιακής κοιλότητας. Το τέλος της κοιλιακής αορτής συναντάει τον λαγόνιο διχασμό στο ύψος του τέταρτου οσφυϊκού σπονδύλου (Tortora G. and Derrickson B., 2009).

Όπως αναφέρθηκε και νωρίτερα, η κοιλιακή αορτή είναι ιδιαίτερης σημασίας για τον ανθρώπινο οργανισμό καθώς αιματώνει όργανα ζωτικής σημασίας. Τα τμήματα της κοιλιακής αορτής φαίνονται στην εικόνα 2.2.1.



Εικόνα 2.2.1 Κλάδοι της Κοιλιακής Αορτής (Tortora G. and Derrickson B., 2009).

Το πρώτο τμήμα της είναι ο κοιλιακός άξονας ο οποίος διαχωρίζεται στην αριστερή γαστρική, τη σπληνική και την ηπατική αρτηρία. Αυτές τροφοδοτούν με αίμα συνολικά τον οισοφάγο, το στόμαχο, το σπλήνα, το πάγκρεας, το ήπαρ, τη χοληδόχο κύστη και το λεπτό έντερο. Στη συνέχεια υπάρχουν οι άνω και κάτω μεσεντέριοι αρτηρίες, οι οποίες διακλαδίζονται σε οκτώ συνολικά τμήματα και είναι υπεύθυνα για την αιμάτωση του γαστρεντερικού συστήματος. Η άνω μεσεντέριος αρτηρία αρδεύει όλο το λεπτό έντερο εκτός από το ανώτερο τμήμα του δωδεκαδακτύλου. Η κάτω μεσεντέριος αρτηρία αρδεύει όλο το παχύ έντερο και το ορθό εκτός από το δεξί μισό του εγκάρσιου. Ακόμα, εμφανίζονται και οι διακλαδώσεις των δύο νεφρικών αρτηριών, οι οποίες χωρίζουν την κοιλιακή αορτή σε υπερνεφρική και υπονεφρική και διοχετεύουν αίμα στους νεφρούς, τους ουρητήρες και τα επινεφρίδια. Στην υπερνεφρική της περιοχή εκφύονται οι υπερνεφρικές αρτηρίες ενώ στην υπονεφρική εκφύονται οι γοναδικές, κάτω μεσεντέριος,

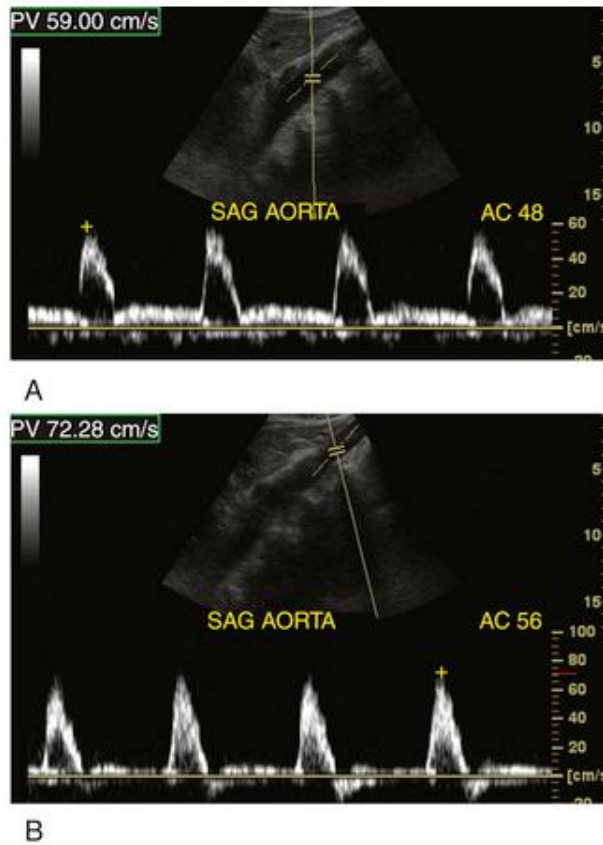
μερικές οσφυϊκές αρτηρίες, οι φρενικές καθώς και η μέση ιερή αρτηρία. Οι κάτω φρενικές αρτηρίες αρδεύουν το διάφραγμα και τον οισοφάγο. Οι οσφυϊκές αρτηρίες αρδεύουν τους μύες της οσφύς και τους ψοϊτες μύες καθώς και τμήμα του μυϊκού τοιχώματος της κοιλιάς. Η μέση ιερή αρτηρία αρδεύει το ιερό οστό και τον κόκκυγα. Στο κατώτατο τμήμα της υπονεφρικής περιοχής συναντάται ο λαγόνιος διχασμός όπου η κοιλιακή αορτή χωρίζεται στις δύο λαγόνιες αρτηρίες κι εκείνες με τη σειρά τους διακλαδώνονται στις μηριαίες αρτηρίες και παράπλευρους κλάδους. Η δεξιά και η αριστερή κοινή λαγόνιος αρτηρία αρδεύει τις περιοχές της κατώτερης πυέλου και της κοιλιάς και τα κάτω άκρα.

### 2.2.1.1 Αιμοδυναμικά Χαρακτηριστικά Φυσιολογικής Κοιλιακής Αορτής

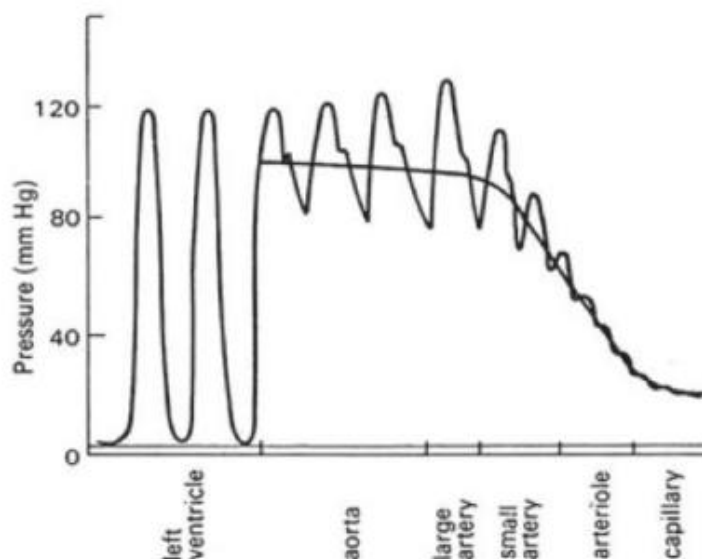
Τα βασικά αιμοδυναμικά χαρακτηριστικά ενός αγγείου και στην συγκεκριμένη περίπτωση τη κοιλιακή αορτή, είναι η ταχύτητα αίματος και η πίεση που αναπτύσσονται σε κάθε ανατομική θέση. Οι τιμές που λαμβάνουν αυτά τα δύο μεγέθη μπορεί να είναι ενδεικτικές για ορισμένες παθήσεις ή ανωμαλίες της συγκεκριμένης περιοχής. Ιδιαίτερης σημασίας είναι η μελέτη αυτών των μεγεθών και η αξιοποίηση τους ως διαγνωστικούς δείκτες.

Αρχικά, οι κυματομορφές της ταχύτητας αίματος στην κοιλιακή αορτή έχουν χαρακτηριστική μορφή, η οποία εξαρτάται από το ακριβές σημείο μελέτης (Εικόνα 2.2.2 Α). Σε γενικές γραμμές κατά το μήκος της κοιλιακής αορτή παρουσιάζονται τριφασικές κυματομορφές ταχύτητας αίματος με εμφανή εμπροσθορροή κατά την διαστολική φάση. Η εμπροσθορροή κατά την διαστολή εξαρτάται από την αντίσταση που αναπτύσσουν τα αγγεία που βρίσκονται στην συγκεκριμένη θέση της κοιλιακής αορτής. Έχει σημειωθεί πως η διαστολική παράμετρος μειώνεται όσο το σημείο μελέτης μετακινείται από το διάφραγμα προς τις λαγόνιες αρτηρίες. Για παράδειγμα, σε περιοχές κοντά στην καρδιά τα αγγεία του ήπατος, του σπλήνα και των νεφρών, εμφανίζουν πολύ μικρή αντίσταση επομένως η εμπροσθορροή είναι ευδιάκριτη σε αντίθεση με την υπονεφρική περιοχή όπου οι αντιστάσεις μεγαλώνουν. Τέλος, αναφορικά με τις τιμές που λαμβάνει η ταχύτητα αίματος αυτές μειώνονται καθώς αυξάνεται η ηλικία του ατόμου. Για μέση ηλικία τα δώδεκα έτη η τιμή της ταχύτητας αίματος στην κοιλιακή αορτή είναι περίπου 110 cm/s ενώ για ενήλικους ανθρώπους κυμαίνεται στο διάστημα 70 με 100 cm/s (Polak P., 2012).

Επιπρόσθετα, η αρτηριακή πίεση είναι ακόμα ένα χαρακτηριστικό αιμοδυναμικό μέγεθος το οποίο χρησιμοποιείται ως δείκτης στην κλινική διαδικασία. Οι τιμές της πίεσης εξαρτώνται από την ανατομία και την φυσιολογία του κάθε οργανισμού. Στην εικόνα 2.2.3 φαίνεται πως η κυματομορφή της πίεσης από την αριστερή κοιλία της καρδιάς προς την αορτή, τις αρτηρίες, τα αρτηρίδια και τα τριχοειδή αγγεία μεταβάλλεται. Οι λόγοι της μεταβολής αυτής είναι ποικίλοι, με σημαντικό για να αναφερθεί την λέπτυνση των αγγείων μέσα στο αρτηριακό σύστημα. Πρώτα απ' όλα, υπάρχει η γεωμετρική λέπτυνση που συνεπάγεται την μείωση της διατομής και δεύτερον την ελαστική λέπτυνση που είναι η αύξηση της δυσκαμψίας του τοιχώματος. Στις μέσου μεγέθους αρτηρίες η ελαστική λέπτυνση είναι μικρή και έτσι η πίεση πέφτει σταδιακά. Αντίθετα, σε μικρού μεγέθους αρτηρίες όπου η λέπτυνση είναι έντονη, η πίεση πέφτει ταχύτερα στα 30 με 36 mmHg (Εικόνα 2.2.3). Φθάνοντας στα τριχοειδή αγγεία το κύμα πίεσης αποσβένεται ολοκληρωτικά. Η απόσβεση οφείλεται στο ιξώδες του αίματος και την αντίστοιχη συνιστώσα του τοιχώματος (Tortora G. and Derrickson B., 2009), (Τσαγγάρης Σ. και Μανόπουλος Χ., 2016).



Εικόνα 2.2.2 Α. Κυματομορφή ταχύτητας αίματος σε περιοχή κοιλιακής αορτής κοντά στην καρδιά με μικρές αντιστάσεις κατά την διαστολή Β. Τυπική κυματομορφή ταχύτητας αίματος της περιφέρειας (Polak P., 2012).



Εικόνα 2.2.3 Αρτηριακή πίεση του αίματος μέσα στο αρτηριακό σύστημα, από την αριστερή κοιλία μέχρι τα τριχοειδή αγγεία (Tortora G. and Derrickson B., 2009).

### 2.2.1.2 Μηχανικές Ιδιότητες Κοιλιακής Αορτής

Οι αρτηρίες γενικά εκτός από την κατάταξη τους με βάση το μέγεθος τους, κατατάσσονται και με βάση την δομή του αρτηριακού τους τοιχώματος. Οι μεγάλες αρτηρίες, όπως η κοιλιακή αορτή, είναι ελαστικές αρτηρίες καθώς περιέχουν μεγάλο ποσοστό ελαστίνης. Η

ελαστίνη είναι μια λευκωματώδης ουσία με μικρή αντίσταση στην έκταση και η μεγάλη περιεκτικότητά της σε αγγεία συμβάλλει στην περιφερειακή αντοχή των αγγείων.

Δομικά ένα αγγείο αποτελείται από τρία στρώματα, τον εσωτερικό, τον μέσο και τον έξω χιτώνα. Σε αυτά τα στρώματα περιέχονται όλες οι ουσίες που καθορίζουν τις ιδιότητες τους, όπως ο ενδοθηλιακός ιστός, οι ίνες κολλαγόνου, οι ίνες ελαστίνης, λείοι μύες και συνδετικό ιστός. Οι ποσότητες αυτών των ουσιών στα στρώματα των τοιχωμάτων είναι ενδεικτικές για ορισμένες παθολογικές καταστάσεις των αγγείων όπως είναι ένα ανεύρυσμα όπου οι τιμές της ελαστίνης μειώνονται και αυτό οδηγεί σε υψηλότερη ακαμψία του τοίχου, με αποτέλεσμα τις αυξημένες τάσεις σε αυτόν και τον κίνδυνο για ρήξη. Συνεπώς, είναι ιδιαίτερα σημαντικό να υπάρχει γνώση των τιμών αυτών, από τις οποίες θα προκύψουν συμπεράσματα για την υγεία του ατόμου (Τσαγγάρης Σ. και Μανόπουλος Χ., 2016).

Ένα μέγεθος το οποίο μπορεί να συνδεθεί με τις μηχανικές ιδιότητες ενός αγγείου είναι η ταχύτητα διάδοσης του παλμού κύματος μέσα σε αυτό. Δομικές αλλαγές του τοιχώματος επηρεάζουν την ταχύτητα διάδοσης. Άλλες παθολογικές αλλαγές, στις οποίες συμμετέχουν η σκλήρυνση, η υπέρταση, η μυϊκή συστολή του αρτηριακού τοιχώματος, συνήθως προκαλούν μείωση της εκτασιμότητας του τοιχώματος και αυτό μπορεί εύκολα να φανεί από την αύξηση της ταχύτητας διάδοσης του κύματος (Τσαγγάρης Σ. και Μανόπουλος Χ., 2016).

### 2.3 Ταχύτητας Διάδοσης Παλμικού Κύματος (Pulse Wave Velocity – PWV)

Η ταχύτητα διάδοσης του κύματος (Pulse Wave Velocity, PWV) είναι η ταχύτητα με την οποία διαδίδεται ο παλμός της πίεσης του αίματος μέσα στο κυκλοφορικό σύστημα, συνήθως σε μια αρτηρία ή σε ένα συνδυασμένο μήκος αρτηριών. Η PWV χρησιμοποιείται κλινικά ως μέτρο αρτηριακής ακαμψίας και μπορεί εύκολα να μετρηθεί με μη επεμβατικούς τρόπους στον ανθρώπινο οργανισμό.

Όσο πιο ελαστικά είναι τα τοιχώματα της αορτής, τόσο μεγαλύτερη είναι η δυνατή διάταση της και άρα μεγαλύτερος ο χρόνος που το ερχόμενο αίμα από την καρδιά θα παραμείνει σε αυτή και επομένως τόσο μικρότερη η ταχύτητα του σφυγμικού παλμού. Αντίθετα, όσο πιο σκληρά είναι τα τοιχώματα της αορτής, τόσο μικρότερη η διάταση της, τόσο μικρότερος ο χρόνος παραμονής του αίματος σε αυτή και συνεπώς τόσο μεγαλύτερη η ταχύτητα διάδοσης του σφυγμικού κύματος. Έτσι, προκύπτει η ιδέα της εκτίμησης της ενδοτικότητας της αορτής με βάση την ταχύτητα διάδοσης του σφυγμικού κύματος.

Η ταχύτητα διάδοσης του σφυγμικού κύματος είναι λοιπόν, ένας άμεσος δείκτης των ελαστικών ιδιοτήτων της αορτής, και συνεπώς, του βαθμού των αρτηριοσκληρυντικών διαταραχών της. Μία σκληρή αορτή επιβαρύνει σημαντικά την καρδιακή λειτουργία, καθώς αναγκάζει την καρδιά να λειτουργεί με αυξημένη δύναμη για να προσπελάσει την αντίσταση της σκληρής αορτής.

Καθώς το πάχος των τοιχωμάτων, η ακτίνα, το μέτρο ελαστικότητας ποικίλει από αγγείο σε αγγείο έτσι και οι τιμές της PWV αλλάζουν κατά μήκος του αγγειακού συστήματος του ανθρώπου. Στις περιφερικές αρτηρίες τα κύματα ανάκλασης μπορεί να ενισχύσουν το κύμα πίεσης επειδή αυτά τα κύματα βρίσκονται πιο κοντά στην περιφέρεια από ότι στις κεντρικές αρτηρίες, για τον λόγο αυτό η PWV είναι μεγαλύτερη στις περιφερικές αρτηρίες σε σύγκριση με τις κεντρικές. Από βιβλιογραφική μελέτη προκύπτει πως η μέση ταχύτητα του σφυγμικού κύματος αυξάνει προοδευτικά από την θωρακική αορτή (1-2 m/s - για υγιείς ανθρώπους) προς τις περιφερικές αρτηρίες (7-9 m/s - για υγιείς ανθρώπους) (Btcenter.gr, 2004-2008 (<http://www.btcenter.gr/userfiles/ICG-IPG.php.content.htm>)).

Το γεγονός πως η ταχύτητα διάδοσης κύματος αλλάζει με την ηλικία και την ασθένεια του κάθε ανθρώπου, την καθιστά χρήσιμη για την διάγνωση και περαιτέρω μελέτη ορισμένων καρδιαγγειακών νόσων. Στην περίπτωση του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής, οι τιμές που μπορεί να πάρει αυτό το μέγεθος μπορεί να είναι ενδεικτικές αρχικά για τον εντοπισμό του ανευρύσματος αλλά και για την σοβαρότητα της κατάστασης. Σε άτομα με ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής οι τιμές της ταχύτητας διάδοσης κύματος είναι εμφανώς μεγαλύτερες από τις φυσιολογικές στην συγκεκριμένη ανατομική θέση.

Είναι σημαντικό να αναφερθεί η διαφορά μεταξύ της ταχύτητας κύματος ( $c$ ) και της ταχύτητας διάδοσης κύματος (PWV). Η ταχύτητα κύματος ( $c$ ) μπορεί να θεωρηθεί εγγενής ιδιότητα ενός αγγείου, που εξαρτάται από την ακαμψία αυτού (μέτρο ελαστικότητας), το πάχος του τοιχώματος και τη διάμετρό του. Η ταχύτητα κύματος ( $c$ ) ωστόσο, διαφέρει ελαφρά από την ταχύτητα παλμικού κύματος (PWV), όπως συνήθως μετράται, σε δύο σημεία. Πρώτον, η PWV υπολογίζεται ως ο χρόνος που χρειάζεται ένα κύμα να διαδοθεί από μια θέση σε μία άλλη, ενώ η ταχύτητα κύματος είναι μια τοπική ποσότητα που ορίζεται σε κάθε σημείο κατά μήκος ενός αγγείου (παρόμοια με τη διάμετρο). Δεύτερον, η ταχύτητα διάδοσης ενός κύματος είναι στην πραγματικότητα ίση με το  $U + c$  για ένα προς τα εμπρός κύμα και  $U - c$  για ένα πίσω κύμα, όπου  $U$  είναι η ταχύτητα ροής του αίματος (Hughes A. D. and Parker K. H. , 2009). Συνεπώς, η PWV καθορίζεται από τις ιδιότητες του αγγείου (μέσω  $c$ ) και της αιμοδυναμικής (μέσω  $U$ ). Πάντως το  $U$  είναι γενικά πολύ μικρότερο από το  $c$  ( $U \approx 0,5$  m/s έναντι  $c \approx 5$  m/s, αντίστοιχα). Επομένως, η διαφορά στις τιμές της ταχύτητας διάδοσης κύματος, PWV και της ταχύτητας κύματος,  $c$  είναι πολύ μικρή καθώς η  $U$  παίρνει συγκριτικά πολύ μικρές τιμές (Jonathan P. et al., 2020).

#### 2.4 Μέθοδοι Υπολογισμού της Ταχύτητας Διάδοσης Κύματος (Pulse Wave Velocity – PWV)

Η PWV (Pulse Wave Velocity) μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως δείκτης της αρτηριακής ακαμψίας αγγείων και μπορεί εύκολα να μετρηθεί με μη επεμβατικούς τρόπους στον ανθρώπινο οργανισμό.

Με τα χρόνια έχει εφαρμοστεί πληθώρα σχέσεων που συνδέουν την ταχύτητα διάδοσης κύματος στην ροή του αίματος με την πυκνότητα του, τον όγκο της αρτηρίας, την ακτίνα της, την πίεση στις διάφορες θέσεις. Υπάρχουν πολλοί διαφορετικοί τρόποι για τον

υπολογισμό της ταχύτητας διάδοσης του κύματος (PWV), μέσω κλινικών μετρήσεων καθώς και μέσω καθορισμένων σχέσεων και πειραματικών μεθόδων όπως την εξίσωση των Newton-Young, ή Frank, ή Bramwell-Hill, την εξίσωση των Moens-Korteweg, την μέθοδο foot-to-foot, την μέθοδο PV-loop, την μέθοδο InDV-loop, την μέθοδο QA-loop, την μέθοδο D<sup>2</sup>P-loop, από την χρονική και χωρική μεταβολή της πίεσης, τον παράγοντα ακαμψίας β και την μέθοδο αθροίσματος τετραγώνων Σ<sup>2</sup> (Hughes A. D. and Parker K. H. , 2009), (Khir A.W. et al., 2004), (Khir, A.W. et al., 2001), (Westerhof N. Et al., 2010).

Σε αυτήν την παράγραφο, με στόχο την απόκτηση μιας γενικής εικόνας των μεθόδων γίνεται αναφορά της επικρατέστερης μεθόδου για την μέτρηση της PWV, βασισμένη σε κλινικές μετρήσεις. Ακόμα, περιγράφονται όλες οι πειραματικές μέθοδοι, συμπεριλαμβανομένης της μεθόδου PV-loop και Foot-to-Foot, όπου και θα εφαρμοστούν τελικά στην εργασία.

#### 2.4.1 Κλινικές Μετρήσεις της PWV

Κλινικά, η ταχύτητα διάδοσης κύματος μπορεί να μετρηθεί με διάφορους τρόπους σε διαφορετικές τοποθεσίες. Η επικρατέστερη και συνιστώμενη μέθοδος είναι η μέτρηση της ταχύτητας μεταξύ των ανατομικών θέσεων της καρωτιδικής και της μηριαίας αρτηρίας (carotid-femoral PWV, cf-PWV). Αυτή είναι η μέχρι στιγμής καταλληλότερη μέτρηση για την αξιολόγηση της αρτηριακής δυσκαμψίας, προβλέπει μελλοντικά καρδιαγγειακά γεγονότα. Έχει αναγνωριστεί από την Ευρωπαϊκή Εταιρεία Υπέρτασης ως δείκτης ζημιάς στο όργανο του στόχου και μια χρήσιμη πρόσθετη δοκιμασία κατά τη διερεύνηση της υπέρτασης. Υπάρχουν πολλές συσκευές για τη μέτρηση της cf-PWV. Ορισμένες τεχνικές περιλαμβάνουν την χρήση ενός μορφοτροπέα για την καταγραφή του χρόνου άφιξης του παλμικού κύματος στις καρωτιδικές και μηριαίες αρτηρίες, την χρήση μανσέτας που τοποθετούνται γύρω από τα άκρα και το λαιμό για να καταγράψει την ώρα άφιξης του ταλαντωμένου κύματος παλμού, την χρήση υπερηχογραφήματος Doppler ή μαγνητικού συντονισμού για την καταγραφή του χρόνου άφιξης του παλμικού κύματος με βάση την κυματομορφή ταχύτητας ροής. Έχουν περιγραφεί νεότερες συσκευές που χρησιμοποιούν μανσέτα βραχίονα, αισθητήρες δακτύλων ή ειδικές ζυγαριές ζύγισης. Εκτός από την cf-PWV, άλλες δημοφιλείς αλλά λιγότερο χρησιμοποιούμενες μέθοδοι είναι η μέτρηση της ταχύτητας μεταξύ βραχιονίου και αστραγάλου (brachial-ankle PWV, ba-PWV) αλλά και ο αγγειακός δείκτης Cavi (cardio-ankle) (Bailey Marc A. et al., 2014), (Mylonas N. et al., 2021).

#### 2.4.2 Newton-Young, ή Frank, ή Bramwell-Hill & Moens-Korteweg εξίσωση

Από την εξίσωση Newton-Young, ή Frank, ή Bramwell-Hill (σχέση 2.4.1) προκύπτει πως η PWV εξαρτάται από την διατασιμότητα του αγγείου. Όσο μεγαλύτερη είναι η ταχύτητα διάδοσης κύματος τόσο πιο άκαμπτο είναι το αγγείο.

$$c = \sqrt{\frac{1}{\rho \cdot DC}} \quad (2.4.1)$$

Όπου ρ είναι η πυκνότητα του αίματος και DC η διατασιμότητα του αγγείου (Westerhof N. et al., 2010), (Segers P. et al., 2009).

Αν είναι γνωστές κάποιες διαστάσεις και μηχανικές ιδιότητες του αγγείου, όπως το πάχος του τοιχώματος, η εσωτερική διάμετρος και το μέτρο ελαστικότητας, η PWV μπορεί να υπολογιστεί από την σχέση 2.4.2, γνωστή ως Moens-Korteweg εξίσωση.

$$c = \sqrt{\frac{E \cdot h}{\rho \cdot D}} \quad (2.4.2)$$

Όπου E το μέτρο ελαστικότητας, h το πάχος τοιχώματος, ρ η πυκνότητα αίματος και D η εσωτερική διάμετρος (Westerhof N. et al., 2010), (Segers P. et al., 2009), (Hacham Wisam S. and Khir Ashraf W., 2019).

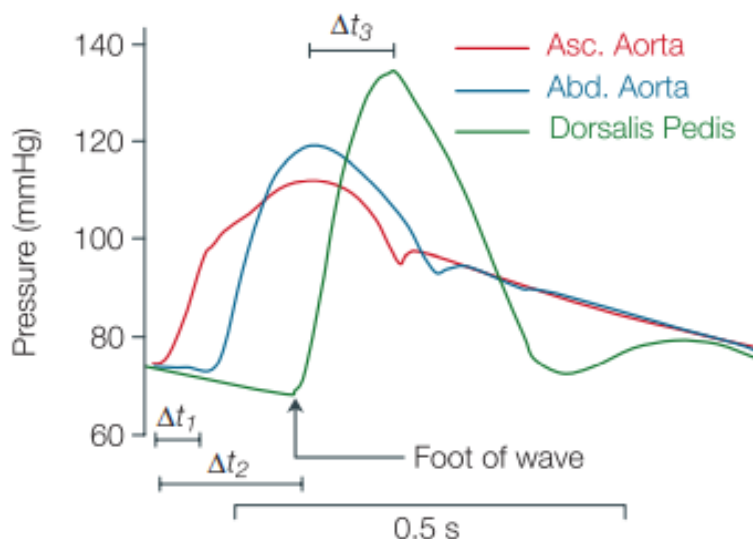
Δεδομένου πως τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά και οι μηχανικές ιδιότητες της αορτής ποικίλουν κατά μήκος αυτής προκύπτει πως η PWV δεν θα είναι σταθερή αλλά θα αλλάζει από περιοχή σε περιοχή.

### 2.4.3 Μέθοδος foot-to-foot

Η PWV, από τον ορισμό της σαν ταχύτητα, εκφράζεται ως ο λόγος της απόστασης Δx που κάνει το κύμα να ταξιδέψει σε χρόνο Δt,

$$PWV = \frac{\Delta x}{\Delta t} \quad (2.4.3)$$

Ωστόσο, στην πράξη αυτή η προσέγγιση δεν ικανοποιείται στην περίπτωση όπου υπάρχουν ανακλώμενα κύματα. Ως άμεσο επόμενο, γίνεται η, ευρέως αποδεκτή, υπόθεση πως κατά την διάρκεια του τέλους της διαστολής και την αρχής της συστολής της καρδιάς (early systole), οι ανακλάσεις στην ενδιαφερόμενη περιοχή είναι σχεδόν ανύπαρκτες. Με αυτή την υπόθεση, η PWV μπορεί να μετρηθεί χρησιμοποιώντας το ελάχιστο της κυματομορφής πίεσης ως σημείο αναφοράς (fiducial marker) από επεμβατικές ή μη επεμβατικές μετρήσεις πίεσης. Εξαρτάται δηλαδή, από τον χρόνο διαμετακόμισης του κύματος πίεσης και την απόσταση μεταξύ δύο τοποθεσιών της μέτρησης της πίεσης. Ο χρόνος αυτός, αντιστοιχεί στην χρονική καθυστέρηση κατά την άφιξη του ελαχίστου μεταξύ δύο θέσεων με γνωστή απόσταση (Khir A.W. et al., 2004), (Aguado-Sierra J. et al., 2006), (Hacham Wisam S. and Khir Ashraf W., 2019).



Εικόνα 2.4.1 Κυματομορφές πίεσης σε διαφορετικές περιοχές κατά μήκος του ανθρώπινου αρτηριακού δέντρου. Η χρονική καθυστέρηση των ελαχίστων διαιρεμένη με τις αντίστοιχες αποστάσεις δίνει την ταχύτητα διάδοσης του κύματος (Westerhof N. Et al., 2010).

Το πλεονέκτημα της μεθόδου είναι η απλότητα της μέτρησης, η οποία απαιτεί μόνο δύο μορφές κύματος πίεσης που καταγράφονται με επεμβατικούς καθετήρες ή μη επεμβατικά χρησιμοποιώντας συσκευές ανίχνευσης παλμών που εφαρμόζονται στο δέρμα σε δύο θέσεις μετρήσεων. Πέρα από την χρονική διαφορά των ελαχίστων στην κυματομορφή της πίεσης, το  $\Delta t$  της σχέσης 2.4.3 μπορεί να υπολογιστεί και από τον χρόνο που κάνει το ελάχιστο της κυματομορφής της ταχύτητας ροής αίματος μεταξύ δύο σταθερών γνωστών περιοχών.

#### 2.4.4 Μέθοδος PV-loop

Βασιζόμενοι στην αρχή διατήρησης της μάζας και της ορμής της ροής του αίματος κατά μήκος μιας αρτηρίας, προκύπτει μια σχέση που συνδέει την μεταβολή της πίεσης με την μεταβολή της ταχύτητας της ροής. Η σχέση αυτή, γνωστή ως “water hammer equation”, δίνεται παρακάτω,

$$dP_{\pm} = \pm \rho c dV_{\pm} \quad (2.4.4)$$

Όπου  $\rho$  είναι η πυκνότητα του αίματος και το πρόσημο ‘+’ αναφέρεται στα προς τα εμπρός κινούμενα κύματα ενώ το πρόσημο ‘-’ στα ανακλώμενα (Hughes A.D. and Parker K.H., 2009).

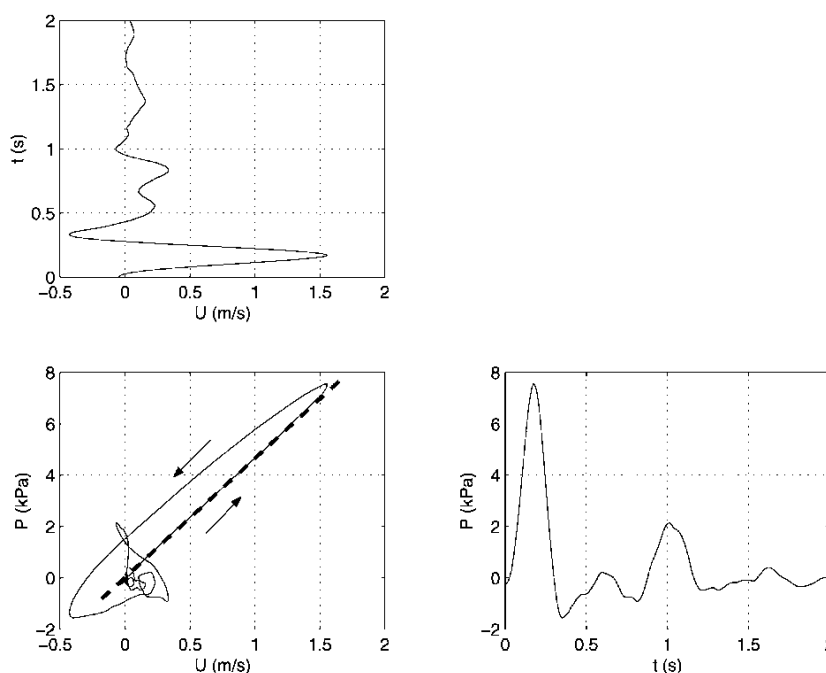
Η μέθοδος PV-loop βασίζεται στον εντοπισμό ενός γραμμικού τμήματος της καμπύλης πίεσης-ταχύτητας, όταν δεν υπάρχουν ανακλώμενα κύματα (Εικόνα 2.4.2). Η κλίση αυτού του γραμμικού τμήματος ισούται με το γινόμενο  $\rho c$ . Αυτή η μέθοδος παρέχει πληροφορία για την τοπική ταχύτητα κύματος σε μία μόνο περιοχή μετρήσεων, σε αντίθεση με τις προηγούμενες δύο μεθόδους που περιγράφηκαν παραπάνω. Είναι σημαντικό να τονιστεί πως σε περίπτωση όπου η διάδοση των κυμάτων δεν είναι μονόδρομη, η μέθοδος PV-loop



δεν έχει ισχύ. Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, στην πρώιμη συστολή (early systole) απουσιάζουν τα ανακλώμενα κύματα και επομένως για αυτό το χρονικό διάστημα και μόνο η κλίση της καμπύλης πίεσης-ταχύτητας είναι σημαντική και εκφράζεται ως,

$$\rho c = \left( \frac{dP}{dV} \right)_{\text{early systole}} \quad (2.4.5)$$

Ο εντοπισμός της ενδιαφέρουσας γραμμικής περιοχής μπορεί να γίνει είτε με το μάτι με την τοποθέτηση μιας ευθείας γραμμής στο κατάλληλο μέρος, είτε με την μέθοδο της γραμμικής εφαρμογής (Linear Regression) των δεδομένων. Από προηγούμενες μελέτες η διαφορά στις τιμές μεταξύ των δύο μεθόδων δεν ξεπερνάει το 5%. (Aguado-Sierra J. et al., 2006), (Jonathan P. et al., 2020), (Alastruey J., 2011), (Khir A.W. et al., 2001), (Swalen M.J.P. and Khir A.W., 2009), (Hacham Wisam S. and Khir Ashraf W., 2019).



Εικόνα 2.4.2 Ενδεικτικά διαγράμματα  $P(t)$ ,  $V(t)$  και  $PV$ -loop από μετρήσεις σε διάταξη προσομοίωσης (Khir A.W. et al., 2001).

Απαραίτητη προϋπόθεση για την εφαρμογή αυτής της μεθόδου, πέρα από την απουσία ανακλώμενων κυμάτων είναι ο χρονικός συγχρονισμός των κυματομορφών της πίεσης και της ταχύτητας. Αυτό είναι σημαντικό επειδή οι περισσότερες μέθοδοι μέτρησης ταχύτητας ή ροής συνοδεύονται από κάποια χρονική καθυστέρηση στην έξοδο του μετατροπέα είτε λόγω low-pass φίλτρων σε μετρητές ηλεκτρομαγνητικής ροής, είτε στην επεξεργασία αλγορίθμων σε συσκευές υπερήχων Doppler. Μετατοπίζοντας την κυματομορφή της ταχύτητας και σχεδιάζοντας τον βρόχο  $PV$ , είναι εύκολο να προσδιοριστεί η επιθυμητή χρονική μετατόπιση που θα παράγει την καλύτερη γραμμική σχέση πίεσης-ταχύτητας στην πρώιμη συστολή (Khir A.W. et al., 2004).

#### 2.4.5 Μέθοδος InDV-loop

Από την σχέση 2.4.6 είναι φανερό πως η ταχύτητα διάδοσης του κύματος εξαρτάται από την μεταβολή της ταχύτητας ροής του αίματος και την μεταβολή του λογαρίθμου της διαμέτρου του αγγείου.

$$c = \frac{1}{2} \frac{dV}{d(\ln D)} \quad (2.4.6)$$

Όπου V η ταχύτητα ροής αίματος και D η διάμετρος του αγγείου.

Η μέθοδος αυτή εφαρμόζεται μόνο σε χρονικό διάστημα του καρδιακού κύκλου όπου απουσιάζουν οι ανακλάσεις. Αν σχεδιαστεί το διάγραμμα της μεταβολής του InD (m) συναρτήσει της ταχύτητας ροής V (m/s) για την πρώιμη συστολή προκύπτει μια γραμμική περιοχή, η κλίση της οποίας αντιστοιχεί στον λόγο 1/2c. Από αυτή την κλίση λοιπόν υπολογίζεται η ταχύτητα διάδοσης του κύματος (Borlotti A. et al., 2012), (Alastruey J., 2011).

#### 2.4.6 Μέθοδος QA-loop

Η ταχύτητα διάδοσης του κύματος, σύμφωνα με αυτή τη μέθοδο, είναι η ταχύτητα με την οποία η διαταραχή της διατομής ΔA έχει ταξιδέψει διαμέσου της αρτηής. Ο όγκος που εκτινάσσεται μέσα στην αρτηή είναι ΔV=ΔA\*Δx. Από τον ορισμό της ταχύτητας διάδοσης κύματος Δx/Δt προκύπτει η σχέση 2.4.7.α,

$$c = \frac{\Delta x}{\Delta t} = \frac{\Delta V}{\Delta t * \Delta A} \quad (2.4.7.α)$$

Γνωρίζοντας πως η μεταβολή της παροχής δίνεται από τον τύπο ΔV/Δt προκύπτει,

$$c = \frac{\Delta Q}{\Delta A} \quad (2.4.7.β)$$

Και σε αυτή την περίπτωση στο διάγραμμα παροχής Q(ml/s) συναρτήσει της διατομής εντοπίζεται γραμμική περιοχή σε διάστημα όπου δεν υπάρχουν ανακλάσεις, η κλίση της οποίας αποδίδει την PWV. Από την σχέση 2.4.7.β φαίνεται πως όταν συμβαίνει εκτόνωση σε ένα άκαμπτο αγγείο όπου η μεταβολή ΔA θα είναι μικρή, η ταχύτητα διάδοσης κύματος θα είναι μεγάλη (Alastruey J., 2011), (Westerhof N. et al., 2010).

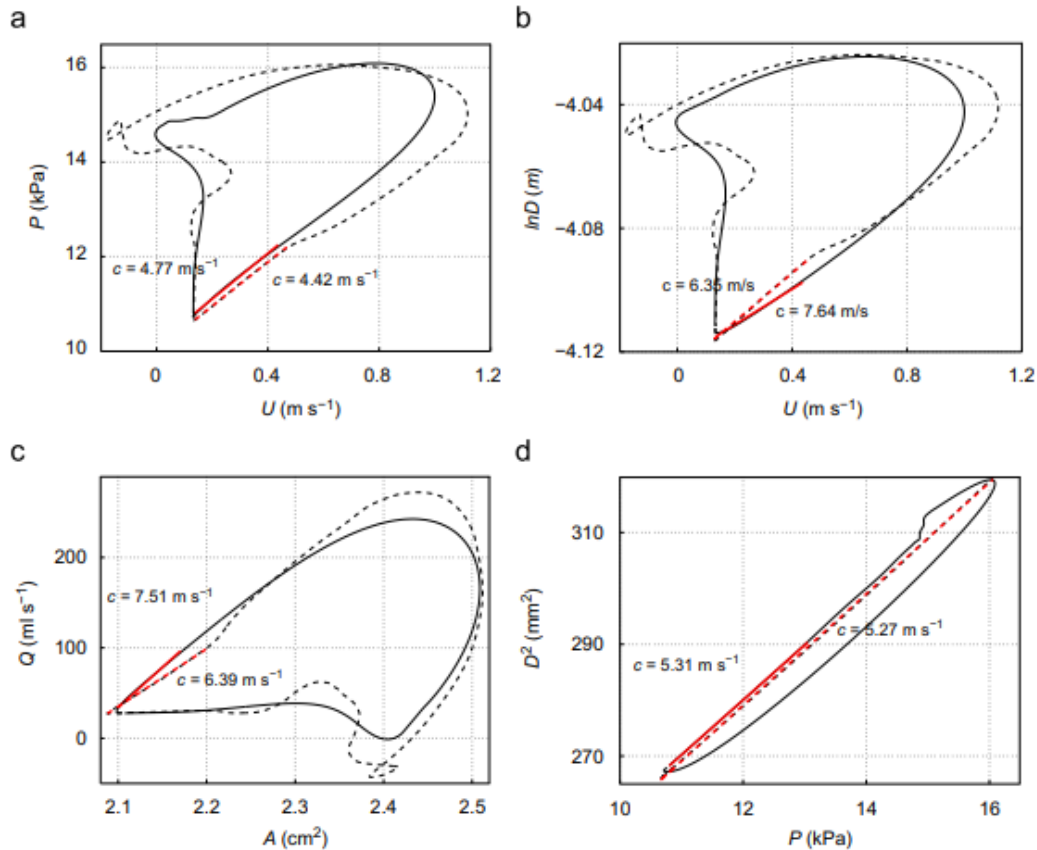
#### 2.4.7 Μέθοδος D<sup>2</sup>P-loop

Υποθέτοντας πως το αρτηριακό τοίχωμα είναι ένα ελαστικό υλικό, προκύπτει πως υπάρχει μια γραμμική σχέση μεταξύ του τετραγώνου της διαμέτρου και της πίεσης στο τέλος της διαστολής. Η σχέση 2.4.8 δίνει την τιμή της ταχύτητας διάδοσης κύματος από την κλίση του διαγράμματος D<sup>2</sup> με την πίεση P στο τέλος της διαστολής.

$$c = D_0 \sqrt{\frac{dP}{\rho d(D^2)}} \quad (2.4.8)$$

Όπου ρ είναι η πυκνότητα και D<sub>0</sub> η μέση τιμή της αρτηριακής διαμέτρου (Alastruey J., 2011).

Συνοπτικά για τις παραγράφους 2.2.4 έως 2.2.7, παρουσιάζονται ενδεικτικά κάποια διαγράμματα με τις αντίστοιχες κλίσεις των βρόχων (Alastruey J., 2011).



Εικόνα 2.4.3 PV-loop (a), lnDV-loop (b), QA-loop (c) και D2P-loop (d) σε περιοχή στην θωρακική αορτή (Alastruey J., 2011).

#### 2.4.8 Χρονική και χωρική μεταβολή της πίεσης

Επιπλέον για μία αρτηρία σε περιοχή όπου δεν υπάρχουν ανακλάσεις, η ταχύτητα διάδοσης του κύματος μπορεί να προκύψει υπολογίζοντας την χρονική και χωρική παράγωγο της πίεσης (Westerhof N. et al., 2010).

$$c = \frac{dP/dt}{dP/dx} \quad (2.4.9)$$

#### 2.4.9 Παράγοντας ακαμψίας $\beta$

Ο παράγοντας ακαμψίας  $\beta$  δίνεται από την σχέση 2.4.10 και όπως φαίνεται συνδέει τον λογάριθμο του λόγου της συστολικής προς την διαστολική πίεση με την σχετική μεταβολή στην διάμετρο η οποία καθορίζει τις ελαστικές ιδιότητες του αγγείου.

$$\ln\left(\frac{P}{P_0}\right) = \beta * \frac{D-D_0}{D_0} \quad (2.4.10)$$

Από την παραπάνω σχέση προκύπτει πως η ταχύτητα διάδοσης του κύματος δίνεται από την σχέση 2.4.11,

$$c = \sqrt{\frac{\beta P}{2\rho}} \quad (2.4.11)$$

Όπου  $\rho$  είναι η πυκνότητα του αίματος (Alastruey J., 2011).

#### 2.4.10 Μέθοδος αθροίσματος τετραγώνων $\Sigma^2$

Η μέθοδος αυτή απαιτεί ταυτόχρονες μετρήσεις πίεσης και ταχύτητας ροής σε ένα μοναδικό σημείο κατά την διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου. Η σχέση 2.4.12 δίνει την τιμή της PWV,

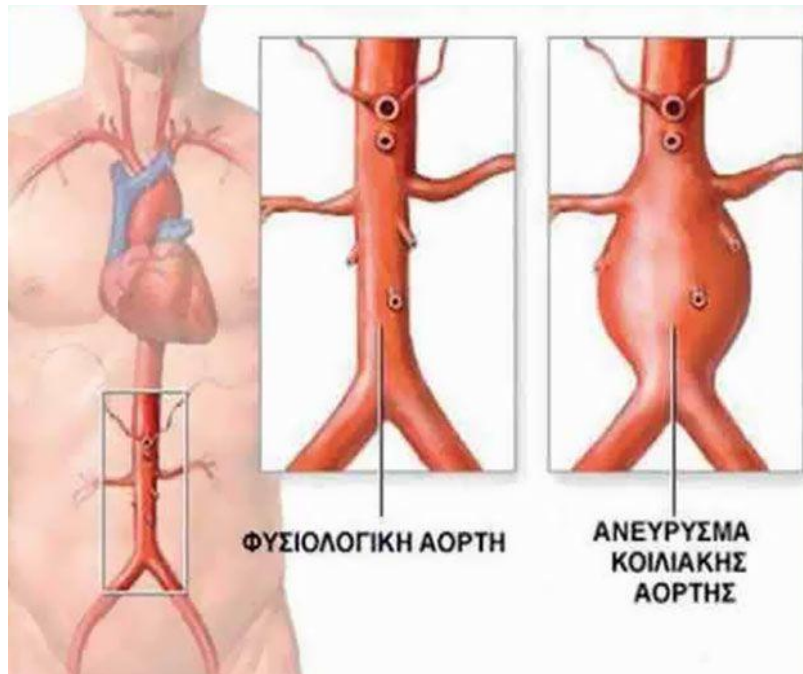
$$c = \frac{1}{\rho} \sqrt{\frac{\sum dP^2}{\sum dV^2}} \quad (2.4.12)$$

Όπου τα αθροίσματα εκτείνονται σε όλο τον καρδιακό κύκλο και ισοδυναμεί με την εύρεση του γινομένου  $\rho \cdot c$  όπου ελαχιστοποιείται η ενέργεια των κυμάτων (Alastruey J., 2011). Η μέθοδος αυτή μπορεί να χρησιμοποιηθεί και σε περιοχή όπου υπάρχουν ανακλώμενα κύματα, όπως για παράδειγμα στις στεφανιαίες αρτηρίες, σε αντίθεση με τις άλλες μεθόδους. Παρ' όλα αυτά, θεωρητικά μπορεί να παρέχει εσφαλμένα αποτελέσματα αν οι μετρήσεις γίνονται σε περιοχές όπου υπάρχουν μεγάλες ανακλάσεις και υπάρχει σημαντική συγχώνευση μεταξύ των προς τα εμπρός και προς τα πίσω κυμάτων (Aguado-Sierra J. et al., 2006), (Jonathan P. et al., 2020).

### 2.5 Το Ανεύρυσμα Κοιλιακής Αορτής

Το ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής είναι μια ανατομική ανωμαλία της κοιλιακής αορτής του ανθρώπου. Αυτή η ανωμαλία είναι εξαιρετικά απειλητική για τη ζωή του ανθρώπου. Από τις παθολογικές διαταραχές στην περιοχή της κοιλιακής αορτής, όπως δημιουργία αθηρωματικής πλάκας, τις φλεγμονές αγγείων και άλλες αλλοιώσεις, το ανεύρυσμα είναι η πιο συχνή. Η ρήξη του ανευρύσματος έχει θνησιμότητα πάνω από 80%. Ενώ και τα μικρά ανευρύσματα μπορεί να οδηγηθούν σε ρήξη, μεγαλύτερος είναι ο κίνδυνος για τα μεγαλύτερα και γι' αυτόν τον λόγο η πρώιμη και έγκαιρη διάγνωση και η κατάλληλη εκτίμηση των πιθανοτήτων ρήξης αποτελούν τα κλειδιά για την διαχείριση των ΑΚΑ.

Ανεύρυσμα σχηματίζεται όταν η διάμετρος της αορτής ξεπεράσει τουλάχιστον κατά 1,5 φορά τη μέση φυσιολογική της διάμετρο. Η διάμετρος της κοιλιακής αορτής μπορεί να θεωρηθεί φυσιολογική από 14 – 30 χιλιοστά. Το ανεύρυσμα της κοιλιακής αορτής είναι μια διεύρυνση σαν εξόγκωμα που δημιουργείται σε μια εξασθενημένη περιοχή της αορτής στην κοιλιά. Η πίεση του αίματος σε κάθε χτύπημα της καρδιάς πιέζει το εξασθενημένο τοίχωμα της αορτής κάνοντας το ανεύρυσμα να διευρύνεται βαθμιαία περισσότερο. Αν το ανεύρυσμα δεν γίνει αντιληπτό, το τοίχωμα της αορτής συνεχίζει να εξασθενεί και το ανεύρυσμα συνεχίζει να μεγαλώνει. Τελικά, το ανεύρυσμα γίνεται τόσο μεγάλο και το τοίχωμά του τόσο ανίσχυρο ώστε συμβαίνει ρήξη. Αν συμβεί αυτό, προκαλείται σοβαρή εσωτερική αιμορραγία, μια κατάσταση που είναι μοιραία στις περισσότερες περιπτώσεις (Polak P., 2012).

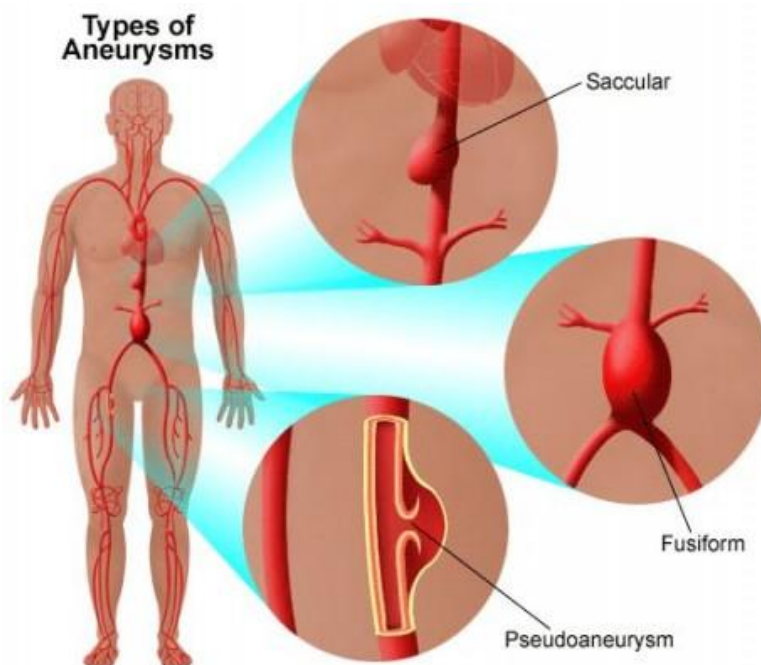


Εικόνα 2.5.1 Ανεύρυσμα Κοιλιακής Αορτής (U.S. National Library of Medicine).

Τα ανευρύσματα της κοιλιακής αορτής, ανάλογα με την ανατομική τους θέση, διακρίνονται σε υπερνεφρικά και υπονεφρικά. Υπερνεφρικά ανευρύσματα είναι αυτά που αφορούν την κοιλιακή αορτή κεντρικότερα της έκφυσης των νεφρικών αρτηριών. Αν το ανεύρυσμα περιλαμβάνει τις νεφρικές αρτηρίες μπορεί να ταξινομηθεί ως παρανεφρικό. Συμπληρωματικά, τα υπονεφρικά ανευρύσματα εντοπίζονται στο τμήμα της κοιλιακής αορτής περιφερικότερα της έκφυσης των νεφρικών αρτηριών και είναι τα συχνότερα, περίπου 95% των περιπτώσεων.

Ανάλογα με την διάταση του αγγειακού τοιχώματος, τα ανευρύσματα κοιλιακής αορτής διακρίνονται σε σακοειδή και ατρακτοειδή. Τα σακοειδή ανευρύσματα εμφανίζουν το εξόγκωμα στην μια πλευρά του άξονα του αυλού και μοιάζουν με μικρούς σάκους στην πλευρά του αγγείου. Τα ατρακτοειδή, από την άλλη, παρουσιάζουν την διάταση συμμετρικά ως προς τον άξονα.

Ο μηχανισμός ο οποίος ορίζει το είδος του ανευρύσματος, σακοειδές ή ατρακτοειδές, διαφέρει. Συνήθως τα σακοειδή ανευρύσματα προκύπτουν σε τέσσερις περιπτώσεις. Η πρώτη αφορά στην εμφάνιση ψευδοανευρυσμάτων τραυματικής καταβολής όπου στις περισσότερες περιπτώσεις το τραύμα καταστρέφει και τους τρεις χιτώνες του αγγείου αλλά μπορεί να οδηγήσει και την δημιουργία σακοειδούς ανευρύσματος. Η δεύτερη περίπτωση αφορά στα μυκωτικά ανευρύσματα, όπου βακτήρια προκαλούν τον εκφυλισμό των χιτώνων του αγγείου. Η επόμενη περίπτωση σχετίζεται με την παθογένεια των αγγείων αιμάτωσης του έξω χιτώνα, με αποτέλεσμα να επηρεάζεται η στιβαρότητα ολόκληρου του αγγείου. Τέλος, σακοειδές ανεύρυσμα μπορεί να δημιουργηθεί και εξαιτίας έλκους που μπορεί να τρυπήσει τον μέσο χιτώνα του αγγείου και έτσι οι αρτηριακές πιέσεις που ασκούνται να οδηγήσουν σε τοπική διάταση. Επιπρόσθετα, στα ατρακτοειδή ανευρύσματα και οι τρεις χιτώνες του αγγείου έχουν ενιαία δομή, χωρίς ανομοιόμορφα διαμορφωμένες επιφάνειες (Kotsikoris I.G., 2007).



Εικόνα 2.5.2 Τύποι Ανευρύσματος Κοιλιακής Αορτής (Stanford Health Care.org, <https://stanfordhealthcare.org/medical-conditions/blood-heart-circulation/thoracic-aortic-aneurysm/types.html>).

### 2.5.1 Διάγνωση Ανευρύσματος Κοιλιακής Αορτής

Η διάγνωση του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής είναι ιδιαίτερα δύσκολη καθώς δεν υπάρχουν ξεκάθαρα ορισμένες τιμές αναφοράς ανατομικών χαρακτηριστικών του αγγείου σε όλο το μήκος του, όπως τιμές της διαμέτρου. Αυτές εξαρτώνται από πολλούς παράγοντες – ηλικία, φύλο, ατομική μορφολογία αγγείων, κλινικό ιστορικό, κληρονομικότητα – γεγονός που δεν επιτρέπει τον ορισμό συγκεκριμένων κριτηρίων για τη διάγνωση της παθολογίας.

Ωστόσο, μια γενική εικόνα των τιμών της διαμέτρου κατά μήκος της αορτής, για έναν ενήλικα άντρα και μια ενήλικη γυναίκα, μπορεί να βάλει τα όρια, σύμφωνα με τα οποία μια τιμή μπορεί να χαρακτηριστεί ως φυσιολογική ή όχι. Μια τυπική τιμή της διαμέτρου ενός ενήλικα άνδρα είναι τα 27 χιλιοστά στη διαφραγματική περιοχή της ενώ μειώνεται φτάνοντας στα 21 χιλιοστά στην περιοχή του λαγόνιου διχασμού. Στις ενήλικες γυναίκες, οι αντίστοιχες τιμές είναι μικρότερες κατά 3 με 5 χιλιοστά (Polak P., 2012). Από τα παραπάνω και με κριτήριο μόνο τα ανατομικά χαρακτηριστικά θέτονται τα πιο κάτω όρια για την αναγνώριση μιας περίπτωσης ανευρύσματος κοιλιακής αορτής. Ορίζεται ως κατώφλι για τις τιμές της διαμέτρου σε ανευρυσματικό αγγείο τα 3-4 εκατοστά. Η αύξηση της διαμέτρου του αυλού να είναι από 50% και άνω σε σχέση με την αρχική τιμή της. Εναλλακτικά όπως αναφέρθηκε και νωρίτερα, η διάμετρος του αγγείου να είναι 1,5 φορές μεγαλύτερη από αυτή του πλησιέστερου τμήματος που δεν έχει διαταθεί (Polak P., 2012), (Τσακιλιώτης Σ., 2012).

Πέρα από τα παραπάνω ανατομικά χαρακτηριστικά που έχει η περιοχή στη οποία εμφανίζεται το ανεύρυσμα, σημαντικά είναι τα συμπτώματα που μπορεί να παρουσιάζει κάποιος ο οποίος πάσχει από μια τέτοια παθολογία. Παρ' όλο που τις πιο πολλές φορές το ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής είναι ασυμπτωματικό και η διάγνωση γίνεται τυχαία αξίζει να αναφερθούν πιθανά ενδεικτικά στοιχεία της πάθησης. Αρχικά, ο ασθενής μπορεί να έχει

αίσθημα παλμών στην κοιλιά σε συγχρονισμό με τους παλμούς της καρδιάς ή χρόνιο άτυπο κοιλιακό/οσφυϊκό άλγος. Σε ποσοστό 20-25% μπορεί να συμβεί ρήξη του ανευρύσματος με αιφνίδιο άλγος στην κοιλιά ή στην οσφύ και μπορεί να ακτινοβολεί στους γλουτούς, στις βουβώνες, στο όσχεο, στους όρχεις ή στο σκέλος. Το άλγος είναι συνεχές ή κωλικοειδές και συνοδεύεται με καταπληξία, σφύζουσα κοιλιακή μάζα και συγκοπτικό επεισόδιο. Επίσης το ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής μπορεί να εκφραστεί με εικόνα θρομβοεμβολικών συμβαμάτων, κυρίως τα μικρά ανευρύσματα και όταν ο θρόμβος κάνει προεκβολές και η ταχύτητες είναι μεγάλες, ή με εικόνα πίεσης παρακείμενων δομών, υδρονέφρωση, διάβρωση σπονδύλου και άλλα. Σε σπάνιες περιπτώσεις, στα πόδια και τα δάκτυλά σας μπορεί να εμφανιστούν περιοχές με μπλε χρώμα και πόνο, λόγω εμβολής (διασκόρπισης) συντριμμάτων αθηροθρομβωτικού υλικού από το ανεύρυσμα προς τα κάτω – σύνδρομο κυανών δακτύλων – (Kotsikoris I. G., 2019).

Ο κύριος τρόπος για να διαγνωστεί η ύπαρξη ανευρύσματος κοιλιακής αορτής είναι με απλό υπερηχογράφημα της κοιλιάς. Μετά από αυτήν την εξέταση αν υπάρξει υπόνοια ανευρύσματος συστήνεται να γίνει μια από τις παρακάτω εξετάσεις, υπερηχογράφημα triplex κοιλιακής αορτής και λαγονίων αρτηριών, αξονική τομογραφία (CT) ή μαγνητική τομογραφία (MRI). Ο υπέρηχος της κοιλιακής αορτής και των λαγονίων αρτηριών είναι μία μη επεμβατική εξέταση που σε πεπειραμένα χέρια έχει μεγάλο βαθμό αξιοπιστίας. Αποτελεί τη μέθοδο εκλογής για το πληθυσμιακό screening και για την παρακολούθηση μικρών ανευρυσμάτων. Επιτρέπει επίσης την εξέταση της μηριαίας και ιγνυακής αρτηρίας για πιθανό ανεύρυσμα. Η αξονική αγγειογραφία δίνει τις περισσότερες πληροφορίες όσον αφορά στην ύπαρξη του ανευρύσματος καθώς και τα χαρακτηριστικά του. Είναι η μέθοδος εκλογής πριν γίνει αποκατάσταση, επιτρέπει τη μέτρηση απαραίτητων ανατομικών δεδομένων και δείχνει την ύπαρξη θρόμβου και τη σχέση του ανευρύσματος με τα άλλα όργανα. Σε ορισμένες περιπτώσεις η αξονική αγγειογραφία μπορεί να αντικατασταθεί από την μαγνητική τομογραφία.

Εξαιτίας της συχνής εμφάνισης της νόσου σε συγκεκριμένο ηλικιακό πληθυσμό, για προληπτικούς λόγους προτείνονται χρονικά διαστήματα ελέγχου σε συγκεκριμένες πληθυσμιακές ομάδες. Άνδρες και γυναίκες άνω των 65 πρέπει να ελέγχονται υπερηχοτομογραφικά. Στους άνδρες 55 ετών και τις γυναίκες 65 ετών απαιτείται υπερηχοτομογραφικός έλεγχος αν υπάρχει σχετικό οικογενειακό ιστορικό ή ιστορικό καπνίσματος (Sourabh A. et al., 2011). Σε κάθε περίπτωση, αν ο έλεγχος αναδείξει ανώτατη διάμετρο κοιλιακής αορτής τα 2,7 εκατοστά δεν απαιτείται επανέλεγχος. Αντίθετα, αν η ανώτατη διάμετρος ανήκει στο εύρος 3,0 με 3,4 εκατοστά, ο επανέλεγχος τελείται ανά τριετία, αν ανήκει στο εύρος 3,5 με 4,5 εκατοστά τελείται ετησίως και αν ανήκει στο εύρος 4,5 με 5,4 εκατοστά τελείται ανά εξάμηνο. Σε ανώτερες τιμές διαμέτρων, απαιτείται ιατρική συμβουλή ως προς την αποκατάσταση της παθολογίας (Τσακιλιώτης Σ., 2012).

### 2.5.2 Επιδημιολογία

Η ολική θνητότητα του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής μπορεί να φτάσει το 90%. Στις ανεπτυγμένες χώρες αποτελεί την δέκατη αιτία θανάτου στους άνδρες μετά την ηλικία των 55 ετών και την δέκατη τρίτη αιτία θνησιμότητας στον γενικό πληθυσμό. Συγκεκριμένα,

στις Ηνωμένες Πολιτείες της Αμερικής, τέτοια περιστατικά εμφανίζονται με συχνότητα 0,5% με 3,2% ή αντίστοιχα δηλώνονται 3 με 117 ασθενείς στα 100.000 άτομα του πληθυσμού. Η πιθανότητα ρήξης του ανευρύσματος στο 4,4% των καταγεγραμμένων περιστατικών (Sourabh A. et al., 2011).

Η συχνότητα των ανευρυσμάτων της κοιλιακής αορτής είναι περίπου 3% με μεγαλύτερη στους λευκούς άνδρες που είναι περίπου 4,2%. Στη Ελλάδα η συχνότητα είναι περίπου 1%. Οι άντρες της Καυκάσιας φυλής άνω των 65 ετών νοσούν κατά 4,7% ενώ αντίστοιχα οι Ασιάτες κατά 0,45%. Η συχνότητα των ανευρυσμάτων της θωρακικής αορτής είναι περίπου 6 στους 100.000 και σε ποσοστό 25% συνυπάρχει ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής. Σε ασθενείς με ΑΚΑ σε ποσοστό 25% συνυπάρχει ανεύρυσμα λαγονίων και σε ποσοστό 10% συνυπάρχει ανεύρυσμα ιγνυακής.

Η πάθηση προκαλείται πιθανώς από πολλούς παράγοντες, έτσι το ανεύρυσμα θεωρείται αντίδραση του αγγειακού τοιχώματος σε διάφορες ασθένειες. Δεν είναι σπάνια πάθηση και τις περισσότερες φορές συνοδεύεται και από άλλες παθολογικές καταστάσεις, όπως η περιφερική αποφρακτική αρτηριοπάθεια, η στεφανιαία νόσος και διάφορες αναπνευστικές διαταραχές, όπως η αποφρακτική πνευμονοπάθεια. Άλλοι παράγοντες κινδύνου είναι το οικογενειακό ιστορικό, η δυσλιπιδαιμία, η αθηροσκλήρωση και το ιστορικό καπνίσματος, παράγοντες που ισχύουν τόσο στους άντρες όσο και στις γυναίκες. Παρατηρείται εξαπλάσια πιθανότητα διάγνωσης ανευρύσματος σε συγγενείς πρώτου βαθμού ασθενούς με ΑΚΑ. Οι ασθενείς με μεγαλύτερο κίνδυνο εμφάνισης ΑΚΑ είναι οι άνδρες ηλικίας άνω των 50 ετών με ταυτόχρονο ή μη ιστορικό περιφερικής αγγειακής νόσου. Στις γυναίκες η εμφάνιση της νόσου καθυστερεί, έχοντας κατώτερο όριο εμφάνισης τα 60 έτη (Τσακιλιώτης Σ., 2012).

### 2.5.3 Επικινδυνότητα της Αορτικής Ανευρυσματικής Νόσου

Η επικινδυνότητα της αορτικής ανευρυσματικής νόσου και η εξέλιξη της είναι άμεσα συνδεδεμένη με τον ρυθμό ανάπτυξης του ανευρύσματος. Ο ρυθμός αυτός φαίνεται πως είναι ανάλογος του μεγέθους του ανευρύσματος καθώς τα μεγαλύτερης έκτασης ανευρύσματα αναπτύσσονται με ταχύτερους ρυθμούς από τα μικρότερα. Κατά κύριο λόγο, έχει προκύψει πως ο ρυθμός ανάπτυξης ενός ανευρύσματος κοιλιακής αορτής είναι 1 με 2 χιλιοστά τον χρόνο για ανευρύσματα μεγέθους 3 ή 4 εκατοστά, ενώ για μεγαλύτερα ανευρύσματα ο ρυθμός αυξάνεται στα 4 με 5 χιλιοστά το έτος ή και περισσότερο. Παρ' όλα αυτά έχουν υπάρξει και εξαιρέσεις όπου πολύ μεγάλα ανευρύσματα είχαν ιδιαίτερα μικρό ρυθμό ανάπτυξης (Polak P., 2012), (American College of Cardiology/American Heart Association, 2006).

Είναι σαφές πως η εμφάνιση ανευρύσματος σε περιοχή του αγγείου και κυρίως σε περίπτωση ρήξης οδηγεί σταδιακά στην μηχανική κατάρρευση του. Κάτι που χρήζει περισσότερης μελέτης είναι το αν η ανάπτυξη θρομβώσεων στις περιοχές των ανευρυσμάτων δρα ενισχυτικά στον εκφυλισμό των τοιχωμάτων του αγγείου ή συντελεί στην αντίστασης απέναντι στη διαρραγή. Η επικρατέστερη άποψη με βάση μελέτες, δείχνει πως η ενεργός μεταβολική δράση των ενζύμων που δομούν τις θρομβώσεις ενισχύει τις μηχανικές φορτίσεις των τοιχωμάτων (Polak P., 2012).



Η διαρραγή του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής εξαρτάται από διάφορες παραμέτρους που σχετίζονται με την αρτηριακή πίεση, τη φαρμακευτική αγωγή, τον τρόπο ζωής και άλλα χαρακτηριστικά του ατόμου (Τσακλιώτης Σ., 2012). Ωστόσο, η διαρραγή του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής αποτελεί την πιο συχνή και ταυτόχρονα επικίνδυνη επιπλοκή της νόσου αφού μπορεί να προκαλέσει οξεία οπισθοπεριτοναϊκή ή ενδοπεριτοναϊκή αιμορραγία. Ο κίνδυνος ρήξης του είναι ανάλογος με το μέγεθος του ανευρύσματος. Ενδεικτικά, ο ετήσιος κίνδυνος ρήξης ανευρύσματος ανάλογα με το μέγεθος φαίνεται στον παρακάτω πίνακα (Πίνακας 2.5.1) (Polak P., 2012), (Sourabh A. et al., 2011).

**Πίνακας 2.5.1 Ετήσιος κίνδυνος ρήξης ανευρύσματος ανάλογα με το μέγεθος του (Kotsikoris I. G., 2019).**

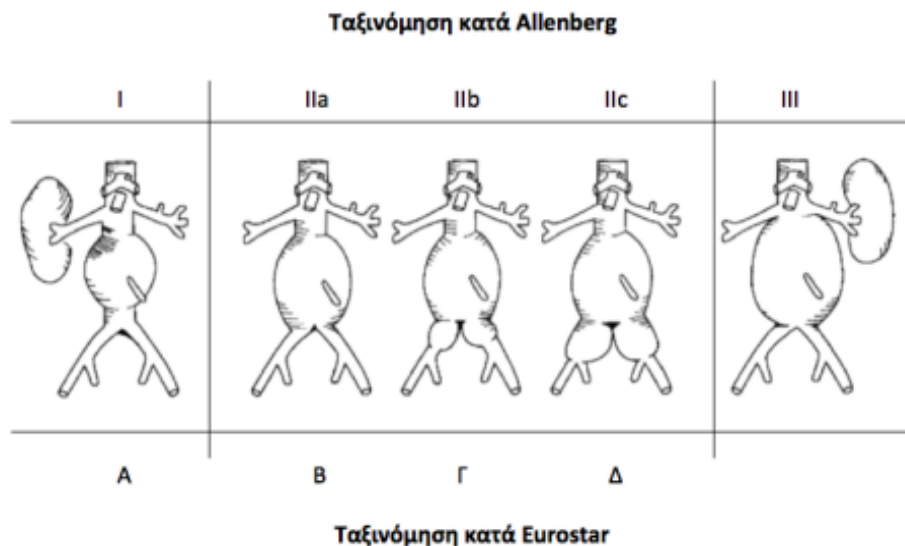
Μέγεθος Ανευρύσματος (cm)	Κίνδυνος ρήξης / έτος (%)
<4	0
4– 5	0,5 – 5
5– 6	3 – 15
6– 7	10 – 20
7– 8	20 – 40
>8	30 – 50

#### 2.5.4 Αντιμετώπιση Ανευρύσματος Κοιλιακής Αορτής

Τα ανευρύσματα που χρήζουν αντιμετώπισης είναι το επώδυνο ανεύρυσμα (κοιλιακό ή οσφυϊκό άλγος), το ατρακτοειδές ανεύρυσμα άνω 5,5 εκατοστών, το σακοειδές ανεύρυσμα, όταν υπάρχει αύξηση διαμέτρου μεγαλύτερη των 8 χιλιοστά στο έτος και οι επιπλοκές ανευρύσματος (ραγέν ανεύρυσμα). Ανάλογα με την σοβαρότητα της κατάστασης του ασθενή και με άλλους παράγοντες, υπάρχουν τρεις επιλογές θεραπείες για το ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής. Η πρώτη μέθοδος βασίζεται στην συντηρητική θεραπεία, η δεύτερη αφορά σε χειρουργική επέμβαση ανοιχτού ανευρύσματος και η τελευταία στην ενδαγγειακή αποκατάσταση του ανευρύσματος.

Η επιλογή της μεθόδου λαμβάνεται από τον θεράπων ιατρό, έχοντας υπόψη τον τύπο του ανευρύσματος ανάλογα με την μορφολογία του. Σύμφωνα με την βιβλιογραφία, οι δύο βασικές κατατάξεις των ανευρυσμάτων με αυτό το κριτήριο είναι οι κατά Allenberg και κατά Eurostar, όπου απεικονίζονται στην εικόνα 2.5.3 (Τσακλιώτης Σ., 2012).

Ο τύπος I κατά Allenberg/τύπος A κατά Eurostar αναφέρεται στα ανευρύσματα κοιλιακής αορτής όπου το υπονεφρικό τμήμα και η περιοχή περί το λαγόνιο διχασμό είναι υγιείς. Ο τύπος II/B,Γ,Δ διαφοροποιείται ως προς τη μορφολογία στην περιοχή του λαγόνιου διχασμού. Συνεπώς, το IIa/B αφορά σε ανεύρυσμα που εκτείνεται ως το λαγόνιο διχασμό, το IIb/Γ σε ανεύρυσμα όπου έχουν εκφυλιστεί και οι λαγόνιες αρτηρίες από τη νόσο ενώ το IIc/Δ σε ανεύρυσμα όπου η παθολογία είναι έντονη και στο αορτικό τμήμα αλλά και στις λαγόνιες αρτηρίες. Τέλος, ο τύπος III κατά Allenberg όπου δεν υπάρχει αντιστοιχία στην κλίμακα Eurostar, αφορά σε ανευρύσματα όπου το υπονεφρικό τμήμα δεν είναι υγιές αλλά η ανευρυσματική περιοχή έχει ανέλθει έντονα προς τις νεφρικές αρτηρίες.



Εικόνα 2.5.3 Κατάταξη ανευρυσμάτων κοιλιακής αορτής κατά Allenberg (άνω) και κατά Eurostar (κάτω) (Τσακλιώτης Σ., 2012).

Η ταξινόμηση αυτή των ανευρυσμάτων κοιλιακής αορτής είναι χρήσιμη καθώς βοηθάει στην επιλογή του τύπου της χειρουργικής αποκατάστασης για την αντιμετώπιση της παθολογείας. Με βάση τα παραπάνω, οι τύποι I/A και II/B,Γ,Δ μπορούν να αντιμετωπιστούν με εισαγωγή ενδομοσχεύματος. Ενώ, ο τύπος III απαιτεί χειρουργική επέμβαση ανοιχτού ανευρύσματος (American College of Cardiology/American Heart Association, 2006).

#### 2.5.4.1 Συντηρητική Θεραπεία

Η συντηρητική θεραπεία επιλέγεται όταν οι άλλες δύο μέθοδοι μπορεί να έχουν εξαιρετικά αρνητικές επιπτώσεις στον ασθενή. Για παράδειγμα, όταν παθοφυσιολογικοί παράγοντες του υπό εξέταση ασθενή αποτελούν ένδειξη πως τα ποσοστά επιβίωσης του ύστερα από την χειρουργική επέμβαση – είτε ανοιχτή είτε ενδαγγειακή – είναι χαμηλά, επιλέγεται η συντηρητική θεραπεία. Σε αυτή τη περίπτωση ανήκουν συνήθως ασθενείς μεγάλης ηλικίας.

Μια ακόμα περίπτωση εφαρμογής της συντηρητικής θεραπείας είναι τα μικρά ανευρύσματα διαμέτρου κάτω των 5 εκατοστών, τα οποία έχουν πολύ μικρό κίνδυνο ρήξης και επειδή το ενδεχόμενο ρίσκο επιπλοκών της χειρουργικής αποκατάστασης είναι μεγαλύτερο από τον πραγματικό κίνδυνο ρήξης, η χειρουργική αποκατάσταση δεν συνιστάται. Σε αυτή τη περίπτωση συστήνεται τακτική παρακολούθηση κάθε έξι ή δώδεκα μήνες με νέα αξονική αγγειογραφία (CTA) ή υπερηχογράφημα κοιλίας προκειμένου να επανεκτιμηθεί το μέγεθος του ανευρύσματος και η παρουσία τυχών συμπτωμάτων.

Για την συντηρητική θεραπεία, κίριας σημασίας είναι η αρτηριακή πίεση και τα επίπεδα χοληστερόλης, τα οποία ελέγχονται με κατάλληλη φαρμακευτική θεραπεία – αντιυπερτασικά και υπολιπιδαιμικά φάρμακα –. Επίσης, προτείνεται η λήψη ασπιρίνης η οποία προστατεύει από τις επιπλοκές που μπορεί να προκαλέσει η αθηροσκλήρωση, μεταξύ των οποίων είναι και η εξέλιξη του ανευρύσματος της κοιλιακής αορτής. Πέρα από τα παραπάνω, ο υγιεινός τρόπος ζωής, η τακτική άσκηση και απαραίτητα η διακοπή του

καπνίσματος είναι αναγκαία για την συντηρητική θεραπεία του ΑΚΑ. Ωστόσο, το ανεύρυσμα δεν εξαλείφεται, αλλά με την κατάλληλη φαρμακευτική αγωγή μπορεί να επιτευχθεί επιβράδυνση ή ακόμα και παύση της ανάπτυξής του (Sakalihasan et al., 2005). Τέλος, σύγχρονες κυτταρικές θεραπείες μπορούν να θεωρηθούν πιθανοί τρόποι αντιμετώπισης της εξέλιξης της ανευρυσματικής νόσου. Όμως, απαιτείται περεταίρω μελέτη για την διεξαγωγή ενός γενικώς αποδεκτού συμπεράσματος γύρω από το ζήτημα.

Σπάνια ένα μικρό ανεύρυσμα μπορεί να απαιτεί χειρουργική επέμβαση. Αυτό ισχύει μόνο στις περιπτώσεις ταχείας διάτασης του ανευρύσματος, εκδήλωσης συμπτωμάτων ή λόγω σακοειδούς σχήματος, έναντι ατρακτοειδούς, το οποίο υποδηλώνει υψηλό κίνδυνο ρήξης.

#### 2.5.4.2 Χειρουργική Επέμβαση Ανοιχτού Ανευρύσματος

Η ανοιχτή αποκατάσταση θεωρείται ακόμα και σήμερα πολλές φορές η καλύτερη λύση ειδικά για νεότερους ασθενείς ή ασθενείς με ανατομικά χαρακτηριστικά της αορτής που δεν επιτρέπουν την ασφαλή τοποθέτηση μόσχευματος. Η ανοιχτή χειρουργική είναι συνήθως μια πιο μόνιμη λύση που δεν απαιτεί επανεπεμβάσεις. Με τη μέθοδο αυτή, από μία τομή, το ασθενές τμήμα της αορτής αντικαθίσταται με ειδικό συνθετικό κυλινδρικό μόσχευμα, το οποίο επιτρέπει την κυκλοφορία του αίματος διαμέσου του.

Το μόσχευμα είναι από πολύ ισχυρό συνθετικό υλικό είτε πολυεστέρας (Dacron) είτε πολυτετραφλουοραιθυλένιο (PTFE) στο μέγεθος της φυσιολογικής αορτής. Το μόσχευμα αυτό διατηρείται για όλη τη ζωή του ασθενούς και είναι πάρα πολύ απίθανο να χρειαστεί να αντικατασταθεί. Η επέμβαση αυτή έχει επιτυχία στο 90-98% των περιπτώσεων. Η ανοιχτή επέμβαση ουσιαστικά εξαλείφει τον κίνδυνο μελλοντικής ρήξης του ανευρύσματος. Οι ασθενείς που υποβάλλονται σε αυτού του είδους την επέμβαση παραμένουν υπό παρακολούθηση στο νοσοκομείο για περίπου 4-7 ημέρες και χρειάζονται 1 με 3 μήνες για να αναρρώσουν πλήρως.

Όπως σε κάθε επέμβαση έτσι και στην ανοιχτή αποκατάσταση υπάρχει ο κίνδυνος μικρών αλλά και σοβαρών επιπλοκών. Οι αντενδείξεις για ανοιχτή αποκατάσταση είναι ο υψηλός κίνδυνος αναισθησίας, η παχυσαρκία, η καρδιολογική συννοσηρότητα και η εχθρική κοιλιά. Οι επιπλοκές σε ανοιχτή αποκατάσταση αναγράφονται στον παρακάτω πίνακα (Πίνακας 2.5.2) με την πιθανότητα να συμβούν σε ποσοστό.

**Πίνακας 2.5.2 Πιθανές επιπλοκές της χειρουργικής επέμβασης ανοιχτού ανευρύσματος (Kotsikoris I. G., 2019).**

Επιπλοκές	Πιθανότητα (%)
Θάνατος	< 5%
Καρδιακές επιπλοκές	15%
Οξύ έμφραγμα μυοκαρδίου	2-8%
Πνευμονικές επιπλοκές	8-12%
Πνευμονία	5%

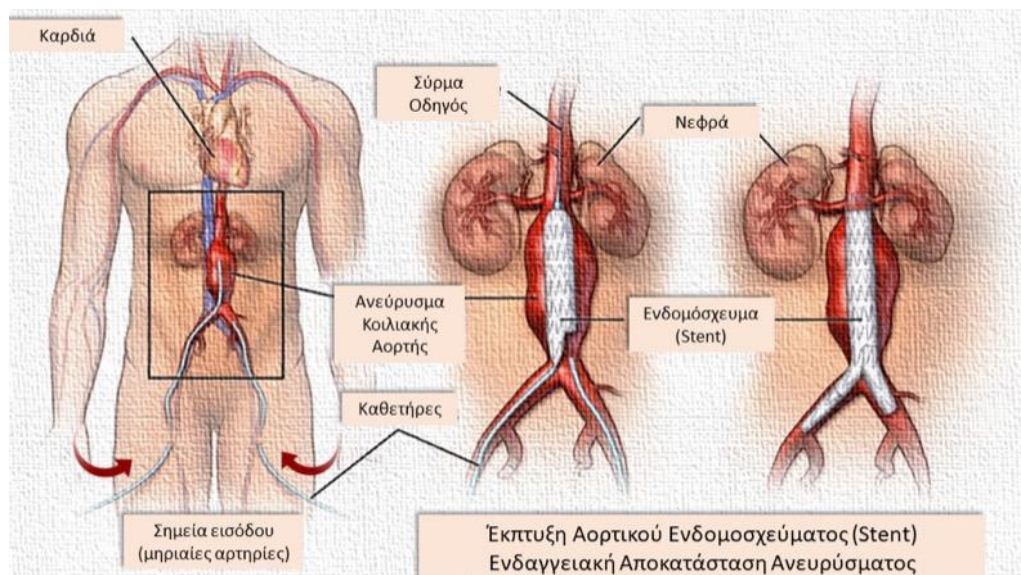
Νεφρικές επιπλοκές	5-12%
Φλεβική Θρόμβωση	8%
Πνευμονική εμβολή (λόγω χρήσης ηπαρίνης)	2-5%
Αιμορραγία	1%
Εγκεφαλικό επεισόδιο	1-4%
Ισχαμία άκρου	1%
Ισχαμία νωτιαίου μυελού	1%
Μόλυνση μοσχεύματος	1%
Θρόμβωση μοσχεύματος	1%
Διαταραχές σεξουαλικές λειτουργίας/Ιατρογενείς κακώσεις/Επιπλοκές στο γαστρεντερικό	1-2%
Καθυστερημένες επιπλοκές (αναστομωτικό ψευδοανεύρυσμα, λοίμωξη μοσχεύματος, αορτοεντερική επικοινωνία, θρόμβωση σκέλους)	3%

Συνοπτικά, η μέθοδος της χειρουργικής αποκατάστασης ανοιχτού μοσχεύματος είναι η επιλογή όταν ανευρύσματα έχουν ήδη διαρρηχθεί, για ανευρύσματα τύπου III κατά Allenberg, για νέους ασθενείς με μεγάλο προσδόκιμο ζωής, για ανευρύσματα που αναπτύσσονται γρήγορα και τέλος για ανευρύσματα μεγάλου μεγέθους (Τσακιλιώτης Σ., 2012).

#### 2.5.4.3 Ενδαγγειακή Αποκατάσταση Ανευρύσματος Κοιλιακής Αορτής (Endovascular Aortic Repair – EVAR)

Η πλειοψηφία των ανευρυσμάτων κοιλιακής αορτής πλέον αντιμετωπίζεται με την ελάχιστα επεμβατική τεχνική που ονομάζεται ενδαγγειακή αποκατάσταση ανευρύσματος (Εικόνα 2.5.4). Για την επέμβαση αυτή απαιτούνται μικρές ή και καθόλου τομές στην βουβωνική χώρα. Υπό ακτινολογική καθοδήγηση, με χρήση ειδικών ενδαγγειακών συρμάτων και καθετήρων στον αγγειακό αυλό (ενδαγγειακά / ενδαυλικά), εισάγεται δια μέσου της μηριαίας αρτηρίας μια μεταλλική ενδοπρόθεση (stent) η οποία προωθείται στο τμήμα της αορτής που βρίσκεται το ανεύρυσμα. Η ενδοπρόθεση εκπτύσσεται μέσα στην αορτή και συγκρατείται με τη βοήθεια μεταλλικών αγκίστρων και με την ακτινική δύναμη των stents (Ξενάκης Α., 2010).

Ανάλογα με τις ανάγκες του ασθενή επιλέγεται το είδος μοσχεύματος που θα χρησιμοποιηθεί. Παράμετροι οι οποίες επηρεάζουν την επιλογή είναι τα ανατομικά χαρακτηριστικά των ασθενών, η δυνατότητα στήριξης των ενδοπροσθέσεων, οι αρτηρίες που θα χρησιμοποιηθούν για την προώθηση του μοσχεύματος καθώς και η ύπαρξη γειτονικών αγγειακών κλάδων που θα πρέπει να ληφθούν υπόψη πριν την έκπτυξη του μοσχεύματος (Cronenwett J. and Johnston K., 2014). Στον Πίνακα 2.5.3 αναγράφονται τα είδη ενδοπροσθέσεων που χρησιμοποιούνται στο εμπόριο.



Εικόνα 2.5.4 Ενδαγγειακή Αποκατάσταση Ανευρύσματος Κοιλιακής Αορτής (Vascular Health.gr, <https://www.vascularhealth.gr/en/vascular-procedures/abdominal-aortic-aneurysm-endovascular-repair-evar>).

Πίνακας 2.5.3 Τύποι ενδοπροθέσεων (Benjamin M. Jackson and Jeffrey P. Carpenter, 2009).

Συσκευή	Κατασκευαστική Εταιρεία	Ημερομηνία Έγκρισης από FDA	Υλικό Ενδοπρόθεσης	Υλικό Μοσχεύματος
AneuRx AAAdvantage	Medtronic	1999	Νικέλιο-Τιτάνιο	Υφαντός Πολυεστέρας
Excluder	Gore	2002	Νικέλιο-Τιτάνιο	Πολυτετραφθοροαιθυλένιο (ePTFE)
Zenith Flex	Cook	2003	Ανοξειδωτο Αστάλι	Υφαντός Πολυεστέρας
Powerlink	Endologix	2004	Κράμα Κοβαλτίου & Χρωμίου	Πολυτετραφθοροαιθυλένιο (PTFE)
Talent	Medtronic	2008	Νικέλιο-Τιτάνιο	Υφαντός Πολυεστέρας

\*Food and Drug Administration (FDA)

Οι ενδοπροθέσεις μπορεί να είναι αυτοεκπτυσσόμενες ή εκπτυσσόμενες σε αεροθάλαμο αλλά όλες διαθέτουν ικανοποιητικό μηχανισμό στήριξης για την ακριβή συγκράτησή τους στο αγγειακό τοίχωμα. Η σπληνική ικανότητα του μηχανισμού αυτού μπορεί να είναι κεντρική, περιφερειακή ή συνολική ενώ η ορθή λειτουργία του εξασφαλίζει την απόλυτη στεγανοποίηση του μοσχεύματος. Στην περίπτωση όπου το ανεύρυσμα εκτείνεται μόνο στο αγγείο της αορτής χρησιμοποιείται ένα μόνο μόσχευμα. Στην περίπτωση, όμως, όπου έχουν προσβληθεί και οι λαγόνιες αρτηρίες, μετά την εισαγωγή κατάλληλου μοσχεύματος κορμού-σύστοιχου σκέλους γίνεται εισαγωγή ενός επιπλέον μοσχεύματος στην αντίθετη

λαγόνιο αρτηρία. Σε όλη τη διάρκεια ακτινοσκοπείται η περιοχή ώστε να ελέγχεται η ορθή τοποθέτηση των μοσχευμάτων. Στο τέλος της διαδικασίας γίνεται συγκεντρωτικός ακτινοσκοπικός έλεγχος για την επιβεβαίωση της ορθής τοποθέτησης, της απουσίας ενδοδιαφυγών καθώς και της βατότητας των νεφρικών αρτηριών.

Τα πλεονεκτήματα αυτής της μεθόδου είναι η ελάχιστη επεμβατικότητα της, η αποφυγή γενικής αναισθησίας, ο μειωμένος κίνδυνος περιεγχειρητικού θανάτου, η ταχεία ανάρρωση και η μειωμένη παραμονή στο νοσοκομείο. Συγκεκριμένα, ο χρόνος νοσηλείας μπορεί να μειωθεί στις 2 με 3 μέρες. Όμως, αυτή η επέμβαση απαιτεί παρακολούθηση εφ' όρου ζωής με περιοδική εξέταση με αξονική τομογραφία-αρτηριογραφία (CTA) για να επιβεβαιωθεί ότι εξακολουθεί να λειτουργεί καλά, καθώς υπάρχει και η πιθανότητα να χρειαστεί κάποια νέα επέμβαση. Η παρακολούθηση αυτή γίνεται για να διαπιστωθεί εάν υπάρχει ενδοδιαφυγή, εξέλιξη του ανευρύσματος ή κάποιο πρόβλημα με το μόσχευμα. Περίπου ο ένας στους δέκα ασθενείς κάθε έτος μετά την επέμβαση με ενδοαυλικό μόσχευμα θα χρειαστεί να υποβληθεί σε συμπληρωματική επέμβαση

Παρά τα προτερήματα της μεθόδου ενδαγγειακής αποκατάστασης ανευρύσματος κοιλιακής αορτής, σε ορισμένες περιπτώσεις δεν ενδείκνυται να εφαρμοστεί αυτή η μέθοδος. Κάποιες αντενδείξεις είναι η μορφολογία ανευρύσματος, δηλαδή τα ανατομικά χαρακτηριστικά του κεντρικού αυχένα όπως μήκος αυχένα μικρότερο των 10 χιλιοστών, διάμετρος υπονεφρικού αυχένα μεγαλύτερη από 30 χιλιοστά, παρουσία κυκλοτερούς επασβέστωσης, παρουσία τοιχωματικού θρόμβου, γωνίωση κεντρικού αυχένα μικρότερη από 90°. Ακόμα σημασία έχουν και τα ανατομικά χαρακτηριστικά των λαγόνιων αρτηριών, ανεπιθύμητες για την μέθοδο αυτή είναι οι πολύ μεγάλες ελικώσεις – μεγαλύτερες των 90°, εκσεσημασμένες επασβεστώσεις, η διάμετρος των κοινών λαγονίων να είναι μικρότερη των 18 χιλιοστών, το μήκος των κοινών λαγονίων μεγαλύτερο των 20 χιλιοστών και η διάμετρος των έξω λαγονίων μικρότερη των 7 χιλιοστών. Άλλες αντενδείξεις για ενδαγγειακή αντιμετώπιση είναι η κακοήθης παχυσαρκία δηλαδή σωματικό βάρος άνω των 130 κιλών που συνεπάγεται αναποτελεσματική ακτινοσκόπηση, αδυναμία χρήσης/στήριξης ακτινοσκοπικής κλίνης, η σοβαρή θρομβοφιλία με κίνδυνο αιμορραγίας αλλά και θρόμβωσης ή εμμένουσας ενδοδιαφυγής, η ενεργός συστηματική λοίμωξη (Kotsikoris I. G., 2019).

Σε πολλές περιπτώσεις κατά την διάρκεια αλλά και έπειτα από την επέμβαση της ενδαγγειακής αποκατάστασης προκύπτουν ορισμένες επιπλοκές που αναφέρονται στην παρακάτω λίστα (Kotsikoris I. G., 2019),

- Συνηθέστερη (20-30%) επιπλοκή είναι οι ενδοδιαφυγές,
- Μετανάστευση ενδομοσχεύματος ή αναντιστοιχία στην τοποθέτηση του μοσχεύματος σε σχέση με την γεωμετρία του αγγείου
- Θρόμβωση σκέλους,
- Μόλυνση ενδομοσχεύματος,

- Τραυματισμός (κάκωση αρτηριών πρόσβασης, διαχωρισμός η ρήξη αρτηριών πάνω από τις νεφρικές),
- Εμβολή (μικροεμβολισμός νεφρικών αρτηριών- νεφρική ανεπάρκεια, περιφερική εμβολή- ισχαιμία),
- Αποτυχία μηχανισμού έκπτυξης ενδομοσχεύματος (απόφραξη παρακείμενης αρτηρίας),
- Σύνδρομο που εμφανίζεται με την εμφύτευση – post implant syndrome (πυρετός μέχρι και 40 βαθμούς, αδυναμία, πόνο στην οσφύ, χωρίς λευκοκυττάρωση, οφείλετε μάλλον στην θρόμβωση του ανευρυσματικού σάκου και έχει διάρκεια 10 περίπου ημέρες),
- Νεφρική ανεπάρκεια, εντερική και γλουτιαία ισχαιμία,
- Απώτερες αλλαγές στη μορφολογία του ανευρύσματος, δομική φθορά των ενδομοσχευμάτων, ανευρυσματοποίηση αυχένα, ύγρωμα και ενδοτάση.

## 2.6 Σύνοψη και σκοπός της εργασίας

Στις παραγράφους αυτού του κεφαλαίου αναφέρθηκαν όλα τα απαραίτητα γνωστικά στοιχεία περί του παθοφυσιολογικού υπόβαθρου που σχετίζεται με το ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής. Αποδείχθηκε πως η ανευρυσματική νόσος μπορεί να έχει καταστροφικές συνέπειες στην υγεία ενός ανθρώπου και γι' αυτό τον λόγο περιγράφηκαν οι μέθοδοι αποκατάστασης. Είναι ιδιαίτερης σημασίας να μελετηθούν τα αποτελέσματα που έχει η αποκατάσταση του ανευρύσματος τόσο στις μηχανικές ιδιότητες της περιοχής όσο και στα αιμοδυναμικά χαρακτηριστικά της ροής του αίματος στην συγκεκριμένη ανατομική θέση.

Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι η επεξεργασία των χαρακτηριστικών αιμοδυναμικών κυματομορφών πίεσης και ταχύτητας ροής αίματος στην περιοχή ανευρύσματος κοιλιακής αορτής, με στόχο τον υπολογισμό της ταχύτητας διάδοσης του παλμικού κύματος στην ροή αυτή. Η μελέτη αυτή γίνεται με δεδομένα που αφορούν στην κατάσταση πριν την χειρουργική επέμβαση αλλά και μετά από αυτήν με την τεχνική EVAR. Στηριζόμενοι σε πραγματικά δεδομένα διεξάγεται η έρευνα και προκύπτουν χρήσιμα συμπεράσματα τα οποία και θα αναλυθούν.

### 3 ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΕΡΕΥΝΑΣ

Στόχος του παρόντος κεφαλαίου είναι η περιγραφή της διαδικασίας επεξεργασίας των πραγματικών μετρήσεων πίεσης και ταχύτητας της ροής του αίματος καθώς και της μεθόδου υπολογισμού των τιμών της ταχύτητας διάδοσης κύματος στην περιοχή του ανευρύσματος της κοιλιακής αορτής πριν και μετά την αποκατάσταση με την τεχνική EVAR.

#### 3.1 Συλλογή δεδομένων

Για την ολοκληρωμένη μελέτη και σφαιρική διατύπωση των συμπερασμάτων της παρούσας εργασίας χρησιμοποιήθηκαν δεδομένα παλαιότερης έρευνας του Εργαστηρίου Βιορευστομηχανικής και Βιοϊατρικής Τεχνολογίας του ΕΜΠ (Καραγεωργοπούλου Θ. Δ., 2016) που αφορούν στα δημογραφικά χαρακτηριστικά του συνόλου μελέτης, στην προεγχειρητική όσο και στην μετεγχειρητική κατάσταση της παθοφυσιολογίας του κάθε ασθενή αλλά και στα χαρακτηριστικά του μοσχεύματος που εμφυτεύεται. Για τον υπολογισμό της ταχύτητας διάδοσης κύματος, εκτός από τα δεδομένα που αναφέρθηκαν είναι απαραίτητη η επεξεργασία και διεγχειρητικών δεδομένων, όπως της ταχύτητας και πίεσης του αίματος στην θέση του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής, τα οποία έχουν επίσης συλλεχθεί στα πλαίσια προηγούμενης ερευνητικής εργασίας.

Συγκεκριμένα, παρακάτω αναγράφεται λίστα της βάσης δεδομένων για την κατάσταση πριν το χειρουργείο,

- Η μέγιστη διάμετρος του αυλού εντός του ανευρύσματος που εκφράζει τη μέγιστη τιμή της ελεύθερης διατομής που μπορεί να ρέει το αίμα
- Το μήκος του ανευρύσματος,
- Το μήκος του αυχένα του ανευρύσματος που αντιστοιχεί στην απόσταση από την τελευταία διακλάδωση της νεφρικής αρτηρίας μέχρι την έναρξη του ανευρύσματος,
- Η διάμετρος του αυχένα του ανευρύσματος και
- Η διάμετρος των κοινών λαγόνιων αρτηριών (δεξιάς και αριστερής).

Για την κατάσταση μετά το χειρουργείο συγκεντρώθηκαν,

- Τα είδος του ανευρύσματος που τοποθετήθηκε,
- Η διάμετρος του κύριου σώματος του μοσχεύματος,
- Το μήκος του κύριου σώματος του μοσχεύματος,
- Η διάμετρος των σκελών του μοσχεύματος και
- Το μήκος των σκελών του μοσχεύματος

#### Περιγραφή διάταξης συλλογής στοιχείων διεγχειρητικά

Η διάταξη ουσιαστικά απαρτίζεται από δύο υποσυστήματα. Το ένα είναι για τη χρονική καταγραφή των αιματηρών πιέσεων και το άλλο είναι για τη χρονική καταγραφή του φάσματος της ταχύτητας ροής του αίματος μέσω υπερήχων. Και από τα δύο συστήματα καταγράφεται το ΗΚΓ (Ηλεκτροκαρδιογράφημα) του ασθενούς, ώστε μετά από επεξεργασία να είναι εφικτός ο συγχρονισμός των κυματομορφών των πιέσεων σε σχέση



με την κυματομορφή της ταχύτητας. Οι μετρήσεις της ταχύτητας ροής αίματος πάρθηκαν για δύο δειγματοληπτικά παράθυρα, ένα ευρύ και ένα στενό, τόσο πριν όσο και μετά το χειρουργείο. Επίσης, έγινε για κάθε ασθενή η καταγραφή των τιμών της τάσης του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και των τιμών ενδοαυλικής πίεσης σε τρία διαφορετικά ανατομικά σημεία, στον αυχένα του ανευρύσματος και στα δύο τρίτα του μήκους των δύο λαγόνιων αρτηριών, δεξιά και αριστερή.

Συγκεκριμένα οι πληροφορίες και τα στοιχεία που έχουν συλλεχθεί, ήδη διεγχειρητικά, από 23 σε ύπτια θέση ασθενείς προς ανάλυση και επεξεργασία περιγράφουν:

- Τις αιματηρές πιέσεις in-vivo πριν την αποκατάσταση στα σημεία του αυχένα, και στο 1/3 του μήκους πριν τέλος των κοινών λαγονίων αρτηριών.
- Τις αιματηρές πιέσεις in-vivo μετά την αποκατάσταση πριν την αρχή του μοσχεύματος υπονεφρικά και μετά τα άκρα των σκελών του.
- Το απεικονιστικό φάσμα ταχυτήτων σωματιδίων αίματος μη επεμβατικά μέσω υπερήχου Doppler πριν την αποκατάσταση στο σημείο του αυχένα του ανευρύσματος.
- Το απεικονιστικό φάσμα ταχυτήτων σωματιδίων αίματος μη επεμβατικά μέσω υπερήχου Doppler μετά την αποκατάσταση στην αρχή του μοσχεύματος.
- Τον τύπο του υπό τοποθέτηση μοσχεύματος αν είναι υπονεφρικής ή υπερνεφρικής στήριξης μαζί με τα ονομαστικά γεωμετρικά στοιχεία του κατασκευαστή in-vitro πριν την τοποθέτηση.

#### Περιγραφή διάταξης και διαδικασίας μέτρησης αιματηρών πιέσεων

Για τη μέτρηση των πιέσεων χρησιμοποιούνται 3 αισθητήρες πίεσης όπως φαίνονται στην εικόνα 3.1.1. Το εύρος λειτουργίας των αισθητήρων είναι -50 έως +300mmHg, ενώ η ιδιουσυχνότητα λειτουργίας τους είναι 22.0 Hz. Δηλαδή, η συχνότητα δειγματοληψίας πρέπει να είναι ορισμένη πάνω από αυτήν την τιμή, ώστε να αξιοποιείται στο μέγιστο η ικανότητα του αισθητήρα να λαμβάνει μετρήσεις.

Ο κάθε αισθητήρας είναι ενσωματωμένος σε ένα αποστειρωμένο σετ παρακολούθησης πίεσης (pressure monitoring set), όπως φαίνεται για έναν στην εικόνα 3.1.2. Αρχικά το σετ παρακολούθησης πίεσης συνδέεται μέσω του ακροφυσίου ρυθμιστή σταγόνων και ροής με ένα ηπαρινισμένο αλατούχο διάλυμα, ο ασκός του οποίου περιβάλλεται από έναν ασκό παροχής πίεσης, ώστε το διάλυμα να βρίσκεται σε τέτοια πίεση εντός του σετ που να αντισταθμίζει την πίεση του αίματος εκεί που τοποθετείται ο καθετήρας για να μην έχουμε οπισθορόη του αίματος από τον ασθενή προς το σετ. Για το σκοπό αυτό ο ασκός παροχής της πίεσης είναι εφοδιασμένος με ένα μανόμετρο για τη μέτρηση της επιβαλλόμενης πίεσης στον ασκό του διαλύματος και ένα πουάρ με βαλβίδα για την αυξομείωση της πίεσης του ασκού παροχής πίεσης. Η συνήθης τιμή αυτής της πίεσης είναι περί τα 250 mmHg.



Εικόνα 3.1.1 Αναλώσιμοι μορφοτροπέις πίεσης TruWave της Edwards (Disposable Pressure Transducers).



Εικόνα 3.1.2 Αποστειρωμένο σετ παρακολούθησης πίεσης της Edwards (pressure monitoring set).

Στη συνέχεια γίνεται πλήρωση του σετ με το ηπαρινισμένο αλατούχο διάλυμα κρατώντας ανοιχτή τη βαλβίδα ξεπλύματος του σετ και όταν διαπιστωθεί ότι δεν υπάρχει αέρας στη γραμμή του σετ μέχρι το άλλο άκρο του, συνδέουμε σε αυτό τον καθετήρα που ήδη έχει τοποθετηθεί εντός της αρτηρίας του ασθενή στο σημείο που θέλουμε να κάνουμε τη μέτρηση της πίεσης. Το σετ μετά τον αισθητήρα φέρει μια κάνουλα τεσσάρων δρόμων (4-way) με την οποία μπορούμε να δίνουμε επικοινωνία μεταξύ α) ασκού ηπαρινισμένου αλατούχου διαλύματος-αισθητήρα-ασθενή, απομονώνοντας την έξοδο του σετ προς την ατμόσφαιρα, β) ασκού ηπαρινισμένου αλατούχου διαλύματος-αισθητήρα-ατμόσφαιρας, απομονώνοντας την έξοδο του σετ προς τον ασθενή, γ) ασθενή-ατμόσφαιρας, απομονώνοντας την είσοδο του σετ από τον ασκό του ηπαρινισμένου αλατούχου διαλύματος και τον αισθητήρα, δ) ασκού ηπαρινισμένου αλατούχου διαλύματος-αισθητήρα-ασθενή-ατμόσφαιρας, δηλαδή επικοινωνία όλων χωρίς να απομονώνουμε κάποια διαδρομή. Οι διαδρομές (γ) και (δ) δεν χρησιμοποιούνται, ενώ η (β) χρησιμοποιείται αρχικά πριν τη μέτρηση για καλιμπράρισμα του αισθητήρα, δίνοντας εντολή για zero balance όταν ο αισθητήρας μετράει την ατμοσφαιρική πίεση μέσω αυτής

της διαδρομής. Μετά το καλιμπράρισμα του συστήματος μέσω της ατμοσφαιρικής πίεσης η κάνουλα τεσσάρων δρόμων τοποθετείται έτσι ώστε να είναι ελεύθερη η διαδρομή (α) και να μετράται η αιματηρή πίεση του ασθενούς. Το καλώδιο του κάθε αισθητήρα συνδέεται με τον αναλογικό-ψηφιακό μετατροπέα (Analog to Digital Converter, ADC, Εικόνα 3.1.3), όπου γίνεται η μετατροπή του σήματος από αναλογικό σε ψηφιακό και στη συνέχεια το σήμα οδηγείται σε έναν φορητό ηλεκτρονικό υπολογιστή (Εικόνα 3.1.4.α) για την καταγραφή των χρονοσειρών της πίεσης (Εικόνα 3.1.4.β).

Επίσης, δύο ηλεκτρόδια τύπου patch κολλούνται σε δύο σημεία του σώματος του ασθενή και οδηγούνται και αυτά στον αναλογικό-ψηφιακό μετατροπέα, ώστε να είναι δυνατή η καταγραφή του ΗΚΓ ταυτόχρονα με την καταγραφή των πιέσεων.

Ο αναλογικός-ψηφιακός μετατροπέας (Analog to Digital Converter, ADC) είναι ο Quantum<sup>x</sup> MX440A της HBM (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH) (Εικόνα 3.1.3) τεσσάρων καναλιών για τη λήψη δεδομένων. Το λογισμικό οδήγησης του ADC είναι το catmanEasy ver.:3.4.2.52 της ίδιας εταιρείας HBM και είναι εγκατεστημένο στον φορητό ηλεκτρονικό υπολογιστή.



Εικόνα 3.1.3 Αναλογικός-ψηφιακός μετατροπέας (Analog to Digital Converter, ADC) Quantum<sup>x</sup> MX440A της HBM (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH) τεσσάρων καναλιών για τη λήψη δεδομένων.

Ο φορητός ηλεκτρονικός υπολογιστής (laptop PC) είναι ο satellite c855-2ck της εταιρείας Toshiba (εικόνα 2.1-5α) με οθόνη 15.6'', επεξεργαστή core i3-2348M CPU@2.3GHz, μνήμη 4096MB RAM (1333MHz/1GB VRAM) και το λογισμικό του είναι MS Windows 8 (64-bit). Η επικοινωνία μεταξύ του PC και του ADC γίνεται μέσω θυρών ETHERNET.



(α)

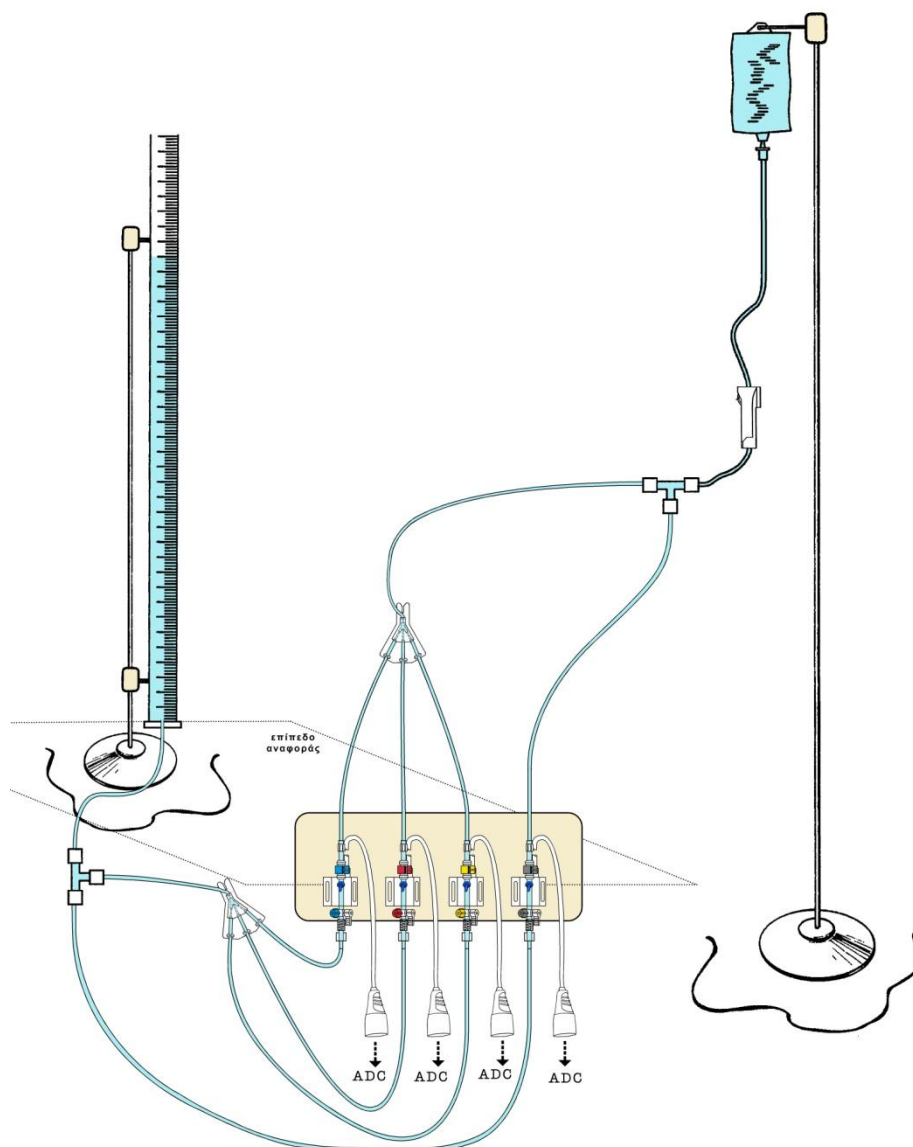


(β)

Εικόνα 3.1.4(α) Φορητός ηλεκτρονικός υπολογιστής (laptop Toshiba satellite c855-2ck). (β) Απεικόνιση καταγραφής των χρονοσειρών της πίεσης και του ΗΚΓ μέσω του περιβάλλοντος λογισμικού catmanEasy ver.:3.4.2.52 της εταιρείας HBM.

### Βαθμονόμηση αισθητήρων μέτρησης αιματηρών πιέσεων

Για την ορθή μέτρηση των αισθητήρων πίεσης, μετατρέποντας το σήμα τάσης τους σε μονάδες πίεσης (mmHg), έχει προηγηθεί βαθμονόμηση τεσσάρων όμοιων αισθητήρων TruWave της Edwards, μέσω πειραματικής διάταξης (Εικόνα 3.1.5) στο Εργαστήριο Βιορευστομηχανικής του Ε.Μ.Π.



Εικόνα 3.1.5 Διάταξη για την εύρεση της καμπύλης βαθμονόμησης των αισθητήρων πίεσης TruWave της Edwards.

Οι αισθητήρες συνδέονται στη μια τους πλευρά με έναν υπερυψωμένο ασκό πληρωμένο με νερό και στην άλλη με μια βαθμονομημένη στήλη διαμέτρου 30×35mm (εσωτ.×εξωτ.) (Εικόνα 3.1.6.α), στην οποία βηματικά αυξάνουμε τη στάθμη του νερού ανά 1 cm, ώστε να εξασφαλίζουμε διακριτή αύξηση της πίεσης στους αισθητήρες. Ο ασκός πάντα βρίσκεται σε υψηλότερη θέση από την ελεύθερη στάθμη της στήλης ύδατος. Οι αισθητήρες βρίσκονται πάντα στο επίπεδο αναφοράς που είναι η βάση της βαθμονομημένης στήλης (Εικόνα 3.1.6.β). Για κάθε τιμή στάθμης του νερού ανά 1 cm λαμβάνεται από τον αναλογικό-ψηφιακό μετατροπέα (ADC) η αποδιδόμενη τάση του κάθε αισθητήρα και καταγράφεται στον Η/Υ. Κατά αυτόν τον τρόπο λαμβάνονται τα ζεύγη τιμών, αδιάστατης τάσης κάθε αισθητήρα σε (mV/V) και αντίστοιχης υδροστατικής πίεσης, μετρώντας τη στήλη ύδατος σε (cm H<sub>2</sub>O).





(α)



(β)

Εικόνα 3.1.6(α) Τμήμα της βαθμονομημένης στήλης ύδατος. (β) Τρεις από τους τέσσερις αισθητήρες τοποθετημένοι στο επίπεδο αναφοράς μετρήσεων της πίεσης.

Αυτά τα ζεύγη τιμών απεικονίζονται στο διάγραμμα της εικόνας 3.1.7 για στήλη ύδατος που κυμάνθηκε από 0 cm σε 150 cm διότι αυτό ήταν το ύψος της στήλης. Οι τιμές υποπίεσης καθώς και οι τιμές πέραν των 150 cmH<sub>2</sub>O μπορούν να διαμορφωθούν με προέκταση της ευθείας αναδρομής. Στον δεξιό κατακόρυφο άξονα παριστάνεται η πίεση σε cmH<sub>2</sub>O, ενώ στον αριστερό είναι η ίδια πίεση εκφρασμένη σε mmHg στους 0 °C. Ο συντελεστής μετατροπής που χρησιμοποιήθηκε είναι 1 cmH<sub>2</sub>O (20 °C)=0.73424 mmHg (0 °C).

Το ζητούμενο ουσιαστικά από την παρούσα βαθμονόμηση είναι ο προσδιορισμός της αντιστοιχίας μεταξύ επιβαλλόμενου μανομετρικού πίεσης  $h$  (σε cmH<sub>2</sub>O) στον κάθε αισθητήρα και αδιάστατης τάσης  $V$  (σε mV/V) που εξάγει στον αναλογικό-ψηφιακό μετατροπέα (ADC). Από τα στοιχεία του κατασκευαστή αναμένεται η συνάρτηση του επιβαλλόμενου μανομετρικού πίεσης με την τάση να είναι συνεχής γραμμική και αύξουσα. Ο προσδιορισμός αυτής της συνάρτησης μέσω των πειραματικών μετρήσεων γίνεται με την κατάλληλη προσαρμογή τους (fitting) και τότε η προκύπτουσα συνάρτηση ονομάζεται συνάρτηση αναδρομής.

Έστω τα ζεύγη τιμών τάσης-μανομετρικού πίεσης ( $V_1, h_1$ )... ( $V_n, h_n$ ) με  $n=151$  τον αριθμό των μετρήσεων (ζευγών) και ότι η εκτίμηση της ευθείας προσαρμογής είναι:

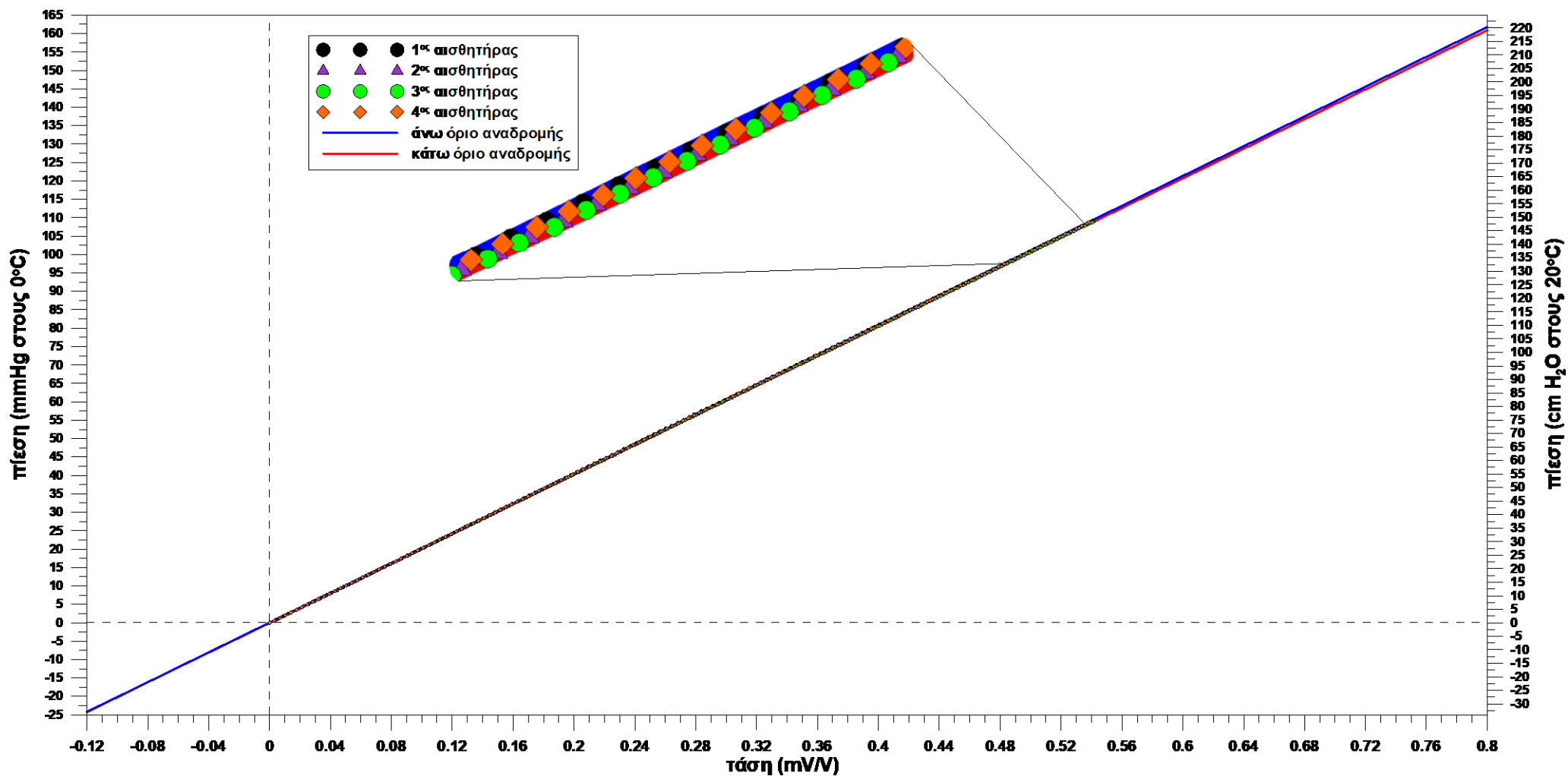
$$\hat{h} = h_0 + h'V \quad (3.1.1)$$

Σύμφωνα με τη μέθοδο των ελαχίστων τετραγώνων προκύπτει η κλίση της (3.1.1), ως  $h'$ , να είναι:

$$h' = \frac{\sum_{i=1}^n V_i h_i - n V_m h_m}{\sum_{i=1}^n V_i^2 - n V_m^2} \quad (3.1.2)$$

και η τεταγμένη επί την αρχή:

$$h_0 = h_m - h'V_m \quad (3.1.3)$$



Εικόνα 3.1.7 Καμπύλη βαθμονόμησης τεσσάρων αισθητήρων πίεσης TruWave της Edwards. Το άνω και κάτω όριο της αναδρομής προσδιορίζεται προσθέτοντας ή αφαιρώντας αντίστοιχα από τη μέση τιμή της κλίσης  $h'_m$  το συνολικό σφάλμα κλίσης  $e_{h'}$ .

$$\text{όπου } V_m = \frac{\sum_{i=1}^n V_i}{n} \text{ και } h_m = \frac{\sum_{i=1}^n h_i}{n}.$$

Η μεταβλητότητα της αναδρομής ορίζεται από τη σχέση:

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (h_i - \hat{h}_i)^2}{n-2}} \quad (3.1.4)$$

και αποτελεί εκτίμηση της αληθινής μεταβλητότητας  $\sigma$  εφόσον η μέθοδος των ελαχίστων τετραγώνων δίνει την καλύτερη εκτίμηση της ευθείας αναδρομής. Η τιμή της επηρεάζει άμεσα και καθοριστικά τα σφάλματα των παραμέτρων της αναδρομής. Το εκτιμώμενο τυπικό σφάλμα της κλίσης  $h'$  της ευθείας αναδρομής δίνεται από την:

$$se = \frac{s}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (V_i - V_m)^2}} = \frac{s}{\sqrt{\sum_{i=1}^n V_i^2 - nV_m^2}} \quad (3.1.5)$$

Ο δείκτης που ποσοτικά δείχνει το πόσο καλά προσαρμόζεται η ευθεία αναδρομής στα πειραματικά σημεία, είναι η μέση τετραγωνική απόκλιση της αναδρομής, που ορίζεται ως:

$$RMS = 100 \times \sqrt{\frac{1}{n-2} \sum_{i=1}^n \frac{(h_i - \hat{h}_i)^2}{\hat{h}_i^2}} \quad (\%) \quad (3.1.6)$$

και κυμαίνεται από 0-100%, τείνει δε προς την τιμή 0% (ταυτίζεται με αυτήν όταν όλα τα πειραματικά σημεία κείνται ντετερμινιστικά επί της αναδρομής) όσο πιο καλή είναι η προσαρμογή. Πρακτικά, τιμές άνω του 25-30% δεν θεωρούνται παρά οριακά αποδεκτές. Το RMS ορίζεται και προσδιορίζεται από τα  $n$  το πλήθος πρωτογενή δεδομένα  $h_i$  και τις αντίστοιχες εκτιμήσεις της αναδρομής  $\hat{h}_i$ .

Στον πίνακα 3.1.1 δίνονται οι τιμές των κλίσεων της ευθείας αναδρομής κάθε αισθητήρα  $h'$ , η τεταγμένη επί την αρχή  $h_0$  της κλίσεως, το τυπικό σφάλμα της κλίσης της ευθείας αναδρομής  $se$  και η μέση τετραγωνική απόκλιση της αναδρομής RMS.

**Πίνακας 3.1.1 Στοιχεία προσδιορισμού καμπυλών βαθμονόμησης αισθητήρων.**

Αισθητήρας	Κλίση $h'$ [cmV/(mV)]	Τυπικό σφάλμα $se$ [cmV/(mV)]	Τεταγμένη $h_0$ [cm]	RMS (%)
1 <sup>ος</sup>	275.36	0.061	-0.00034	8.6
2 <sup>ος</sup>	274.20	0.026	0.0046	8.2
3 <sup>ος</sup>	274.11	0.030	0.017	8.3



4 <sup>ος</sup>	275.07	0.028	-0.010	8.3
-----------------	--------	-------	--------	-----

Τα συστηματικά σφάλματα έχουν ως αποτέλεσμα, επαναλαμβανόμενες μετρήσεις του ίδιου μεγέθους κάτω από τις ίδιες συνθήκες, να απέχουν όλες σταθερά από την αληθινή τους τιμή κατά το ίδιο ποσοστό. Οφείλονται στη μέθοδο ή το όργανο που χρησιμοποιείται. Συνήθως οι κατασκευαστές οργάνων αναφέρουν το συστηματικό σφάλμα, είτε ως ποσοστό της μέγιστης τιμής του φυσικού μεγέθους, που μπορεί να μετρήσει το όργανο, είτε ως ποσοστό της μετρούμενης τιμής. Τα συστηματικά σφάλματα είναι δυνατόν να μειωθούν με κατάλληλες ρυθμίσεις των συνθηκών του πειράματος και των συνθηκών λειτουργίας των οργάνων μέτρησης. Από τον κατασκευαστή δίνονται διάφορα συστηματικά σφάλματα για τον αισθητήρα πίεσης. Αρκετά από αυτά εκμηδενίζονται λόγω κατάλληλων συνθηκών εκτέλεσης του πειράματος. Συνεπώς, επειδή μεταβολές της θερμοκρασίας δεν υφίστανται κατά τη μικρή χρονική διάρκεια μίας μέτρησης και ιδιαίτερα εντός του χώρου των χειρουργείων, το συστηματικό σφάλμα λόγω επίδρασης της θερμοκρασίας είναι αμελητέο. Επίσης, κατά την εκτέλεση του πειράματος βαθμονόμησης δεν παρατηρούνται έντονες θερμοκρασιακές μεταβολές του περιβάλλοντος αέρα. Δηλαδή, η μέγιστη θερμοκρασιακή μεταβολή του περιβάλλοντος μεταξύ δυο διαδοχικών μετρήσεων είναι πολύ κάτω του 1 °C.

Το σφάλμα μη γραμμικότητας και υστέρησης (non-linearity & hysteresis) του αισθητήρα έχει τιμή  $\pm 1.5\%$  της τιμής ανάγνωσης. Ωστόσο, η διαδικασία βαθμονόμησης πολλαπλών σημείων, που γίνεται εδώ επιτυγχάνει μείωση του συστηματικού σφάλματος της μη γραμμικότητας και υστέρησης. Δηλαδή, το περιθώριο ανάπτυξης της μη γραμμικότητας και υστέρησης περιορίζεται μόνο για το διάστημα μεταξύ των τιμών βαθμονόμησης μιας και δημιουργούμε εμείς την καμπύλη βαθμονόμησης του οργάνου, όπου το εν λόγω σφάλμα (non-linearity & hysteresis) έχει εισάγει την επιρροή του στις τιμές ήδη. Για κάθε αισθητήρα βρίσκουμε τη μέγιστη τιμή μεταξύ των μετρούμενων τάσεων κατά τη βαθμονόμηση (Πίνακας 3.1.2) και μεταξύ τους εκλέγουμε τη μεγαλύτερη τιμή, η οποία θα είναι η πιο δυσμενής όσο αφορά την απόδοση σφάλματος μη γραμμικότητας και υστέρησης.

**Πίνακας 3.1.2 Αναπτυσσόμενη μέγιστη αδιάστατη διαφορά τάσης κατά τη βαθμονόμηση των αισθητήρων.**

Αισθητήρας	Μέγιστη αδιάστατη διαφορά τάσης (mV/V)
1 <sup>ος</sup>	0.00460
2 <sup>ος</sup>	0.00446
3 <sup>ος</sup>	0.00402
4 <sup>ος</sup>	0.00405

Συνεπώς, το μέγιστο συστηματικό σφάλμα της αδιάστατης τάσης θα είναι το σφάλμα της διακριτικής ικανότητας ανάγνωσης της τάσης του αισθητήρα από το σύστημα ADC-H/Y, το οποίο είναι ίσο με  $\pm 0.00005$  mV/V, συν το 1.5% της μέγιστης τάσης του

πίνακα 3.1.2 που δίνει το σφάλμα μη γραμμικότητας και υστέρησης. Δηλαδή,  $b_V = \pm(0.00005 + 0.015 \times 0.00460) \approx \pm 0.00012 \text{ mV/V}$ .

Το συστηματικό σφάλμα μέτρησης της στάθμης στήλης ύδατος έγκειται στην ανάγνωση της βαθμονόμησης που φέρει ο ογκομετρικός σωλήνας της στήλης ύδατος και είναι  $b_h = 0.05 \text{ cm}$  (διακριτική ικανότητα 0.5mm).

Τα τυχαία σφάλματα οφείλουν την ύπαρξή τους σε τυχαίους παράγοντες που εμφανίζονται σε μία μέτρηση και συνήθως ακολουθούν στατιστικές κατανομές. Η βασική ιδιότητα των τυχαίων σφαλμάτων είναι να έχουν ίσες πιθανότητες να είναι θετικά ή αρνητικά. Επίσης είναι πιο πιθανό να έχουν μικρές αποκλίσεις από την αληθινή τιμή παρά μεγάλες. Οι δύο αυτές ιδιότητες κάνουν δυνατό τον περιορισμό της αβεβαιότητας στον προσδιορισμό ενός μεγέθους με την επανάληψη της μέτρησης πολλές φορές, ώστε κατά μέσον όρο τα τυχαία σφάλματα να αλληλοαναιρούνται σε κάποιο βαθμό. Αξίζει να σημειωθεί ότι στην πράξη δεν γίνεται να πραγματοποιηθεί μεγάλος αριθμός μετρήσεων του ίδιου φυσικού μεγέθους, χωρίς να έχουν μεταβληθεί στο διάστημα που μεσολαβεί οι συνθήκες μέτρησης ή η αρχή στην οποία βασίζεται η μέτρηση, οπότε υπεισέρχονται συστηματικά σφάλματα που δεν ακολουθούν στατιστικές κατανομές. Στη συγκεκριμένη βαθμονόμηση τα σφάλματα αυτά ως τυχαίο γεγονός έχει θεωρηθεί ότι ακολουθούν την κατανομή Gauss, όσο αφορά την πιθανότητα εμφάνισής τους.

Έχει αποδειχθεί στην πράξη ότι ο νόμος του Gauss εκφράζει με πολύ καλή προσέγγιση το νόμο των πιθανοτήτων όλων των τυχαίων γεγονότων, σύμφωνα με τον οποίο η πιο πιθανή τιμή ενός μετρούμενου μεγέθους είναι η μέση τιμή ενός αριθμού αξιόπιστων μετρήσεων. Έτσι η πιθανότητα εμφάνισης των μετρήσεων  $f(x)$  γενικά ακολουθεί μία καμπύλη Gauss που ως γνωστόν δίνεται από τη σχέση:

$$f(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}} \quad (3.1.7)$$

όπου  $x$  είναι οι τιμές των μετρήσεων,  $\mu$  η μέση τιμή τους και  $\sigma$  η τυπική τους απόκλιση.

Σύμφωνα με τη σχέση αυτή διαπιστώνεται ότι όσο αυξάνει η τυπική απόκλιση, τόσο αυξάνει και το εύρος των τιμών τις οποίες δείχνει το όργανο για την ίδια πάντα τιμή του μετρούμενου μεγέθους. Δηλαδή, τόσο αυξάνει η διασπορά των τιμών της εξόδου του οργάνου. Ασφαλώς η ακρίβεια των μετρήσεων επιβάλλει περιορισμό αυτού του εύρους που σημαίνει μείωση κατά το δυνατόν της τυπικής απόκλισης των μετρήσεων. Ως σφάλμα στην περίπτωση αυτή νοείται η διαφορά της εξόδου του οργάνου από τη μέση τιμή των μετρήσεων. Για πεπερασμένο αριθμό μετρήσεων  $n$  ισχύουν οι σχέσεις:

$$x_m = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (3.1.8)$$

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - x_m)^2}{n-1}} \quad (3.1.9)$$

όπου  $s$  η τυπική απόκλιση της μίας μέτρησης  $x_i$  από τη μέση τιμή  $x_m$ .

Ιδανικά όταν  $n \rightarrow \infty$  τότε  $x_m \rightarrow \mu$  και  $s \rightarrow \sigma$ . Κατά τον ίδιο τρόπο η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση ενός πεπερασμένου αριθμού μετρήσεων  $n$  ακολουθούν επίσης την κατανομή Gauss και μάλιστα η τυπική απόκλιση της μέσης τιμής είναι:

$$s_m = \frac{s}{\sqrt{n}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - x_m)^2}{n(n-1)}} \quad (3.1.10)$$

Κατά τις μετρήσεις της συγκεκριμένης βαθμονόμησης, θεωρώντας ότι η αληθινή τιμή είναι η μέση τιμή του μεγέθους ( $\mu \approx x_m$ ), ως διάστημα εμπιστοσύνης, που αποτελεί και το σφάλμα των μετρήσεων, έχει ληφθεί το  $x_m \pm 1.96s_m$ , το οποίο αντιστοιχεί σε επίπεδο εμπιστοσύνης 95%. Δηλαδή, αν επαναληφθεί το πείραμα πολλές φορές υπό τις ίδιες συνθήκες, η πιθανότητα η μέση τιμή του μετρούμενου μεγέθους να βρίσκεται στο διάστημα  $[x_m - 1.96s_m, x_m + 1.96s_m]$  είναι 95%. Επομένως το τυχαίο σφάλμα ενός μεγέθους του πειράματος ορίζεται από την:

$$\varepsilon = \pm 1.96s_m \quad (3.1.11)$$

Από την ανάπτυξη που προηγήθηκε έχει καταστεί φανερό ότι στην περίπτωση ενός μεγέθους  $x$  απ' ευθείας μετρούμενου υπεισέρχεται, τόσο τυχαίο, όσο και συστηματικό σφάλμα. Προκειμένου να αποδοθεί το συνολικό σφάλμα  $e$  της μέτρησης του  $x$  πρέπει να συνδυαστεί κατάλληλα το τυχαίο σφάλμα της μέτρησης  $\varepsilon$  με το συστηματικό σφάλμα  $b$ . Αυτό γίνεται μέσω της σχέσης:

$$e = \sqrt{\varepsilon^2 + b^2} \quad (3.1.12)$$

Για τον προσδιορισμό του σφάλματος  $e_y$  ενός παραγόμενου μεγέθους  $y=y(x,z)$  ισχύει η γενική σχέση:

$$e_y = \sqrt{\left(\frac{\partial y}{\partial x} e_x\right)^2 + \left(\frac{\partial y}{\partial z} e_z\right)^2} \quad (3.1.13)$$

ενώ η μέση τιμή του μεγέθους είναι:

$$y_m = y(x_m, z_m) \quad (3.1.14)$$

όπου  $x_m, z_m$  οι μέσες τιμές των μεγεθών  $x, z$  αντίστοιχα.

Στο συγκεκριμένο πείραμα βαθμονόμησης τα μετρούμενα μεγέθη είναι δύο, η αδιάστατη τάση  $V$  και το ύψος της στήλης ύδατος  $h$ . Η καμπύλη βαθμονόμησης για κάθε αισθητήρα είναι η εκάστοτε ευθεία κλίσης  $h'$ , που αναμένεται να έχει σταθερή τιμή και είναι παραγόμενο μέγεθος από τα μετρούμενα  $V$ ,  $h$ . Συνεπώς, το ύψος της στήλης ύδατος  $h$  συναρτήσει της αδιάστατης τάσης  $V$  μεταβάλλεται γραμμικά ως εξής:

$$h = h'V + h_0 \Rightarrow h' = \frac{h - h_0}{V} = \frac{h_m - h_0}{V_m} \quad (3.1.15)$$

Για την εύρεση των παραγώγων της σχέσης (3.1.13) παραγωγίζεται η σχέση (3.1.15) μια φορά ως προς  $h_m$ , οπότε:

$$\frac{\partial y}{\partial x} \equiv \frac{\partial h'}{\partial h_m} = \frac{1}{V_m} \quad (3.1.16)$$

και μια φορά ως προς  $V_m$ , δίνοντας:

$$\frac{\partial y}{\partial z} \equiv \frac{\partial h'}{\partial V_m} = -\frac{(h_m - h_0)}{V_m^2} = -\frac{h'}{V_m} \quad (3.1.17)$$

Με αντικατάσταση των παραγώγων από τις σχέσεις (3.1.16) και (3.1.17) στη σχέση (3.1.13) και λαμβάνοντας υπόψη τη σχέση (3.1.12) που δίνει το συνολικό σφάλμα, προκύπτει το συνολικό σφάλμα που γίνεται στον προσδιορισμό της κλίσης της ευθείας αναδρομής ως εξής:

$$e_{h'} = \sqrt{\varepsilon_{h'}^2 + \left(\frac{b_h}{\bar{V}_{\min}}\right)^2 + \left(\frac{b_v h'}{\bar{V}_{\min}}\right)^2} \quad (3.1.18)$$

όπου  $\bar{V}_{\min}$  είναι η ελάχιστη μεταξύ των τεσσάρων αισθητήρων μέση τάση  $V_m$ , ώστε να αποδίδεται το μέγιστο σφάλμα  $e_{h'}$ ,

$\varepsilon_{h'} = \pm 1.96(s_{h'})_m$  το τυχαίο σφάλμα μέσω της σχέσης (3.1.11) με την τυπική απόκλιση της μέσης τιμής να δίνεται από τη σχέση (3.1.10) ως:

$$(s_{h'})_m = \frac{s_{h'}}{2} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^4 (h'_i - h'_m)^2}{2}} \quad (3.1.19)$$

Θα μπορούσε για το τυχαίο σφάλμα της κλίσης  $\varepsilon_{h'}$  να χρησιμοποιηθεί η μέγιστη από τις τιμές του τυπικού σφάλματος σε κάθε αισθητήρα από τον πίνακα 3.1.1, αντί της τυπικής απόκλισης της μέσης τιμής  $(s_{h'})_m$ . Ωστόσο, κάτι τέτοιο δε θα απέδιδε το

μέγιστο σφάλμα που μπορεί να εισαχθεί από τη χρησιμοποίηση διαφορετικών αισθητήρων κάθε φορά.

Αντίστοιχα μέσω της σχέσης (3.1.12), προσδιορίζεται το συνολικό σφάλμα που γίνεται στον προσδιορισμό της τεταγμένης  $h_0$ , δηλαδή:

$$e_{h_0} = \sqrt{\varepsilon_{h_0}^2 + b_h^2} \quad (3.1.20)$$

όπου  $\varepsilon_{h_0} = \pm 1.96(s_{h_0})_m$  το τυχαίο σφάλμα μέσω της σχέσης (3.1.11) με την τυπική απόκλιση της μέσης τιμής να δίνεται από τη σχέση (3.1.10) ως:

$$(s_{h_0})_m = \frac{s_{h_0}}{2} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^4 [(h_0)_i - (h_0)_m]^2}{2}} \quad (3.1.21)$$

Η ανωτέρω στατιστική ανάλυση των μετρήσεων, για τον προσδιορισμό της καμπύλης (αναδρομής) βαθμονόμησης, κωδικοποιήθηκε σε υπολογιστικό κώδικα μέσω του λογισμικού Compaq Visual Fortran 6.6.B, δίνοντας τα αποτελέσματα του πίνακα 3.1.1, καθώς και αυτά του παρακάτω πίνακα 3.1.3.

**Πίνακας 3.1.3 Στοιχεία προσδιορισμού καμπύλης βαθμονόμησης αισθητήρων.**

Μονάδες	κλίση $h'_m$	συνολικό σφάλμα κλίσης $e_{h'}$	τεταγμένη $(h_0)_m$	συνολικό σφάλμα τεταγμένης $e_{h_0}$
cmH <sub>2</sub> O (20 °C)	274.7	±0.65	0.0026	±0.051
mmHg (0 °C)	201.7	±0.48	0.0019	±0.038

Παρατηρείται ότι ο προσδιορισμός της τεταγμένης γίνεται με υψηλότερο σφάλμα από τη μέση της τιμή  $(h_0)_m$ . Αυτό γίνεται διότι η τιμή αυτή είναι πολύ κοντά στο μηδέν (θεωρητικά είναι μηδέν) και το σφάλμα προσδιορισμού της έχει μια πεπερασμένη τιμή. Στην πράξη αυτό δεν αποτελεί πρόβλημα, αφού πριν από κάθε μέτρηση στον ασθενή γίνεται βαθμονόμηση (zero balance) των αισθητήρων με την ατμοσφαιρική πίεση (ως πίεση αναφοράς) και συνεπώς προσδιορίζεται εκ νέου με το σύστημα ADC-H/Y η τεταγμένη.

#### Περιγραφή διάταξης και διαδικασίας μέτρησης του φάσματος της ταχύτητας ροής του αίματος υπονεφρικά

Για τη μέτρηση και καταγραφή του φάσματος της ταχύτητας ροής του αίματος χρησιμοποιείται ο φορητός υπερηχογράφος Logiq e της General Electric Healthcare όπως φαίνεται στην εικόνα 3.1.9α,β. Σε αυτόν συνδέεται ηχοβόλος κεφαλή κυρτής συστοιχίας 4C-RS Convex Array ευρέως φάσματος συχνοτήτων (2-5.5MHz), η οποία και αποτελεί τον μορφοτροπέα υπερήχων (transducer). Η κεφαλή τοποθετείται υπονεφρικά (infrarenal) εξωτερικά μη επεμβατικά (Εικόνα 3.1.8.δ) και καταγράφεται το απεικονιστικό φάσμα ταχυτήτων των σωματιδίων του αίματος μέσω υπερήχου

Doppler πριν την αποκατάσταση και μετά (Εικόνα 3.1.8.γ). Η διάρκεια κάθε μέτρησης είναι περίπου 20 sec κατά την οποία ο ασθενής όντας σε ολική νάρκωση έχει υποστεί άπνοια, ώστε να μην επηρεάζεται όσο το δυνατόν η καταγραφή-μέτρηση του φάσματος από την αναπνοή. Ο υπερηχογράφος έχει ρυθμιστεί από πριν ώστε να απεικονίζει πάνω στο φάσμα της ταχύτητας και την καμπύλη ίχνους (trace) της μέσης ταχύτητας στο χρόνο (Εικόνα 3.1.9). Αυτό μπορεί να γίνει αφού η φωτεινότητα των pixels στο φάσμα της ταχύτητας είναι ανάλογη στον αριθμό των σωματιδίων του αίματος που έχουν μια συγκεκριμένη ταχύτητα σε μια χρονική στιγμή. Επομένως, σε κάθε χρονική στιγμή υπολογίζεται αυτόματα η μέση ταχύτητα στη διατομή ως ο γραμμικός συνδυασμός των ταχυτήτων των σωματιδίων πολλαπλασιασμένες με τέτοιους συντελεστές βαρών όσα είναι και τα σωματίδια που έχουν τη συγκεκριμένη ταχύτητα, διά το συνολικό αριθμό των σωματιδίων που καταγράφηκαν στη διατομή τη συγκεκριμένη χρονική στιγμή. Η μέση χρονικά τιμή αυτής της καμπύλης ίχνους ορίζει την time averaged mean velocity (TAMEAN ή TAV) σε cm/s.



(α)



(β)

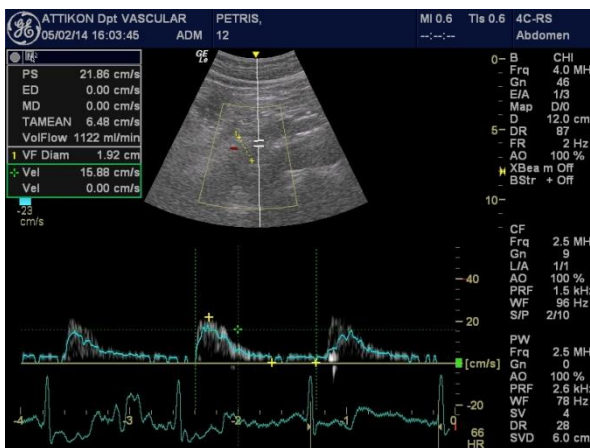


(γ)

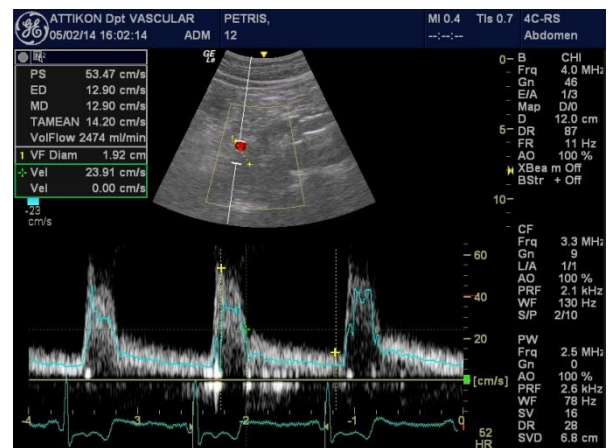


(δ)

Εικόνα 3.1.8(α) Φορητός υπερηχογράφος Logiq e της General Electric Healthcare. (β) Όψη του φορητού υπερηχογράφου σε ειδικό τροχήλατο του ίδιου κατασκευαστικού οίκου. (γ) Απεικόνιση καταγραφής των χρονοσειρών του φάσματος της ταχύτητας ροής του αίματος με ταυτόχρονη καταγραφή του ΗΚΓ. (δ) Καταγραφή του φάσματος της ταχύτητας ροής του αίματος σε ασθενή εν ώρα χειρουργείου.



(α)



(β)

Εικόνα 3.1.9 Καταγραφές φασμάτων της ταχύτητας ροής του αίματος με ταυτόχρονη απεικόνιση της καμπύλης ίχνους της μέσης ταχύτητας (TAMEAN ή TAV). (α) Μικρό δείγμα όγκου (sample volume ή range gate) στο κέντρο της αρτητής. (β) Μεγάλο δείγμα όγκου σε όλη τη διατομή της αρτητής.

Πριν την καταγραφή έχει μετρηθεί με τον υπερηχογράφο η διάμετρος (Diam) της αορτής στην περιοχή της μέτρησης υπονεφρικά, η οποία χρησιμοποιείται για τον αυτόματο υπολογισμό από τον υπερηχογράφο της παροχής όγκου (volume flow-VF) του αίματος μέσω της μέσης χρονικά τιμής της ταχύτητας (TAMEAN). Δηλαδή, υπολογίζεται η παροχή όγκου ως:

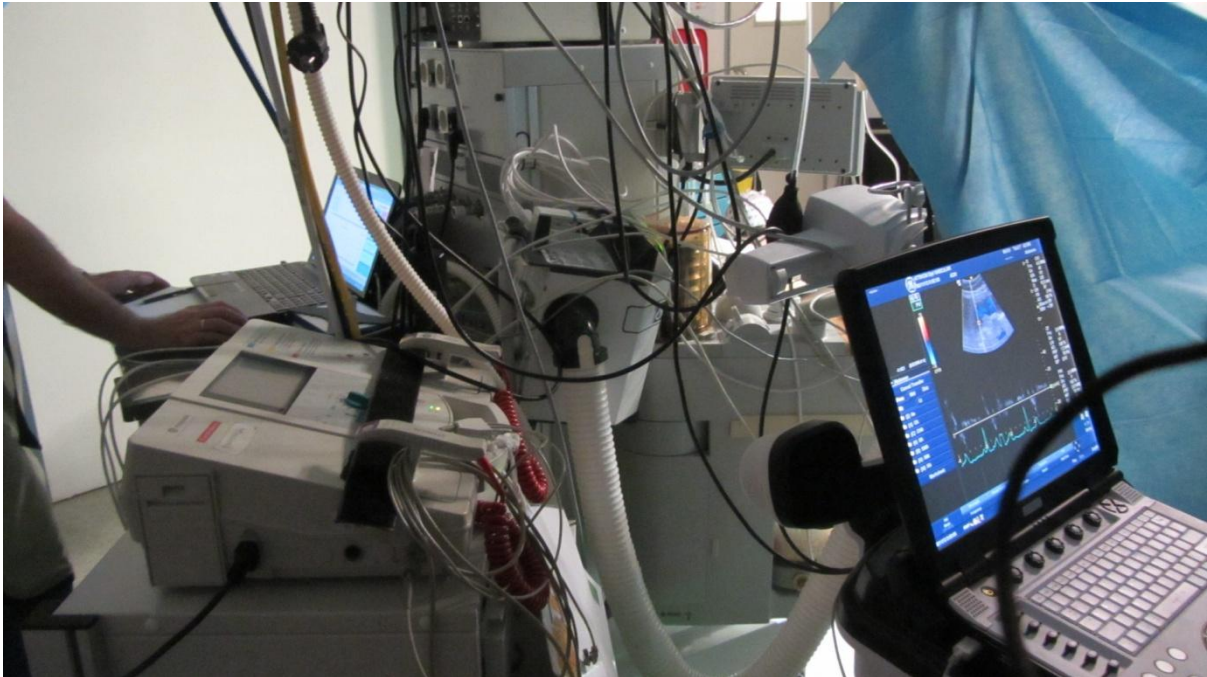
$$VF(\text{ml/min}) = \text{TAMEAN}(\text{cm/s}) \times \frac{\pi[\text{Diam}(\text{cm})]^2}{4} \times 60(\text{s/min}) \quad (3.1.22)$$

Γίνονται δύο καταγραφές φασμάτων της ταχύτητας ροής του αίματος (Εικόνα 3.1.9). Η μία ορίζοντας ένα μικρό δείγμα όγκου (sample volume ή range gate) στο κέντρο της αορτής, θεωρώντας ότι γίνεται καταγραφή της αξονικής ταχύτητας του αίματος στο αγγείο και η άλλη ορίζοντας ένα δείγμα όγκου από τη μία άκρη του τοιχώματος στην αντιδιαμετρική της, θεωρώντας ότι γίνεται καταγραφή όλου του προφίλ της ταχύτητας του αίματος επί της διατομής του αγγείου.

Η κυματομορφή της ταχύτητας (ή παροχής), που μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως είσοδος στο ρευστομηχανικό πρόβλημα της συγκεκριμένης χωρικής γεωμετρίας κάθε ασθενούς, προκύπτει ως η μέση καμπύλη στο χρόνο που μπορεί να εξαχθεί βγάζοντας το μέσο όρο όλων των καμπυλών ίχνους (traces) της μέσης ταχύτητας στο χρόνο που μετρήθηκαν για το συγκεκριμένο ασθενή. Δηλαδή, προκύπτει ως είσοδος της ταχύτητας μια μέση καμπύλη στην κατάσταση πριν και μια μετά την αποκατάσταση.

Στην εικόνα 3.1.10 απεικονίζονται οι δύο διατάξεις μέτρησης του φάσματος της ταχύτητας ροής του αίματος και μέτρησης των αιματηρών πιέσεων κατά τη διάρκεια ενός χειρουργείου.





Εικόνα 3.1.10 Εγκατάσταση των δύο διατάξεων μέτρησης κατά τη διάρκεια ενός χειρουργείου (φάσματος ταχύτητας ροής του αίματος και αιματηρών πιέσεων).

Τέλος, με την βοήθεια των απεικονίσεων της Αξονικής Τομογραφίας καταγράφηκε η ύπαρξη, ή μη, θρόμβου στην περιοχή του ανευρύσματος. Επίσης, είναι γνωστή η ηλικία, το φύλλο και τα υποκείμενα νοσήματα του κάθε ασθενή.

Όλα τα παραπάνω δεδομένα συλλέχθηκαν στα πλαίσια ερευνητικού προγράμματος συνεργασίας του Εργαστηρίου Βιορευστομηχανικής και Βιοϊατρικής Τεχνολογίας του Ε.Μ.Π. με την Αγγειοχειρουργική Κλινική του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου «Αττικόν», από τον Σεπτέμβριο του 2013 έως τον Μάρτιο του 2015. Ειδικότερα, τα δεδομένα αυτά αφορούν σε 23 προγραμματισμένες αποκαταστάσεις ανευρύσματος κοιλιακής αορτής με την τεχνική EVAR, επεμβάσεις που πραγματοποιήθηκαν από το ιατρικό προσωπικό της συγκεκριμένης κλινικής.

### 3.2 Επεξεργασία βασικών δεδομένων

Στην παράγραφο αυτή θα γίνει αναλυτική περιγραφή της επεξεργασίας δεδομένων, των ακριβών βημάτων που έγιναν και των δυσκολιών που εντοπίστηκαν. Η επεξεργασία διακρίνεται σε δύο μέρη, το πρώτο μέρος αφορά στην δημιουργία των καμπυλών ταχύτητας και πίεσης συναρτήσεως του χρόνου και το δεύτερο αφορά στην εφαρμογή μεθόδων (PV-loop, Foot-to-Foot κ.α.) για τον υπολογισμό της ταχύτητας διάδοσης κύματος.

#### 3.2.1 Πίεση και ταχύτητα ροής αίματος

Οι μετρήσεις οι οποίες είναι διαθέσιμες αντιστοιχούν σε τιμές τάσης από το ηλεκτροκαρδιογράφημα, τιμές πίεσης σε τρία διαφορετικά ανατομικά σημεία με την βοήθεια καθετήρων – δεξιά και αριστερή λαγόνιος αρτηρία και αορτή – για ένα

ορισμένο χρονικό διάστημα μεγαλύτερο του ενός καρδιακού κύκλου καθώς και τιμές της ταχύτητας ροής του αίματος στην περιοχή του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής. Στόχος είναι ο συγχρονισμός των καμπυλών των τριών αυτών δεδομένων για διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου.

#### Περιγραφή επεξεργασίας δεδομένων ενδοαυλικών αρτηριακών πιέσεων

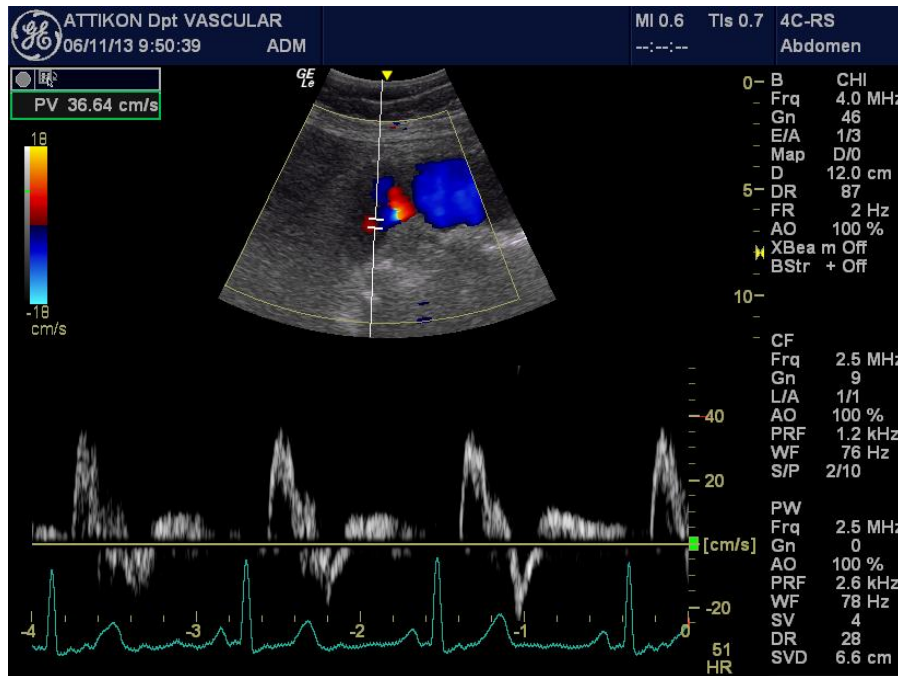
Τα δεδομένα των αιματηρών πιέσεων που συλλέχθηκαν εξήχθησαν αρχικά σε μορφή αρχείου *Excel* (μέρος της σουίτας *Office for Mac 2011* της *Microsoft – Redmond, Washington*), ενώ στη συνέχεια εισήχθησαν στο λογισμικό *Matlab for Mac R2014a* της εταιρείας *MathWorks (Natick, Massachusetts)*. Στο περιβάλλον του ανωτέρω λογισμικού έγινε διαχωρισμός των δεδομένων της πίεσης σε μεμονωμένους καρδιακούς κύκλους. Οι τιμές της πίεσης εξισορροπούνται με την αφαίρεση της μέσης ατμοσφαιρικής πίεσης από κάθε τιμή. Επίσης, αποκλείονται ορισμένες ακραίες μετρήσεις της τάσης του ηλεκτροκαρδιογραφήματος που καταγράφηκαν εξαιτίας σφάλματος. Ως σημείο έναρξης του εκάστοτε καρδιακού κύκλου αναγνωρίστηκε η χρονική στιγμή που αντιστοιχούσε στην κορυφή R του ECG. Τερματικό σημείο κάθε καρδιακού κύκλου ορίστηκε το σημείο της τελευταίας χρονικής στιγμής πριν την επόμενη R κορυφή του ECG.

#### Περιγραφή επεξεργασίας δεδομένων ταχυτήτων έμμορφων συστατικών αίματος

Η ταχύτητα της ροής του αίματος στην περιοχή του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής μπορεί να προσδιοριστεί μέσω της ταχύτητας που έχουν τα έμμορφα συστατικά του στη συγκεκριμένη περιοχή. Η ταχύτητα, λοιπόν, των –κατά κύριο λόγο– ερυθρών αιμοσφαιρίων, μετρήθηκε μέσω της υπερηχοτομογραφικής απεικόνισης της συγκεκριμένης ανατομικής περιοχής, τα δεδομένα της οποίας υπέστησαν κατάλληλη επεξεργασία.

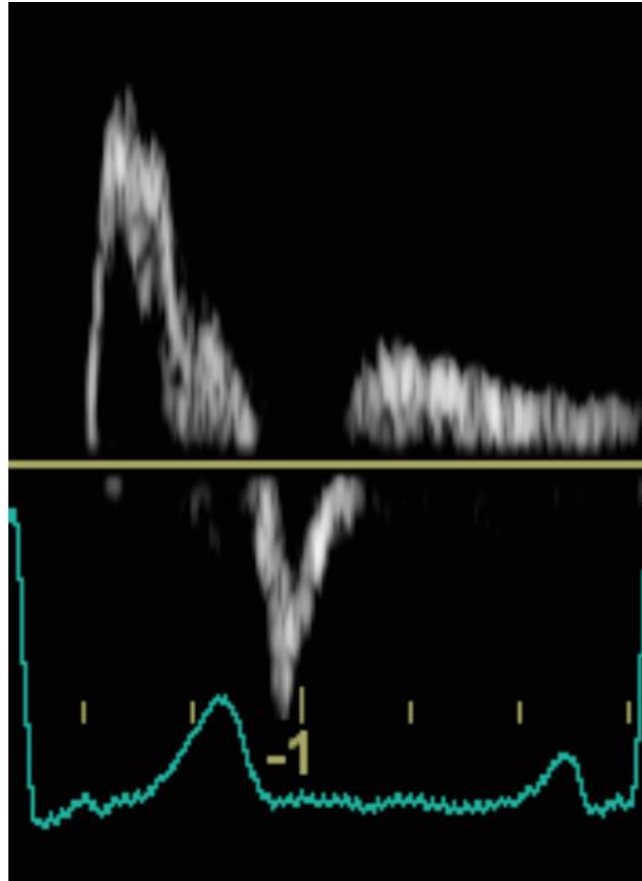
Αρχικά, ο υπερηχοτομογραφικός έλεγχος των ασθενών μας εφοδίασε με δεδομένα τύπου DICOM τα οποία με κατάλληλο λογισμικό (*Osirix v.5.8.2. for Mac* της εταιρείας *Pixmeo, Bernex, Switzerland*) μετετράπησαν σε αρχεία τύπου TIFF, ώστε να μπορούν να υποστούν κατάλληλες τεχνικές επεξεργασίας εικόνας. Η επεξεργασία της εικόνας έγινε στο περιβάλλον του λογισμικού *Matlab for Mac R2014a* της εταιρείας *MathWorks (Natick, Massachusetts)* με κατάλληλο κώδικα. Για την υλοποίηση του κώδικα, καταλυτικής σημασίας υπήρξε η απόλυτη κατανόηση των δεδομένων που περιέχονται σε μια υπερηχοτομογραφική απεικόνιση ροής αίματος. Ένα τέτοιου τύπου φάσμα, όπως αυτό που φαίνεται στην εικόνα 3.2.1. Εδώ βλέπουμε πως σε κάθε καρδιακό κύκλο υπάρχει καταγραφή ενός φάσματος ως συνάρτηση τριών διαφορετικών μεταβλητών. Η πρώτη είναι ο χρόνος, ο οποίος καταγράφεται στον οριζόντιο άξονα και μετριέται σε sec, η δεύτερη είναι η ταχύτητα της ροής που

καταγράφεται στον κατακόρυφο άξονα και μετριέται σε cm/sec, τέλος η τρίτη αφορά τη διαφορετική φωτεινότητα στα εικονοστοιχεία του φάσματος της ροής. Η φωτεινότητα αυτή αντιστοιχεί στο πλήθος των αιμοσφαιρίων που ανιχνεύονται τη συγκεκριμένη χρονική στιγμή να έχουν μια συγκεκριμένη ταχύτητα. Έτσι, η εξαγωγή της καμπύλης μέσης τιμής της ταχύτητας των αιμοσφαιρίων γίνεται με στατιστικές μεθόδους ως συνάρτηση βάρους της φωτεινότητας των εικονοστοιχείων σε κάθε χρονική στιγμή.

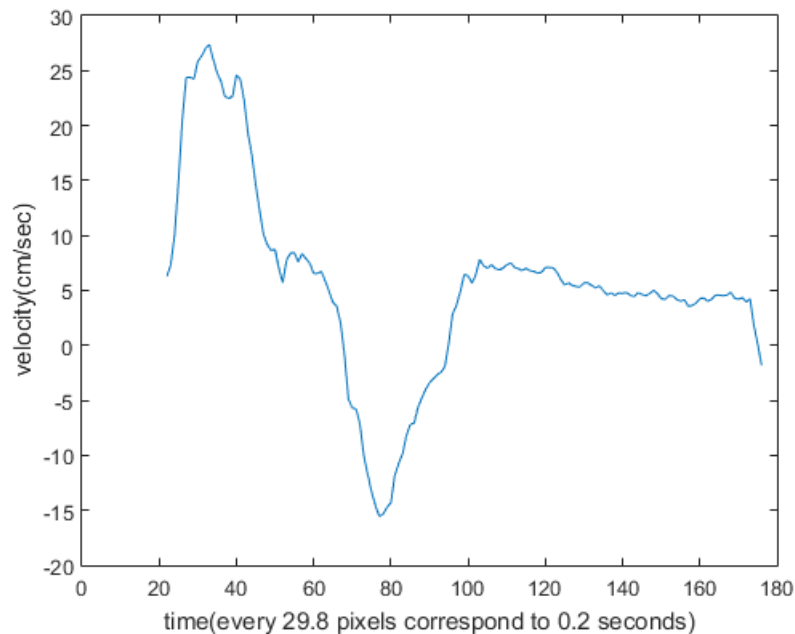


Εικόνα 3.2.1 Παράδειγμα υπερηχοτομογραφικής απεικόνισης της ροής του αίματος υπο νεφρικά στην κοιλιακή αορτή πριν το ανεύρυσμα. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στο χρόνο και μετράται σε sec ενώ ο κάθετος στην ταχύτητα και μετράται σε cm/sec.

Για να γίνει εξαγωγή της μέσης καμπύλης της ταχύτητας ροής του αίματος για κάθε ασθενή θα πρέπει το συνεχές φάσμα τις εικόνας 3.2.1 να χωριστεί σε διακριτούς καρδιακούς κύκλους. Αυτή η εργασία γίνεται με την ίδια μεθοδολογία που διαχωρίστηκαν οι καρδιακοί κύκλοι και στην περίπτωση των αρτηριακών πιέσεων. Έτσι, ως σημείο έναρξης του εκάστοτε καρδιακού κύκλου αναγνωρίστηκε η χρονική στιγμή που αντιστοιχούσε στην κορυφή R του ECG, ενώ ως τερματικό σημείο κάθε καρδιακού κύκλου ορίστηκε το σημείο της τελευταίας χρονικής στιγμής πριν την επόμενη R κορυφή του ECG. Αντιπροσωπευτικό παράδειγμα αυτού του διαχωρισμού φαίνεται στην εικόνα 3.2.2 ενώ στην εικόνα 3.2.3 παρουσιάζεται η μέση καμπύλη της ταχύτητας ροής του αίματος που αντιστοιχεί στο συγκεκριμένο καρδιακό κύκλο.



Εικόνα 3.2.2 Εφαρμογή της μεθόδου διαχωρισμού του φάσματος της ταχύτητας ροής του αίματος σε χωριστούς καρδιακούς κύκλους βάσει του ECG. Όπως είναι φανερό, ο καρδιακός κύκλος έχει ως σημείο εκκίνησης το εικονοστοιχείο που αντιστοιχεί στην R κορυφή του ECG και ως σημείο τερματισμού το τελευταίο εικονοστοιχείο αμέσως πριν την επόμενη R κορυφή αυτού.



Εικόνα 3.2.3 Η καμπύλη της μέσης ταχύτητας ροής του αίματος που προκύπτει από κατάλληλη επεξεργασία του φάσματος της εικόνας 3.2.2 με κώδικα επεξεργασίας εικόνας γραμμένο στο λογισμικό Matlab της Mathworks.

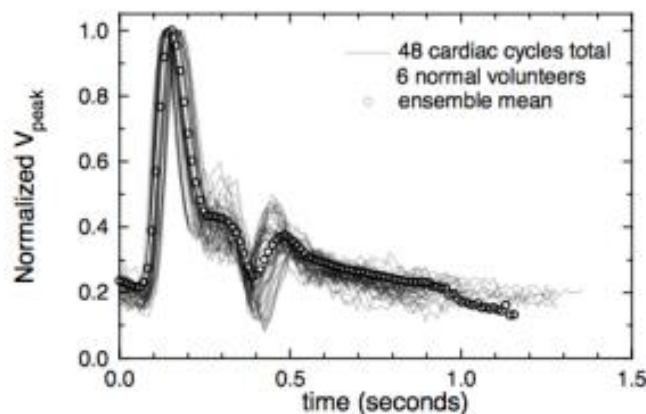
Μετά την επεξεργασία των μεμονωμένων καρδιακών κύκλων για την εξαγωγή της αντίστοιχης καμπύλης, όλοι οι καρδιακοί κύκλοι του ασθενή συντέθηκαν με στατιστικές μεθόδους και χρήση του λογισμικού *Matlab* για να εξαχθεί η μέση τιμή αυτών. Τέλος, η καμπύλη αυτή κανονικοποιήθηκε τόσο ως προς τη μέση καρδιακή περίοδο του ασθενή όσο και ως προς τη μέση μέγιστη πίεση κατά τη συστολική φάση του καρδιακού του κύκλου. Σε αντίθεση με τις πιέσεις, τα δεδομένα για την ταχύτητα ροής του αίματος είναι διπλά για τους περισσότερους ασθενείς πριν και μετά την αποκατάσταση. Αυτό συμβαίνει διότι κατά την διάρκεια των μετρήσεων είχαν παρθεί δύο διαφορετικά σετ δεδομένων, ένα με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο και ένα με ευρύτερο.

#### Κατασκευή Μέσης Καμπύλης Ταχύτητας κάθε ασθενή με την Μέθοδο των Χαρακτηριστικών Σημείων

Από προηγούμενη έρευνα του Εργαστηρίου Βιορευστομηχανικής & Βιοϊατρικής Τεχνολογίας του ΕΜΠ (Καραγεωργοπούλου Θ. Δ., 2016), έχει διατεθεί η μέση καμπύλη ταχύτητας της ροής του αίματος για κάθε ασθενή, στενό και ευρύ παράθυρο, ως ένας απλός μέσος όρος των δεδομένων που λήφθηκαν κατά την διαδικασία των μετρήσεων στην κλινική, έπειτα από κατάλληλη επεξεργασία για τη διόρθωση των σφαλμάτων. Με βάση βιβλιογραφικές μελέτες (Holdsworth D.W. et al., 1999), (Fraser K.H. et al., 2007), η εφαρμογή στατιστικού μέσου όρου στις κυματομορφές της ταχύτητας, λειτουργεί ως βαθυπερατό φίλτρο, με αποτέλεσμα να

αλλοιώνει το περιεχόμενο των δεδομένων. Στην παρούσα εργασία, για περισσότερη ακρίβεια έγινε ένας δεύτερος ορθός υπολογισμός της μέσης καμπύλης ταχύτητας ροής για κάθε ασθενή με την χρήση της μεθόδου των χαρακτηριστικών σημείων.

Οι Holdsworth D. W. et al., εφάρμοσαν για πρώτη φορά το 1999 αυτή την μέθοδο, όταν παρατηρήθηκε το φαινόμενο δράσης βαθυπερατού φίλτρου σε έρευνα που αφορούσε σε 6 ασθενείς, με καταγραφές στη θέση της κοινής καρωτίδας, με συνολικά 48 καρδιακούς κύκλους για άθροιση και εξαγωγή της μέσης τιμής (Εικόνα 3.2.4). Στη συνέχεια, η εφαρμογή της μεθόδου επεκτάθηκε και σε κυματομορφές καταγεγραμμένες στην περιοχή της κοιλιακής αορτής σε μελέτη του 2007 (Fraser K.H. et al., 2007), η οποία αποσκοπούσε στην κατασκευή της χαρακτηριστικής κυματομορφής της ταχύτητας ροής του αίματος στην περιοχή ανευρύσματος κοιλιακής αορτής με χρήση υπερηχοτομογραφικών δεδομένων.



Εικόνα 3.2.4 Η εξαγωγή της μέσης καμπύλης σε έναν πληθυσμό με απλή υπέρθεση λειτουργεί ως βαθυπερατό φίλτρο (Holdsworth D. W. et al., 1999).

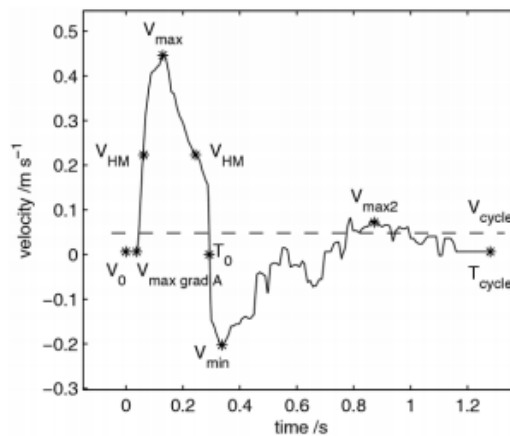
Η μέθοδος των χαρακτηριστικών σημείων βασίζεται στον εντοπισμό δεκατεσσάρων συγκεκριμένων σημείων πάνω στις κυματομορφές της ταχύτητας, οι οποίες επεξεργάζονται στατιστικά για την δημιουργία της μέσης τιμής. Τα σημεία αυτά αναπαριστώνται γραφικά σε διάγραμμα ταχύτητας με τον χρόνο και η τελική κυματομορφή προκύπτει με την μέθοδο παρεμβολής με κυβικές splines με την βοήθεια του λογισμικού Grapher 11, Golden Software, Colorado. Η επιλογή αυτής της μεθόδου παρεμβολής και ο καθορισμός του παράγοντα Spline Tension Factor του λογισμικού, έγινε με στόχο αφενός την απόδοση μέγιστης δυνατής λειότητας και ομαλότητας της καμπύλης και αφετέρου τη ρεαλιστική απεικόνιση της κυματομορφής της ταχύτητας με βάση τις βιβλιογραφικές αναφορές για το συγκεκριμένο υπονεφρικό σημείο μέτρησης.

Τα δεκατέσσερα χαρακτηριστικά σημεία της μεθόδου αναγράφονται στον παρακάτω πίνακα 3.2.1, με τους συμβολισμούς που έχουν συμφωνηθεί μέχρι στιγμής από επίσης βιβλιογραφία.

**Πίνακας 3.2.1 Χαρακτηριστικά Σημεία κάθε κυματομορφής (Fraser K.H. et al., 2007).**

Παράμετρος	Ορισμός Χαρακτηριστικού Σημείου
$V_0$	Ταχύτητα τη χρονική στιγμή $t=0$
$V_{\max \text{ grad } A}$	Ταχύτητα τη χρονική στιγμή μέγιστης παραγώγου της επιτάχυνσης
$T_{\max \text{ grad } A}$	Ταχύτητα τη χρονική στιγμή μέγιστης παραγώγου της επιτάχυνσης
$V_{HM}$	Ταχύτητα στο ήμισυ της μέγιστης τιμής
$T_{HM}$	Χρονική στιγμή της ημίσειας μέγιστης ταχύτητας
$V_{\max}$	Μέγιστη ταχύτητα κατά τη συστολική φάση
$T_{\max}$	Χρονική στιγμή της μέγιστης ταχύτητας κατά τη συστολική φάση
$T_0$	Χρονική στιγμή μηδενισμού της ταχύτητας
$V_{\min}$	Ελάχιστη ταχύτητα
$T_{\min}$	Χρονική στιγμή της ελάχιστης ταχύτητας
$V_{\max 2}$	Μέγιστη ταχύτητα κατά τη διαστολική φάση
$T_{\max 2}$	Χρονική στιγμή της μέγιστης ταχύτητας κατά τη διαστολική φάση
$T_{\text{cycle}}$	Χρονική διάρκεια κύκλου
$V_{\text{cycle}}$	Μέση ταχύτητα κύκλου

Ενδεικτικά στην παρακάτω εικόνα (Εικόνα 3.2.5) φαίνονται οι θέσεις των χαρακτηριστικών σημείων από ένα παράδειγμα ασθενή από την μελέτη των Fraser K.H. et al.



Εικόνα 3.2.5 Θέσεις των χαρακτηριστικών σημείων σε ένα παράδειγμα ασθενή (Fraser K.H. et al., 2007).

Αφού λοιπόν βρέθηκαν τα χαρακτηριστικά σημεία για κάθε καμπύλη ταχύτητας που καταγράφηκε κατά την διάρκεια των μετρήσεων, υπολογίστηκε ο μέσος όρος αυτών

ώστε να προκύψουν οι αριθμητικές τιμές των χαρακτηριστικών σημείων την συνολικής μέσης καμπύλης για κάθε ασθενή, πριν και μετά το χειρουργείο για το ευρύ και στενό παράθυρο. Ενδεικτικές καμπύλες των αποτελεσμάτων θα παρουσιαστούν στο επόμενο κεφάλαιο.

### Συγχρονισμός Τάσης ECG, Πίεσης και Μέσης Ταχύτητας για έναν καρδιακό κύκλο

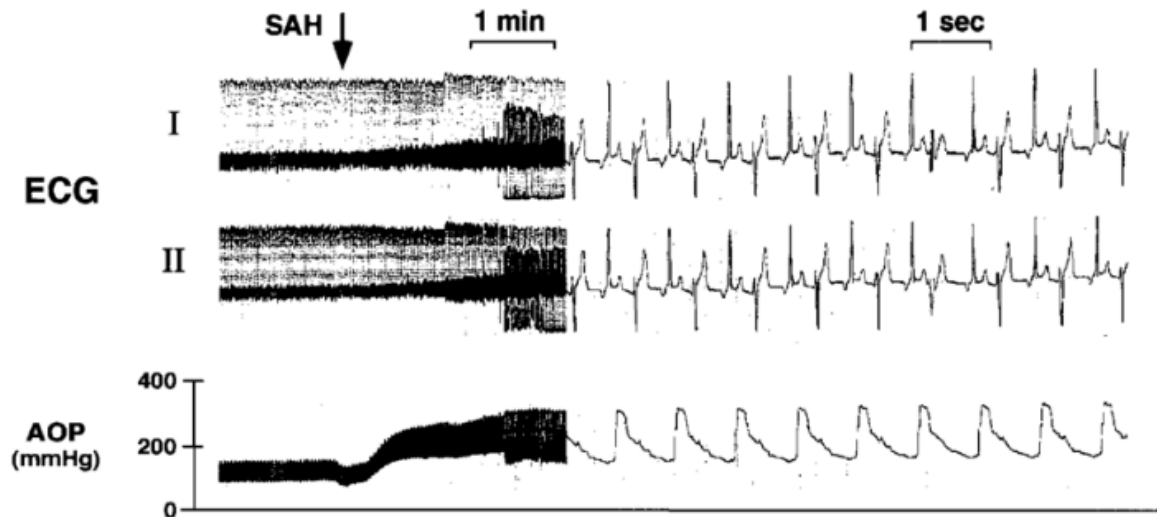
Σκοπός είναι ο συγχρονισμός των καμπυλών πίεσης και μέσης ταχύτητας της ροής αίματος συναρτήσει του χρόνου, στην περιοχή του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής πριν και μετά την αποκατάσταση, για διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου, μέσω της καμπύλης τάσης του ECG.

Τα βασικά κριτήρια για την επιλογή του χρονικού διαστήματος των δεδομένων και την κατασκευή των καμπυλών αναφέρονται συνοπτικά παρακάτω,

- Εύρεση κοινής περιόδου  $T$  (s) – τάσης ECG, πίεσης, ταχύτητας – του καρδιακού κύκλου,
- Ως σημείο έναρξης του καρδιακού κύκλου ορίστηκε η χρονική στιγμή που αντιστοιχεί στην κορυφή R του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ECG), ενώ ως τερματικό σημείο ορίστηκε το σημείο της τελευταίας χρονικής στιγμής πριν την επόμενη κορυφή του ECG,
- Το σημείο έναρξης της ταχύτητας  $V_0$  ταυτίζεται χρονικά με το μέγιστο-κορυφή του ECG,
- Το ελάχιστο της ταχύτητας πρέπει να ταυτίζεται με το ελάχιστο της πίεσης στην φάση της συστολής, χρονικός συγχρονισμός ταχύτητας και πίεσης,
- Χρονικά, το μέγιστο της ταχύτητας προηγείται του μεγίστου της πίεσης όταν δεν υφίστανται διαταραχές καρδιακού ρυθμού, δηλαδή  $t_{V_{max}} < t_{P_{max}}$  (Nirmalan M. and Dark P.M., 2014).

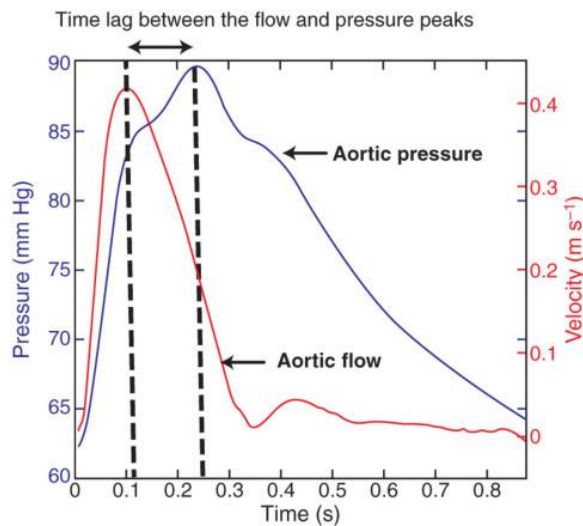
Στην παρακάτω εικόνα (Εικόνα 3.2.6) φαίνεται ο συγχρονισμός του ηλεκτροκαρδιογραφήματος ECG με την κυματομορφή της πίεσης συγκεκριμένα στην κοιλιακή αορτή. Η κορυφή R της τάσης ταυτίζεται χρονικά με το σημείο έναρξης του καρδιακού κύκλου, το οποίο προηγείται του ελαχίστου της πίεσης (Nichols W., 2011).





Εικόνα 3.2.6 Τάση ηλεκτροκαρδιογραφήματος και καμπύλες πίεσης στην περιοχή της κοιλιακής αορτής. AOP: Abdominal Aortic Pressure (Takashi M. et al., 2002).

Η εικόνα 3.2.7 δείχνει την χρονική διαφορά φάσης των μεγίστων της κυματομορφής πίεσης και ταχύτητας (Nirmalan M. and Dark P.M., 2014).



Εικόνα 3.2.7 Χρονική διαφορά μεγίστου πίεσης και ταχύτητας ροής αίματος στην αορτή (Nirmalan M. and Dark P.M., 2014).

Για τον υπολογισμό της περιόδου του καρδιακού κύκλου κάθε ασθενή χρησιμοποιήθηκαν οι σειρές Fourier. Η σειρά Fourier είναι ένας τρόπος για να περιγραφεί ένα κύμα, που μοιάζει να λειτουργεί ως ένας συνδυασμός απλών αρμονικών κυμάτων. Συνεπώς, βάσει των δεδομένων πίεσης που διατίθεντο, υπολογίστηκε η σταθερή χρονική περίοδος για κάθε ασθενή, για ευρύ και στενό

δειγματοληπτικό παράθυρο, για όλες τις μετρήσεις πριν και μετά το χειρουργείο. Με την χρήση λογισμικών φύλλων Microsoft Excel, γίνονται οι κατάλληλες μετατοπίσεις των καμπυλών ώστε να πληρούνται όλα τα παραπάνω κριτήρια.

Επίσης, το χρονικό βήμα των μετρήσεων ταχύτητας και πίεσης ήταν διαφορετικό με  $\Delta t_v \ll \Delta t_p = 0.02$  s. Ωστόσο, αυτό προσαρμόστηκε κατά την μέθοδο παρεμβολής κυβικών splines λειότητας και ομαλότητας στα δεδομένα της καμπύλης της ταχύτητας. Με αυτόν τον τρόπο, επετεύχθη να προκύψουν συγχρονισμένες τιμές πίεσης και ταχύτητας για έναν καρδιακό κύκλο με χρονικό βήμα κοινό και σταθερό, ίσο με 0.02 s.

### 3.2.2 Θεωρητικός υπολογισμός ταχύτητας διάδοσης κύματος, PWV

Η πρώτη μέθοδος που χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό της ταχύτητας διάδοσης κύματος, PWV είναι η εφαρμογή μιας θεωρητικής σχέσης που σχετίζει την PWV με γνωστές τις διαστάσεις και τις μηχανικές ιδιότητες του αγγείου.

Γίνεται η παραδοχή πως το αίμα είναι μη συνεκτικό ρευστό και η αορτή θεωρείται ευθύγραμμη αρτηρία με σταθερή διάμετρο και λόγο Poisson  $\mu=0.5$ , δηλαδή ο όγκος του υλικού του τοιχώματος παραμένει σταθερός παρά τις παραμορφώσεις. Ο λόγος Poisson με ακρίβεια 0.5 σημαίνει ότι το υλικό είναι απολύτως ασυμπίεστο ιστροπικό υλικό που παραμορφώνεται ελαστικά. Σε μια τέτοια περίπτωση η ταχύτητα διάδοσης κύματος δίνεται από την σχέση 3.2.1 (Noordergraaf A. and Horema H. W., 1958),

$$c = \sqrt{\frac{1}{\rho * k}} \quad (3.2.1)$$

Όπου  $\rho$  είναι η πυκνότητα του αίματος και  $k$  η ειδική ενδοτικότητα του αγγείου.

Με θεώρηση πως η διαμήκης παραμόρφωση και η διαμήκης τάση στο αγγείο είναι ανεξάρτητη από την συντεταγμένη της ακτίνας ισχύει η εξίσωση 3.2.2,

$$\frac{d\sigma_i}{dr} = 0 \quad (3.2.2)$$

Με την επίλυση της παραπάνω διαφορικής εξίσωσης και σε συνδυασμό με την τιμή που λαμβάνει σε αυτή τη περίπτωση ο λόγος Poisson  $\mu=0.5$ , η ειδική ενδοτικότητα  $k$  δίνεται από την σχέση 3.2.3,

$$k = \frac{3(a+1)^2}{E(2a+1)} \quad (3.2.3)$$

Με  $E$  το μέτρο ελαστικότητας του τοιχώματος και  $a$  ο λόγος  $\frac{r_i}{t}$  της εσωτερικής ακτίνας  $r_i$  του αγγείου προς το πάχος  $t$  του τοιχώματος στο ίδιο σημείο (Noordergraaf A. and Horema H. W., 1958).

Το μέτρο ελαστικότητας  $E$  του τοιχώματος του αγγείου, εξαρτάται άμεσα από την ηλικία. Συνεπώς, με δεδομένες τις τιμές του μέτρου ελαστικότητας της κοιλιακής αορτής για συγκεκριμένες ηλικίες (Cuomo F. et al., 2017), έγινε γραμμική παρεμβολή για τον υπολογισμό των τιμών του  $E$  για τις ηλικίες ενδιαφέροντος της συγκεκριμένης μελέτης. Στην εικόνα 3.2.8 δίνονται οι τιμές των παραμέτρων  $K_{\theta\theta\theta\theta}$  (MPa) και  $K_{zzzz}$  (MPa), όπου δείχνουν την ακαμψία του τοιχώματος της κοιλιακής αορτής σε περιφερειακή και αξονική κατεύθυνση αντίστοιχα. Στην συγκεκριμένη έρευνα γίνεται η παραδοχή του ισότροπου υλικού και επομένως η τιμή του μέτρου ελαστικότητας προκύπτει από τον μέσο όρο των τιμών  $K_{\theta\theta\theta\theta}$  (MPa) και  $K_{zzzz}$  (MPa) για κάθε ασθενή (Cuomo F. et al., 2017).

Age (yo)	Location	Inner Radius ( $10^{-3}$ m)	Wall Thickness ( $10^{-3}$ m)	MAP (mmHg)	EP (mmHg)	In vivo Axial Stretch	In vivo Circ. Stretch	$K_{\theta\theta\theta\theta}$ ( $10^6$ Pa)	$K_{zzzz}$ ( $10^6$ Pa)
30	ATA	13.2	1.80	89	-	-	-	-	-
	DTA	9.60	1.76	89	-	-	-	-	-
	IAA	7.81	1.14	91	-	-	-	-	-
40	ATA	14.07	2.00	93	7	1.15	1.34	0.40	0.28
	DTA	11.63	1.70	93	2	1.17	1.24	0.50	0.46
	IAA	8.24	1.05	95	0	1.23	1.24	1.46	1.30
60	ATA	16.13	2.45	95	17	1.08	1.22	0.75	0.27
	DTA	12.08	1.90	95	12	1.09	1.21	0.71	0.64
	IAA	8.27	1.50	97	0	1.09	1.12	1.66	1.51
75	ATA	16.25	2.90	102	15	1.03	1.14	0.91	0.41
	DTA	12.71	2.15	102	10	1.03	1.22	1.02	0.58
	IAA	8.98	1.92	105	0	1.04	1.01	2.14	1.97

Εικόνα 3.2.8 Παράμετροι  $K$  ακαμψίας τοιχώματος κοιλιακής αορτής (IAA: Infraneal abdominal aorta) σε περιφερειακή και αξονική κατεύθυνση (Cuomo F. et al., 2017).

Επομένως, από τις σχέσεις 3.2.1 και 3.2.3 προκύπτει η τελική εξίσωση που εκφράζει την ταχύτητα διάδοσης του κύματος,

$$c = \sqrt{\frac{E \left( \frac{2r_i}{t} + 1 \right)}{3\rho \left( \frac{r_i}{t} + 1 \right)^2}} \quad (3.2.4)$$

Με  $\rho=1050 \text{ kg/m}^3$  την πυκνότητα αίματος,  $r_i$  την εσωτερική ακτίνα στον αυχένα του ανευρύσματος όπου γίνονται οι μετρήσεις και  $E$  τον μέσο όρο των παραμέτρων  $K_{\theta\theta\theta\theta}$  και  $K_{zzzz}$  για την αντίστοιχη ηλικία. Το πάχος του τοιχώματος της αορτής υπονεφρική προκύπτει  $t=1.72\text{mm}$  από δεδομένα της κατανομής του πάχους της αορτής στην υπάρχουσα βιβλιογραφία (Westerhof N. et al., 1969), (Turkbey E.B. et al., 2014), ανηγμένη στην ηλικία των 71.22 ετών που είναι ο μέσος όρος ηλικίας των ασθενών της μελέτης. Τα αποτελέσματα της μεθόδου αυτής θα αναγραφούν σε επόμενο κεφάλαιο.

### 3.2.3 Μέθοδος PV-loop

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένα, έπειτα από επεξεργασία, προέκυψαν συγχρονισμένες οι τιμές της πίεσης και της ταχύτητας ροής του αίματος στην

ανατομική θέση του ανευρύσματος της κοιλιακής αορτής, για έναν καρδιακό κύκλο. Με αυτές τις τιμές κατασκευάζονται τα τελικά διαγράμματα πίεσης-ταχύτητας, PV-loops, με απώτερο στόχο τον υπολογισμό της ταχύτητας διάδοσης του κύματος.

Σύμφωνα με την μέθοδο PV-loop, όπως περιγράφεται αναλυτικά και σε προηγούμενο κεφάλαιο (2.2 Μέθοδος PV-loop), πρέπει να εντοπιστεί ένα γραμμικό τμήμα του βρόχου PV και να υπολογιστεί η κλίση αυτού. Κάνοντας τις κατάλληλες μετατροπές των μονάδων στο σύστημα S.I. και την παραδοχή μονόκλινης κατεύθυνσης κυμάτων (Hughes A. D. and Parker K. H., 2009) για την ενδιαφερόμενη χρονική περίοδο, προκύπτει η ταχύτητα κύματος  $c$  (m/s) από τη σχέση 3.2.5,

$$\rho c = \frac{dP}{dV} \quad (3.2.5)$$

όπου,

$\rho = 1050 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$  η πυκνότητα του αίματος,

$c$  (m/s) η ταχύτητας διάδοσης κύματος,

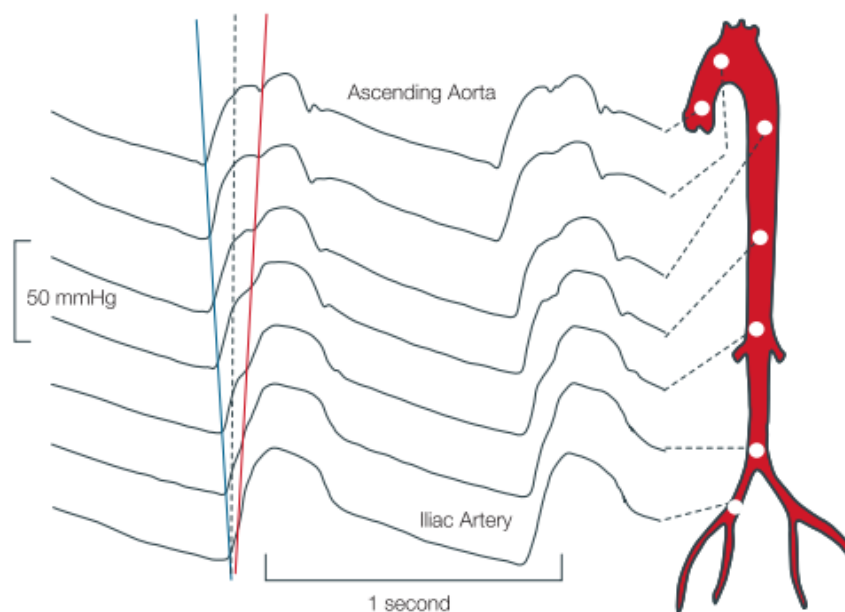
$\frac{dP}{dV} \left( \frac{\text{Pa}}{\text{m}^3} \right)$  η κλίση της ευθείας

Από τα διαγράμματα αυτά, απομονώνεται το τμήμα εκείνο που αντιστοιχεί στα αρχικά στάδια της συστολής (early systole), για το οποίο γίνεται η υπόθεση απουσίας ανακλάσεων. Κατά την διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου η συστολή ξεκινάει όταν η μιτροειδής βαλβίδα κλείνει. Η άνοδος στην πίεση της αορτής δεν έχει ξεκινήσει έως ότου να ανοίξει η αορτική βαλβίδα. Σε αυτό το διάστημα της πρώιμης συστολής λαμβάνει χώρο η ισομετρική σύσπαση χωρίς ροή αίματος στην αορτή. Με το άνοιγμα της αορτικής βαλβίδας συνεχίζεται η πρώιμη συστολή (early systole) για ένα μικρό χρονικό διάστημα που κυμαίνεται σε κάθε ασθενή, ακολουθεί η συστολή μέχρι τη μεγιστοποίηση της πίεσης στην ανιούσα αορτή και διατηρείται μέχρι και το κλείσιμο της αορτικής βαλβίδας στο σημείο έναρξης του δικροτικού κύματος.

Οι τιμές της συγκεκριμένης μελέτης πάρθηκαν υπονεφρικά και μακριά από την έξοδο της καρδιάς (αυχένας ανευρύσματος) και έτσι το μετρούμενο σήμα έχει μια χρονική καθυστέρηση στην ανύψωση της πίεσης (Εικόνα 3.2.9). Η περιοχή της πρώιμης συστολής στο σημείο των μετρήσεων δεν θα πρέπει να υπερβαίνει το μέγιστο της πίεσης στην ανιούσα αορτή. Συνεπώς, η πρώιμη συστολή υπονεφρικά μπορεί να φτάνει, το πολύ μέχρι και τα 2/3 του μεγίστου της πίεσης.

Καθώς η δυσκολία συλλογής των δεδομένων της ταχύτητας ροής αλλά και της πίεσης ήταν αρκετά μεγάλη, είναι αναμενόμενη η ύπαρξη ορισμένων σφαλμάτων λόγω της διακριτικής ικανότητας λήψης των μετρήσεων με το χρόνο. Εξαιτίας αυτών των

σφαλμάτων, τα διαγράμματα πίεσης-ταχύτητας (PV-loops) δεν εμφανίζουν πάντα ακριβή ευθεία στην αρχική περιοχή της συστολής (early systole), αλλά μπορεί να εμφανίζουν μικρότερα γραμμικά τμήματα με μικρές διαφορές κλίσεων μέχρι το τέλος του αρχικού σταδίου της συστολής το οποίο στην παρούσα μελέτη καταλαμβάνει κατά μέσο όρο περίπου το 22% της χρονικής διάρκειας της συστολής. Αξίζει να σημειωθεί πως στη συγκεκριμένη έρευνα, επιλέχθηκε πέρα από το πρώτο πλήρως γραμμικό τμήμα του βρόχου πίεσης- ταχύτητας και ένα επιπλέον τμήμα με μικρή διαφορά στην κλίση σε σχέση με το πρώτο, καθώς τα πειραματικά δεδομένα περιέχουν σφάλματα διασποράς και ενδέχεται αυτό το επιπλέον τμήμα να ανήκει στην πρώιμη συστολή χωρίς να λαμβάνεται υπόψη.



Εικόνα 3.2.9 Χρονική καθυστέρηση της ανόδου πίεσης κατά μήκος της αορτής (Westerhof N. et al., 2010).

Επομένως, για τον υπολογισμό της κλίσης του PV-loop χρησιμοποιήθηκαν δύο μέθοδοι. Η πρώτη βασίζεται στην κατασκευή ενός διαγράμματος για την απεικόνιση της χρονικής μεταβολής της κλίσης στην μέγιστη δυνατή περιοχή (σχεδόν γραμμική) που αντιστοιχεί στην πρώιμη συστολή (early systole). Με βάση αυτό το διάγραμμα υπολογίζονται το μέγιστο, το ελάχιστο καθώς και ο μέσος όρος των τιμών της κλίσης για την πρώιμη συστολή. Η δεύτερη μέθοδος, είναι αυτή της γραμμικής προσαρμογής (Linear Regression) των τμημάτων του βρόχου με διαφορετική κλίση για το ενδιαφερόμενο χρονικό διάστημα της συστολής (early systole). Τέλος, είναι σημαντικό να αναφερθεί πως για κάθε περίπτωση έχει εντοπιστεί το πρώτο πλήρως γραμμικό τμήμα της πρώιμης συστολής στον βρόχο με σταθερή κλίση και έχει καταγραφεί.

Τελικά προκύπτει πως με τις τιμές της μέσης ταχύτητας ροής αίματος που προκύπτουν από την μέθοδο των χαρακτηριστικών σημείων σε συνδυασμό με τις αντίστοιχες κυματομορφές πίεσης, κατασκευάζονται οι βρόχοι πίεσης – ταχύτητας, όπου η κλίση του γραμμικού και σχεδόν γραμμικού τμήματος δίνει τελικά την τιμή της ταχύτητας διάδοσης παλμικού κύματος, PWV και για τις δύο αυτές περιπτώσεις. Τα αποτελέσματα των τελικών διαγραμμάτων και αριθμητικών τιμών αποτελούν μέρος του επόμενου κεφαλαίου.

Όπως αναφέρθηκε και νωρίτερα, οι τιμές των ταχυτήτων ροής αίματος έχουν ληφθεί σε δύο δειγματοληπτικά παράθυρα, ένα ευρύ και ένα στενό. Έγινε σύγκριση των δεδομένων της ταχύτητας (μέγιστα ταχυτήτων) στα δύο αυτά παράθυρα και προέκυψε πως οι διαφορές δεν είναι σημαντικά μεγάλες ώστε να θεωρηθούν δύο ξεχωριστά σετ δεδομένων που χρήζουν ξεχωριστής αντιμετώπισης. Επομένως, γίνεται ενοποίηση των δεδομένων ευρύ και στενού δειγματοληπτικού παραθύρου με το υπολογισμό του μέσου όρου αυτών αναγράφοντας τις αντίστοιχες τυπικές αποκλίσεις.

### 3.2.4 Μέθοδος Foot-to-Foot και Cross Correlation

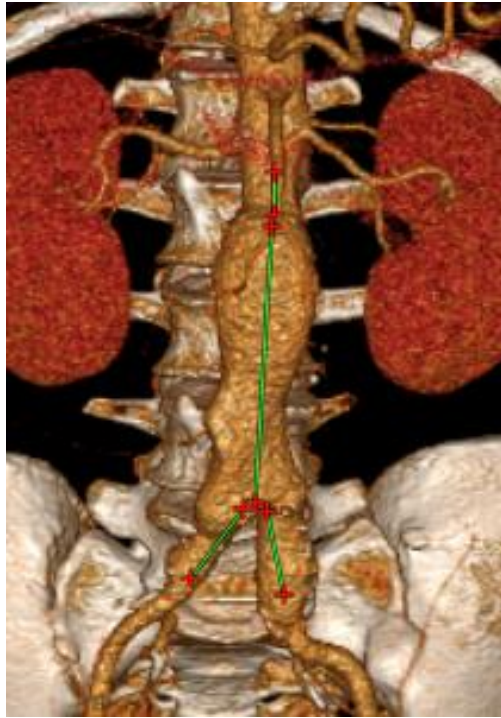
Πέρα από τις προηγούμενες μεθόδους για τον υπολογισμό της ταχύτητας διάδοσης του κύματος στην αορτή, εφαρμόστηκε και η σχέση 3.2.6 του ορισμού ταχύτητας όπως δίνεται στην παράγραφο 2.4.3 για τη μέθοδο foot-to-foot (FtF).

$$c = \frac{\Delta x}{\Delta t} \quad (3.2.6)$$

Σε αυτή τη σχέση ως  $\Delta x$  ορίζεται η απόσταση μεταξύ δύο σημείων στο αγγειακό δέντρο του ανθρώπου όπου ενδιαφέρει ο υπολογισμός της ταχύτητας διάδοσης του κύματος σε αυτή την περιοχή. Στην συγκεκριμένη μελέτη προκύπτει από την παρακάτω σχέση 3.2.7 ότι,

$$\Delta x = \frac{L_{\text{αυχένα}}}{2} + L_{\text{ανευρύσματος}} + \frac{2}{3} * L_{\text{λαγονίου}} \quad (3.2.7)$$

Τα τρία αυτά μήκη προκύπτουν από τις αποστάσεις των σημείων στα οποία έχουν παρθεί οι μετρήσεις της ενδοαυλικής πίεσης και έχουν μετρηθεί από τις αντίστοιχες εικόνες της πολυτομικής αξονικής τομογραφίας για κάθε ασθενή, χρησιμοποιώντας το λογισμικό RadiAnt DICOM Viewer (Εικόνα 3.2.10).



Εικόνα 3.2.10 Μήκη 10ου ασθενή για τον υπολογισμό της απόστασης Δx.

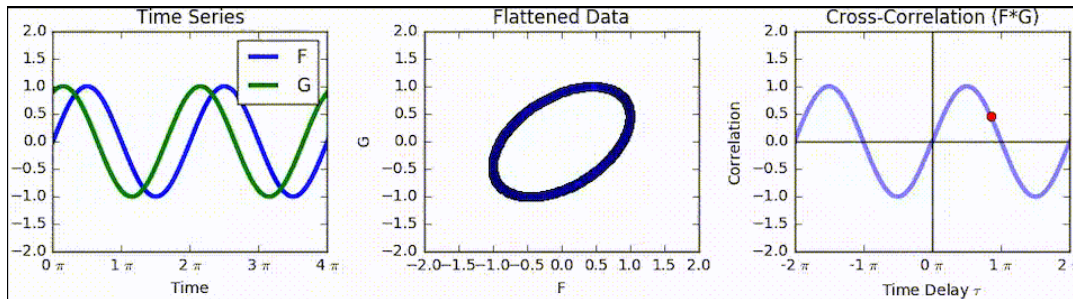
Επιπρόσθετα, ως  $\Delta t$  ορίζεται η χρονική διαφορά μετάδοσης του κύματος μεταξύ των προηγούμενων ορισμένων σημείων. Ο υπολογισμός αυτής της χρονικής διαφοράς γίνεται με δύο διαφορετικούς τρόπους. Ο πρώτος αφορά στην εφαρμογή της μεθόδου foot-to-foot όπως περιγράφηκε νωρίτερα. Με αυτή τη μέθοδο, η διαφορά  $\Delta t$  αντιστοιχεί στην χρονική διαφορά των ελαχίστων (foot) της κυματομορφής πίεσης της αορτής και της κάθε λαγονίου για κάθε ασθενή. Είναι αναμενόμενο το ελάχιστο της πίεσης της αορτής να προηγείται του ελαχίστου των λαγονίων.

Αξίζει να σημειωθούν τα σφάλματα και οι ανακρίβειες που προέκυψαν υλοποιώντας αυτή την διαδικασία. Αρχικά, το χρονικό βήμα των κυματομορφών της πίεσης είναι 0.02s, ένα διάστημα σημαντικά μεγαλύτερο από την αναμενόμενη τιμή της χρονικής διαφοράς  $\Delta t$  αορτής – λαγονίου. Έτσι, με την βοήθεια του προγράμματος Grapher 11 προέκυψαν τα δεδομένα των τιμών πίεσης με νέο χρονικό βήμα 0.001s. Με το νέο αυτό βήμα, η χρονική διαφορά των ελαχίστων των καμπυλών προκύπτει με μικρότερο σφάλμα.

Ένας δεύτερος τρόπος υπολογισμού του όρου  $\Delta t$  της παραπάνω σχέσης είναι η εφαρμογή της μεθόδου Cross Correlation (CC) για τις κυματομορφές πίεσης της αορτής και της λαγονίου (δεξιάς και αριστερής). Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιείται για την ανάδειξη της κοινής τάσης των αποτελεσμάτων με όλες τις μεθόδους. Ωστόσο, τα αποτελέσματα αυτής δεν λαμβάνονται υπόψη καθώς σύμφωνα με την βιβλιογραφία η διαφορά φάσης κυματομορφών πίεσης υπολογίζεται αποκλειστικά και μόνο από την χρονική καθυστέρηση των ελαχίστων των καμπυλών αυτών και όχι από τα



μέγιστα ή οποιοδήποτε άλλο σημείο (Westerhof N. et al., 2010). Με την μέθοδο Cross Correlation γίνεται επεξεργασία σήματος συναρτήσεων και υπολογίζεται μια παράμετρος  $k$  η οποία είναι ένα μέτρο της ομοιότητας δύο σειρών ως συνάρτηση της μετατόπισης της μιας σε σχέση με την άλλη. Η μέθοδος αυτή εφαρμόστηκε με την χρήση ενός λογισμικού διαθέσιμου στο διαδίκτυο ([https://www.wessa.net/rwasp\\_cross.wasp](https://www.wessa.net/rwasp_cross.wasp)) και έγινε επαλήθευση των αποτελεσμάτων με την βοήθεια κώδικα σε γλώσσα Matlab.



Εικόνα 3.2.11 Παράδειγμα εφαρμογής της μεθόδου CC για δύο κυματομορφές (From Wikipedia, the free encyclopedia, <https://en.wikipedia.org/wiki/Cross-correlation>).

Με αυτούς τους δύο τρόπους (FtF), (CC), υπολογίζεται η ταχύτητα διάδοσης του κύματος με την χρήση της σχέσης 3.2.6 όπου το  $\Delta x$  δίνεται από τη σχέση 3.2.7 για κάθε ασθενή και το  $\Delta t$  υπολογίζεται και με τους δύο αναφερθέντες τρόπους. Στο επόμενο κεφάλαιο θα παρουσιαστούν αναλυτικά τα αποτελέσματα αυτών των υπολογισμών και θα γίνει σύγκριση των μεθόδων υπολογισμού της χρονικής διαφοράς  $\Delta t$ .

### 3.3 Στατιστική ανάλυση

Αφού έχει γίνει ο υπολογισμός των τιμών της PWV με τις τρεις προηγούμενες μεθόδους (Παράγραφοι 3.2.2, 3.2.3, 3.2.4) τόσο για πριν όσο και για μετά την αποκατάσταση του ανευρύσματος με την τεχνική EVAR, γίνεται στατιστική ανάλυση των αποτελεσμάτων για την απόδειξη της στατιστικά σημαντικής διαφοράς μεταξύ της μέσης τιμής των τιμών της PWV πριν και μετά την αποκατάσταση.

Το πρώτο τεστ το οποίο εφαρμόζεται είναι το Student's t-test ή T-test για την εξακρίβωση του εάν διαφέρουν στατιστικά σημαντικά οι μέσες τιμές δύο διαφορετικών ομάδων. Με άλλα λόγια, με την πραγματοποίηση αυτού του τεστ προκύπτει το συμπέρασμα για το αν οι διαφορές της μέσης τιμής της PWV πριν και μετά είναι τυχαίες. Όσο μεγαλύτερη προκύπτει η μεταβλητή  $t$  (t-value), τόσο περισσότερο διαφέρουν οι δύο ομάδες. Κάθε τιμή της  $t$  μεταβλητής (t-value) αντιστοιχεί σε μια τιμή της  $p$  μεταβλητής (p-value). Η  $p$  μεταβλητή αναδεικνύει την πιθανότητα τα αποτελέσματα των δειγμάτων να προκύπτουν τυχαία. Η τιμές της  $p$ -value είναι από 0% έως 100%. Επιθυμητές είναι οι χαμηλές τιμές της  $p$ -value ( $p < 0.05$ ).



Στην συγκεκριμένη περίπτωση, θα γίνει εφαρμογή του Student's test μεταξύ ανεξάρτητων δειγμάτων – τιμές PWV πριν το χειρουργείο με τιμές PWV μετά – (unpaired samples t test). Γίνονται οι παρακάτω υποθέσεις για την πραγματοποίηση του ελέγχου,

- Υπόθεση της ανεξαρτησίας των δύο δειγμάτων (πριν και μετά)
- Υπόθεση κανονικής κατανομής των τιμών ή να προέρχονται από πληθυσμό που ακολουθεί κανονική κατανομή
- Υπόθεση ίσης ή άνισης διακύμανσης μεταξύ των δειγμάτων

Με την πραγματοποίηση του ελέγχου υπολογίζεται η τιμή της  $p$  μεταβλητής και με βάση αυτή προκύπτει το τελικό συμπέρασμα. Για την μηδενική υπόθεση ( $H_0$ ), θεωρείται ότι οι μέσοι όροι των δύο ομάδων των δύο συνόλων δεν διαφέρουν στατιστικά μεταξύ τους και ως εναλλακτική υπόθεση ( $H_1$ ) θεωρείται ότι οι μέσοι όροι διαφέρουν μεταξύ τους. Ως επίπεδο σημαντικότητας ορίζεται το  $\alpha=0.05$ . Έτσι ισχύει πως

1. Αν το  $p$ -value  $< \alpha$ : απορρίπτεται η  $H_0$
2. Αν το  $p$ -value  $\geq \alpha$ : δεν απορρίπτεται η  $H_0$

Προκύπτει λοιπόν το συμπέρασμα ότι στην περίπτωση που το  $p$ -value είναι μικρότερο του 5%, τότε τα αποτελέσματα είναι στατιστικά σημαντικά μεταξύ τους, δηλαδή υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά στις τιμές της PWV πριν και μετά το χειρουργείο, άρα τα αποτελέσματα δεν προέκυψαν τυχαία.

Για την εξακρίβωση των αποτελεσμάτων του προηγούμενου ελέγχου επιλέγεται να εφαρμοστεί και ένα δεύτερο τεστ, το οποίο αφορά σε σετ δεδομένων που δεν ακολουθούν κανονική κατανομή, σύμφωνα με την προηγούμενη παραδοχή. Το τεστ αυτό είναι το Mann-Whitney U test. Η μηδενική υπόθεση αυτού του τεστ  $H_0$  ορίζει πως για τυχαία επιλεγμένες τιμές  $X$  και  $Y$  από δύο πληθυσμούς, η πιθανότητα το  $X$  να είναι μεγαλύτερο από το  $Y$  είναι ίση με την πιθανότητα το  $Y$  να είναι μεγαλύτερο από το  $X$ .

Για δύο σετ δεδομένων όπως διατίθενται στην συγκεκριμένη έρευνα (πριν και μετά) υπολογίζεται η παρακάτω σχέση 3.3.1 για κάθε δείγμα,

$$U1 = n1 * n2 + \frac{n1*(n1+1)}{2} - R1 \quad (3.3.1.\alpha)$$

$$U2 = n1 * n2 + \frac{n2*(n2+1)}{2} - R2 \quad (3.3.1.\beta)$$

Όπου  $n_1$  και  $n_2$  είναι το μέγεθος το πρώτου και δεύτερου δείγματος αντίστοιχα και  $R_1$  και  $R_2$  είναι το άθροισμα της θέσεις ταξινόμησης (sum of the ranks in a sample) του κάθε δείγματος αντίστοιχα.

Από τις δύο αυτές παραμέτρους επιλέγεται αυτή με την μικρότερη τιμή ( $U_{min}$ ). Αυτή η παράμετρος  $U_{min}$  είναι αντίστοιχη της παραμέτρου  $p$ -value και συγκρίνεται με την κρίσιμη τιμή  $U$  ( $U_{critical}$ ) η οποία εκλέγεται από πίνακες. Αν η παράμετρος  $U_{min}$  είναι μικρότερη από την κρίσιμη τιμή  $U_{critical}$ , τότε η μηδενική υπόθεση απορρίπτεται και τα δύο δείγματα διαφέρουν στατιστικά σημαντικά μεταξύ τους. Δηλαδή,

1. Αν το  $U_{min} < U_{critical}$ : απορρίπτεται η  $H_0$
2. Αν το  $U_{min} \geq U_{critical}$ : δεν απορρίπτεται η  $H_0$

Τα αποτελέσματα και των δύο ελέγχων καταγράφονται σε επόμενο κεφάλαιο.

### 3.4 Επεξεργασία λοιπών δεδομένων

Στο τέλος της βασικής έρευνας κρίθηκε σημαντικό να γίνει μια επιπλέον εξέταση ορισμένων μεγεθών για την επέκταση της έρευνας.

Το πρώτο μέγεθος αφορά στην αιμάτωση του κάτω μέρους του σώματος των ασθενών πριν και μετά την τοποθέτηση του μοσχεύματος υπολογίζοντας την παροχή αίματος που διέρχεται από την κοιλιακή αορτή. Ο ορισμός της μέσης παροχής δίνεται από το γινόμενο της μέσης ταχύτητας του ρευστού διαμέσου μιας διατομής επί το εμβαδόν της διατομής αυτής ως εξής,

$$\bar{Q} = \bar{V} \times A = \bar{V} \times \frac{\pi D^2}{4} \quad (3.4.1)$$

Στη συγκεκριμένη περίπτωση χρησιμοποιείται η διατομή του αυχένα ανευρύσματος και άρα η διάμετρος και τελικά από τον ορισμό του ολοκληρώματος της μέσης ταχύτητας διαμέσου μιας διατομής (σχέση 3.4.2) προκύπτει η μέση ογκομετρική παροχή. Για τον υπολογισμό του ολοκληρώματος έγινε η χρήση της μεθόδου του τραπεζίου.

$$\bar{Q} = \frac{\pi D^2}{4} \int_0^T V(t) dt \quad (3.4.2)$$

Τα δεδομένα στη σχέση αυτή για κάθε ασθενή είναι η διάμετρος  $D$  του αυχένα του ανευρύσματος πριν και μετά την τοποθέτηση του μοσχεύματος, η οποία μετράται από τις αξονικές τομογραφίες και η σταθερή περίοδος  $T$  του καρδιακού κύκλου κάθε ασθενή μετρημένη από τις κυματομορφές της πίεσης. Η καμπύλη ταχύτητας  $V(t)$  που

χρησιμοποιήθηκε προέκυψε από την εφαρμογή της μεθόδου των χαρακτηριστικών σημείων.

Εκτός από την παροχή, στο τέλος της βασικής επεξεργασίας των δεδομένων, γίνεται σύγκριση των τιμών της PWV ανάλογα με την διάμετρο του ανευρύσματος και το είδος του μοσχεύματος που χρησιμοποιείται σε κάθε ασθενή. Δύο είναι τα διαφορετικά είδη μοσχεύματος που έχουν συμπεριληφθεί στην έρευνα. Τα αποτελέσματα αυτών των συγκρίσεων αναφέρονται και σχολιάζονται σε επόμενα κεφάλαια.

Τέλος, για κάθε ασθενή καταγράφηκαν οι τιμές της ελάχιστης πίεσης πριν την συστολή (μετά την διαστολή), της μέγιστης πίεσης στην συστολή και της μέσης τιμής της πίεσης σε διάστημα ενός καρδιακού κύκλου τόσο για την κυματομορφή της αορτής όσο και για αυτές των δύο λαγόνιων αρτηριών. Έγινε η σύγκριση των αποτελεσμάτων της μέσης τιμής πίεσης πριν και μετά την αποκατάσταση, καθώς και των μέσων τιμών πίεσης μεταξύ αορτής και δεξιάς λαγονίου, καθώς και αορτής και αριστερής λαγονίου. Τα αποτελέσματα αναγράφονται στο επόμενο κεφάλαιο.

## 4 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΕΡΕΥΝΑΣ

Στο προηγούμενο κεφάλαιο έγινε αναλυτική περιγραφή της μεθοδολογίας που εφαρμόστηκε για τον τελικό υπολογισμό της ταχύτητας διάδοσης του κύματος στην ροή του αίματος. Τα τελικά αποτελέσματα, καθώς και όλων των ενδιάμεσων βημάτων, θα παρουσιαστούν στο παρόν κεφάλαιο. Θα προσδιοριστούν τα χαρακτηριστικά του πληθυσμού μελέτης, θα παρουσιαστούν ενδεικτικά διαγράμματα της μεθόδου PV-100p για επιλεγμένους ασθενείς και τέλος θα απεικονισθούν τόσο αριθμητικά όσο και γραφικά τα αποτελέσματα για την ταχύτητα διάδοσης κύματος στην περιοχή του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής πριν και μετά την αποκατάσταση με την τεχνική EVAR με όλες τις μεθόδους που αναφέρθηκαν.

### 4.1 Πληθυσμός μελέτης

Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, η παρούσα εργασία έχει ως βάση προηγούμενη μελέτη με θέμα την καταγραφή και γραφική απεικόνιση της ταχύτητας ροής του αίματος στην περιοχή ανευρύσματος κοιλιακής αορτής (Καραγεωργοπούλου Θ. Δ., 2016). Για την μελέτη αυτή, συλλέχθηκαν δεδομένα από μετρήσεις σε ασθενείς που έπασχαν από ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής με την βοήθεια υπερηχοτομογραφικής απεικόνισης. Οι καταγραφές αυτές οδήγησαν σε περιορισμό του αρχικού πληθυσμού της έρευνας, περιορισμός που δεν αποτελούσε μέρος του αρχικού σχεδιασμού της έρευνας αλλά προέκυψε ως ανάγκη αναγνωρίζοντας διάφορες δυσκολίες που προέκυψαν κατά την καταγραφή των δεδομένων.

Σε πρώτο στάδιο οι μετρήσεις έγιναν σε 23 ασθενείς για τους οποίους διατίθενται οι τιμές της πίεσης στις τρεις ανατομικές θέσεις – αορτή, δεξιά και αριστερή λαγόνιο – και της τάσης του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Από το σύνολο των 23 ασθενών, μόνο οι 18 διαθέτουν ικανοποιητικές μετρήσεις ταχύτητας ροής του αίματος. Στον παρακάτω πίνακα 4.1.1 αναγράφονται τα διαθέσιμα αιμοδυναμικά δεδομένα για κάθε ασθενή.

Αξίζει να σημειωθεί πως ο πληθυσμός της έρευνας αλλάζει ανάλογα με την μέθοδο υπολογισμού της ταχύτητας διάδοσης του κύματος. Για τον θεωρητικό υπολογισμό της PWV (3.2.1 Θεωρητικός υπολογισμός ταχύτητας διάδοσης κύματος) χρησιμοποιείται ολόκληρος ο αρχικός πληθυσμός καθώς δεν απαιτούνται πλήρη δεδομένα πίεσης και ταχύτητας ροής. Για την βασική μέθοδο PV-100p (3.2.2 Μέθοδος PV-100p) είναι απαραίτητα τα δεδομένα πίεσης στην αορτή (αυχένα ανευρύσματος) και ταχύτητας ροής αίματος για την κατασκευή των βρόχων πίεσης – ταχύτητας. Σε αυτή την περίπτωση, αποκλείοντας 5 ασθενείς που διαθέτουν ελλιπή δεδομένα ταχύτητας (15ος, 17ος, 19ος, 21ος, 22ος) το τελικό σύνολο του πληθυσμού αποτελείται από 18 ασθενείς. Τέλος, για την εφαρμογή των επόμενων δύο μεθόδων - Foot-to-Foot & Cross Correlation – (3.2.4 Μέθοδος Foot-to-Foot και Cross Correlation) είναι απαραίτητες ως δεδομένες οι κυματομορφές της πίεσης τόσο στην αορτή όσο και στις δύο λαγόνιες αρτηρίες. Αυτά τα δεδομένα διατίθενται και για τους 23

ασθενείς της μελέτης. Τα γεωμετρικά μεγέθη (μήκος αυχένα, μήκος ανευρύσματος, μήκος λαγονίων) είναι διαθέσιμα για όλους τους ασθενείς μέσω των απεικονίσεων της Αξονικής Τομογραφίας.

Για το αρχικό σύνολο του πληθυσμού (23 ασθενείς) αναγράφονται τα λεπτομερέστερα χαρακτηριστικά στον παρακάτω πίνακα 4.1.2. Η ηλικία του δείγματος είναι  $71.2 \pm 8.6$  έτη και είναι κατά 86.96% γένους αρσενικού. Η μέση μέγιστη διάμετρος ανευρύσματος είναι  $5.5 \pm 0.89$  εκατοστά. Το δείγμα στο σύνολό του χαρακτηρίζεται από έντονη παρουσία παραγόντων καρδιαγγειακού κινδύνου, με υψηλότερη συχνότητα εμφάνισης αυτή της αρτηριακής υπέρτασης (86.9%). Το 43.48% του δείγματος είναι ενεργητικοί καπνιστές ενώ ένα ποσοστό ίσο με 8.7% υπήρξε καπνιστής στο παρελθόν αλλά έχει διακόψει. Τέλος, στον πληθυσμό εμφανίζονται ασθενείς με στεφανιαία νόσο (5 άτομα – 21.7%), σακχαρώδη διαβήτη (3 άτομα – 13%), νόσο ή εκτομή του θυρεοειδούς αδένος (2 άτομα – 8.7%).

Τέλος, μετά την τοποθέτηση του μοσχεύματος συλλέγονται τα παρακάτω γεωμετρικά δεδομένα του πίνακα 4.1.3.

Πίνακας 4.1.1 Διαθέσιμα Αιμοδυναμικά Δεδομένα Ασθενών.

Δειγμ/ληπτικό Παράθυρο	Α/Α Ασθενή	Τάση Ηλ/καρδ/ματος		Πίεση Αορτή		Πίεση Δεξιά Λαγόνιο		Πίεση Αριστερή Λαγόνιο		Ταχύτητα Ροής Αίματος	
		Πριν	Μετά	Πριν	Μετά	Πριν	Μετά	Πριν	Μετά	Πριν	Μετά
Στενό	1	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
Στενό	2	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
Στενό	3	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
Στενό	4	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
Στενό	5	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
Στενό	6	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
Στενό	7	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΟΧΙ
Ευρύ	8	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΝΑΙ
Στενό	8	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
Ευρύ	9	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
Στενό	10	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
Ευρύ	11	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
Στενό	11	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΝΑΙ
Ευρύ	12	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
Στενό	12	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
Ευρύ	13	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
Στενό	13	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
Ευρύ	14	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
Στενό	14	ΟΧΙ	ΟΧΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
-	15	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΟΧΙ
Ευρύ	16	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
Στενό	16	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
-	17	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΟΧΙ
Ευρύ	18	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
Στενό	18	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
-	19	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΟΧΙ
Ευρύ	20	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
Στενό	20	ΟΧΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
-	21	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΟΧΙ
-	22	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΟΧΙ
Ευρύ	23	ΟΧΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ
Στενό	23	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΝΑΙ	ΟΧΙ	ΝΑΙ	ΝΑΙ

**Πίνακας 4.1.2 Χαρακτηριστικά Πληθυσμού Μελέτης.**

<b>A/A</b>	<b>Φύλο</b>	<b>Ηλικία(έτη)</b>	<b>Παρούσα Νόσος</b>	<b>Παράγοντες Κ/Α Κινδύνου</b>
<b>1</b>	A	66	Ασυμπτωματικό ΑΚΑ 6,1cm	ΔΛ
<b>2</b>	A	81	Συμπτωματικό ΑΚΑ 4,8cm Δ.Χ. δεξιού σκέλους Διάταση Δεξιάς Λαγονίου	ΑΥ – Κ
<b>3</b>	A	66	Συμπτωματικό ΑΚΑ 5,1cm	ΔΛ
<b>4</b>	A	89	Συμπτωματικό ΑΚΑ 7,5cm	ΑΥ – Κ
<b>5</b>	A	72	Συμπτωματικό ΑΚΑ 5,1cm	ΑΥ – ΔΛ – Κ – ΣΔ – ΣΝ (ΟΕΜ)
<b>6</b>	A	66	Συμπτωματικό ΑΚΑ 5,8cm	ΑΥ – ΠΚ
<b>7</b>	Θ	67	Ασυμπτωματικό ΑΚΑ 4,4cm	ΑΥ
<b>8</b>	A	63	Συμπτωματικό ΑΚΑ 4,8cm	ΑΥ – ΔΛ
<b>9</b>	A	57	Ασυμπτωματικό ΑΚΑ 6,8cm	ΑΥ – ΔΛ – ΣΝ(ΟΕΜ – ΡΤΣΑ)
<b>10</b>	A	57	Συμπτωματικό ΑΚΑ 4,8cm	ΑΥ – ΔΛ – ΣΝ
<b>11</b>	A	70	Συμπτωματικό ΑΚΑ 5,0cm	ΑΥ – ΔΛ – Κ – ΣΝ (ΡΚΙ)
<b>12</b>	A	75	Συμπτωματικό ΑΚΑ 5,2cm	ΑΥ – ΔΛ – Κ – ΣΝ – ΣΔ – ΧΑΠ
<b>13</b>	A	75	Ασυμπτωματικό ΑΚΑ 4,6cm	ΑΥ – ΠΚ – Θ
<b>14</b>	A	81	Ασυμπτωματικό ΑΚΑ 5,0cm	ΑΥ – ΔΛ
<b>15</b>	A	68	ΑΚΑ 6,5cm	ΑΥ
<b>16</b>	A	76	Συμπτωματικό ΑΚΑ 5,0m	ΑΥ – Κ
<b>17</b>	A	78	ΑΚΑ 5,0cm	ΟΕΜ
<b>18</b>	A	65	Συμπτωματικό ΑΚΑ 5,2cm	ΑΥ
<b>19</b>	A	67	ΑΚΑ 5,0cm	ΔΛ – ΑΥ – Κ – ΣΝ
<b>20</b>	Θ	69	Ασυμπτωματικό Σακοειδές ΑΚΑ 6,2cm	ΑΥ – ΔΛ – Κ – ΘΕ

21	Θ	83	ΑΚΑ 7,6cm	ΔΛ – ΑΥ
22	Α	71	ΑΚΑ 5,8cm	ΣΝ – ΑΥ
23	Α	62	Συμπτωματικό ΑΚΑ 6,8cm	ΑΥ – ΔΛ – Κ

**ΑΥ: Αρτηριακή Υπέρταση, ΔΛ: Δυσλιπιδαιμία, Κ: Καπνιστής, ΠΚ: Πρώην Καπνιστής, Θ: Θυρεοειδίτιδα, ΘΕ: Θυρεοειδεκτομή, ΣΝ: Στεφανιαία Νόσος, ΣΔ: Σακχαρώδης Διαβήτης, ΟΕΜ: Οξύ Έμφραγμα Μυοκαρδίου, ΡΤCΑ or ΡCΙ: Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty or Percutaneous Coronary Intervention**

**Πίνακας 4.1.3 Ενδεικτικά γεωμετρικά στοιχεία ασθενών μετά την αποκατάσταση.**

A/A Ασθενή	Διάμετρος στον αυχένα (mm)	Μήκος κυρίως κορμού-main body (mm)	Μέγιστη διάμετρος στο ανεύρυσμα (mm)	Διάμετρος δεξιού σκέλους λαγονίου (mm)	Διάμετρος αριστερού σκέλους λαγονίου (mm)	Μήκος δεξιού σκέλους λαγονίου (mm)	Μήκος αριστερού σκέλους λαγονίου (mm)
2	19 (26)*	-	23	11 (14)	10 (12)	-	-
9	22 (26)	35	26	20 (23)	16 (20)	120	117
12	20 (26)	35	28×21 (26)	13 (13)	12 (13)	132	102
18	22 (28)	68	28	12 (13)	11 (13)	104	96
23	22 (28)	-	28	12 (16)	12 (16)	-	-

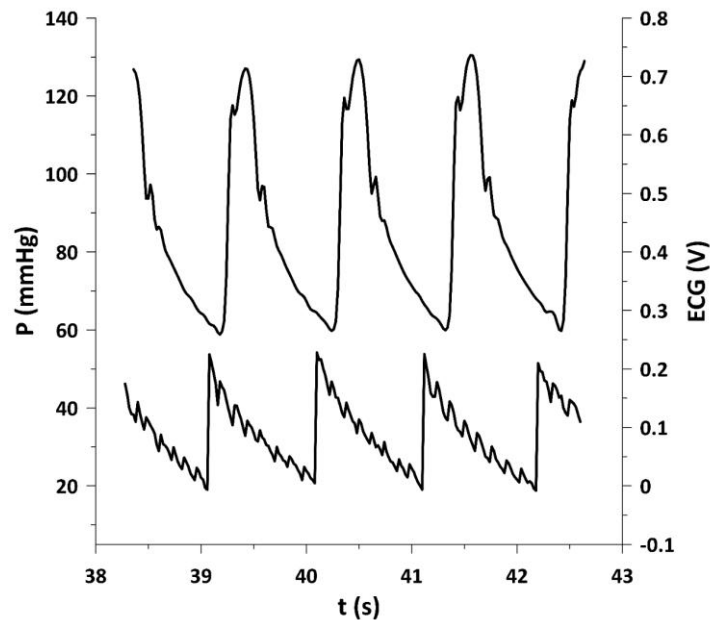
\*Σε παρένθεση αναγράφεται η ονομαστική διάμετρος του εκάστοτε μοσχεύματος.

Για αυτούς τους ασθενείς θα αναφερθούν παρακάτω τα αποτελέσματα της έρευνας.

## 4.2 Διαγράμματα ταχύτητας και πίεσης συναρτήσει χρόνου

Στην παράγραφο που ακολουθεί αποτυπώνονται οι καμπύλες ταχύτητας και πίεσης συναρτήσει του χρόνου αφού έχουν συγχρονιστεί. Προηγουμένως στην παρακάτω εικόνα 4.2.1 φαίνεται ενδεικτικά για έναν ασθενή ο συγχρονισμός της πίεσης με την τάση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Δηλαδή, η κορυφή R της τάσης ταυτίζεται χρονικά πάντα με την στιγμή της αρχής του καρδιακού κύκλου, λίγο πριν το ελάχιστο της πίεσης.





Εικόνα 4.2.1 Συγχρονισμός Ηλεκτροκαρδιογραφήματος με κυματομορφή πίεσης στην αορτή για τον 5ο ασθενή.

Από αυτά τα διαγράμματα εντοπίζεται η περίοδος T (s) του καρδιακού κύκλου κάθε ασθενούς και επιλέγεται το χρονικό διάστημα για το οποίο θα χρησιμοποιηθούν τα δεδομένα τα πίεσης αορτής με κριτήριο ότι σε αυτό το διάστημα έχουν γίνει ταυτόχρονα οι μετρήσεις της ταχύτητας με τον υπέρηχο.

Είναι σημαντικό να αναφερθεί πως οι καμπύλες ταχύτητας χρόνου προκύπτουν με την μέθοδο των χαρακτηριστικών σημείων, οι τιμές των οποίων αναγράφονται στους Πίνακες 4.2.1 και 4.2.2 τόσο για πριν όσο και για μετά την αποκατάσταση. Στους πίνακες αυτούς αναγράφονται τα χαρακτηριστικά σημεία της ταχύτητας ροής αίματος μόνο για τους ασθενείς όπου διατίθενται ταυτόχρονα ικανοποιητικά δεδομένα πίεσης και τάσης. Σε όσους ασθενείς δεν έχουν καταγραφεί τιμές σημαίνει πως κάποια από τα τρία αυτά μεγέθη (ταχύτητα, πίεση, τάση) δεν είναι πλήρη για επεξεργασία. Αυτό αναδεικνύεται και στον προηγούμενο πίνακα 4.1.1.

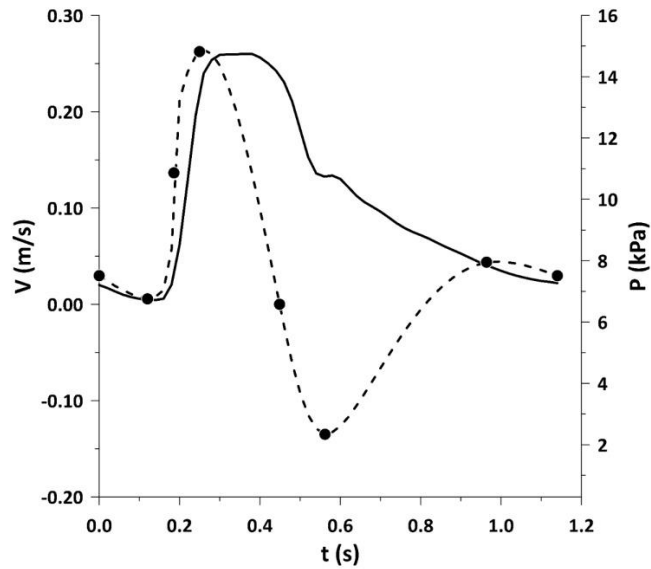
Πίνακας 4.2.1 Χαρακτηριστικά Σημεία Ταχύτητας Ροής Αίματος πριν την αποκατάσταση του ανευρύσματος.

Δειγμ/ληπτικό Παράθυρο	A/A Ασθενή	V0 (cm/sec)	VmaxgradA (cm/sec)	TmaxgradA (sec)	VHM (cm/sec)	THM (sec)	Vmax (cm/sec)	Tmax (sec)	T0 (sec)	Vmin (cm/sec)	Tmin (sec)	Vmax2 (cm/sec)	Tmax2 (sec)	Tcycle (sec)	Vcycle (cm/sec)
Στενό	1	0.18	0.18	0.20	4.01	0.22	7.84	0.24	0.37	-4.35	0.47	0.47	0.78	1.12	0.18
Στενό	2	0.34	-0.98	0.14	6.06	0.18	13.09	0.22	0.64	-2.16	0.72	3.79	0.96	1.40	0.34
Στενό	3	4.83	-0.12	0.18	7.35	0.23	14.82	0.30	0.52	-4.42	0.59	3.86	0.82	1.28	4.83
Στενό	4	-3.75	-4.64	0.16	0.92	0.22	4.96	0.30	0.42	-1.70	0.46	-0.96	0.53	0.86	-3.75
Στενό	5	2.40	0.37	0.20	7.20	0.24	14.00	0.28	0.55	-2.69	0.65	1.48	0.78	1.12	2.40
Στενό	6	2.97	0.56	0.12	13.64	0.19	26.24	0.25	0.45	-13.50	0.56	4.37	0.96	1.14	2.96
Στενό	7	0.57	0.02	0.14	22.50	0.20	42.92	0.24	0.51	-5.57	0.64	5.12	0.78	0.96	0.57
Στενό	8	2.35	0.48	0.21	4.52	0.23	8.59	0.24	0.42	-9.55	0.58	3.26	0.83	1.14	2.35
Ευρύ	9	4.00	-0.34	0.22	5.60	0.26	12.14	0.31	0.48	-4.66	0.54	4.48	0.78	0.90	4.00
Στενό	10	2.20	0.05	0.39	13.06	0.44	26.00	0.48	0.56	-13.98	0.64	3.43	0.79	1.12	2.20
Ευρύ	11	1.57	0.27	0.14	4.88	0.18	9.36	0.22	-	1.32	0.51	1.72	0.69	1.28	1.57
Ευρύ	12	1.23	-0.02	0.40	10.20	0.44	20.43	0.50	0.78	0.00	0.78	2.65	0.87	1.26	1.23
Στενό	12	1.75	0.40	0.36	11.94	0.38	22.70	0.46	-	1.07	0.70	3.34	0.83	1.22	1.75
Ευρύ	13	4.09	-2.37	0.10	8.60	0.14	20.40	0.19	0.44	-0.78	0.47	8.25	0.53	1.02	4.09
Στενό	13	2.76	-1.00	0.10	10.00	0.15	22.93	0.20	0.44	-3.50	0.52	5.02	0.85	1.02	2.76
Ευρύ	14	2.55	-1.91	0.13	6.74	0.17	15.38	0.21	0.41	-5.62	0.48	2.95	0.62	0.78	2.55
-	15	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ευρύ	16	2.13	-0.50	0.15	7.97	0.22	16.45	0.27	0.63	-0.80	0.71	3.14	0.80	1.22	2.13
Στενό	16	2.75	0.01	0.10	13.98	0.14	27.95	0.19	0.55	-2.93	0.68	4.48	0.94	1.24	2.75
-	17	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ευρύ	18	1.11	1.40	0.16	5.95	0.18	8.00	0.21	0.35	-0.33	0.36	1.80	0.46	0.94	1.11
Στενό	18	1.67	0.00	0.15	10.33	0.18	20.67	0.21	0.37	-18.33	0.46	3.00	0.80	1.22	1.67
-	19	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ευρύ	20	2.87	2.41	0.28	7.12	0.31	11.83	0.33	-	3.47	0.58	4.82	0.80	1.00	2.87
-	21	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
-	22	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Στενό	23	0.50	0.02	0.17	10.42	0.22	20.83	0.27	0.47	-2.88	0.52	1.09	0.77	0.92	0.50

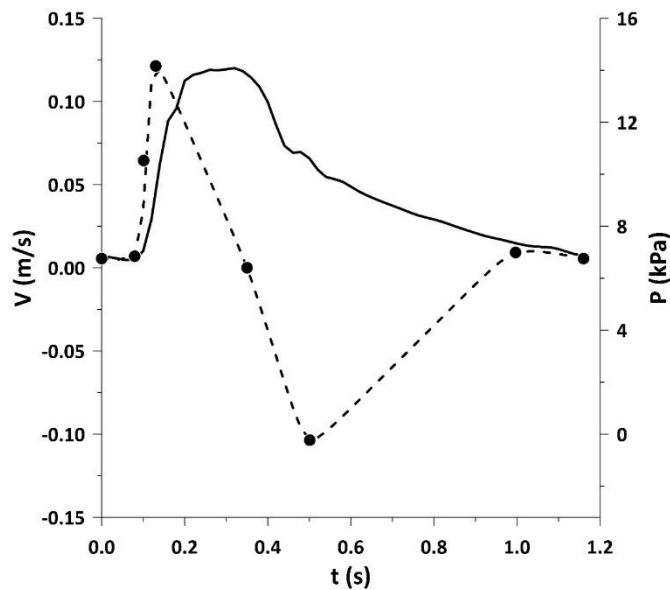
Πίνακας 4.2.2 Χαρακτηριστικά Σημεία Ταχύτητας Ροής Αίματος μετά την αποκατάσταση του ανευρύσματος.

Δειγμ/ληπτικό Παράθυρο	A/A Ασθενή	V0 (cm/sec)	VmaxgradA (cm/sec)	TmaxgradA (sec)	VHM (cm/sec)	THM (sec)	Vmax (cm/sec)	Tmax (sec)	T0 (sec)	Vmin (cm/sec)	Tmin (sec)	Vmax2 (cm/sec)	Tmax2 (sec)	Tcycle (sec)	Vcycle (cm/sec)
Στενό	1	1.00	-0.62	0.16	4.58	0.20	9.77	0.24	-	0.30	0.42	5.04	0.53	1.08	1.00
Στενό	2	1.20	-0.57	0.12	4.27	0.15	8.39	0.20	0.45	-0.30	0.50	3.62	0.79	1.24	1.20
Στενό	3	1.80	0.06	0.16	5.03	0.23	10.01	0.26	-	1.49	0.68	3.21	1.03	1.46	1.80
Στενό	4	1.59	0.20	0.16	2.88	0.20	5.64	0.28	0.45	-1.58	0.50	2.21	0.68	0.82	1.59
Στενό	5	-0.14	-0.45	0.14	6.59	0.19	13.72	0.22	0.45	-0.99	0.46	5.11	0.54	1.06	-0.14
Στενό	6	0.55	0.69	0.08	6.44	0.10	12.12	0.13	0.35	-10.37	0.50	0.91	1.00	1.16	0.55
--	7	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Στενό	8	0.94	-0.06	0.19	1.73	0.22	3.54	0.24	0.56	-0.51	0.64	1.13	0.86	1.16	0.94
Ευρύ	9	0.95	-0.90	0.17	3.26	0.22	7.78	0.30	-	2.32	0.64	2.71	0.72	0.92	0.95
Στενό	10	0.92	-0.34	0.14	2.47	0.16	6.16	0.17	0.30	-5.50	0.46	2.88	0.81	1.00	0.92
Ευρύ	11	-0.28	-2.35	0.24	2.46	0.27	6.93	0.29	0.47	-1.26	0.65	0.42	0.97	1.24	-0.28
Στενό	11	2.00	1.51	0.19	4.57	0.23	7.63	0.28	-	1.22	0.52	2.87	0.80	1.24	2.00
Ευρύ	12	1.63	-1.17	0.16	20.00	0.22	43.20	0.26	-	5.70	0.50	8.70	0.57	1.18	1.63
Στενό	12	2.75	0.01	0.10	13.98	0.14	27.95	0.19	0.55	-2.93	0.68	4.48	0.94	1.24	2.75
Ευρύ	13	0.43	0.65	0.11	2.97	0.15	5.29	0.19	0.29	-4.00	0.41	1.82	0.87	1.02	0.43
Στενό	13	-0.69	-0.92	0.12	3.86	0.16	8.64	0.19	0.27	-6.84	0.37	0.95	0.60	1.02	-0.69
-	14	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
-	15	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ευρύ	16	2.65	0.73	0.15	8.34	0.20	15.95	0.28	-	3.88	0.62	5.40	0.73	1.26	2.65
Στενό	16	6.64	4.61	0.18	21.22	0.23	37.84	0.29	-	1.72	0.76	6.67	1.03	1.32	6.64
-	17	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Ευρύ	18	1.07	0.33	0.14	4.33	0.17	8.33	0.20	-	0.50	0.53	2.74	0.69	1.12	1.07
Στενό	18	0.11	0.00	0.17	3.70	0.20	9.38	0.25	-	0.66	0.52	1.63	0.70	1.12	0.11
-	19	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Στενό	20	2.55	-0.62	0.20	3.34	0.23	7.30	0.28	-	2.11	0.54	3.26	0.75	1.04	2.55
-	21	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
-	22	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
-	23	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

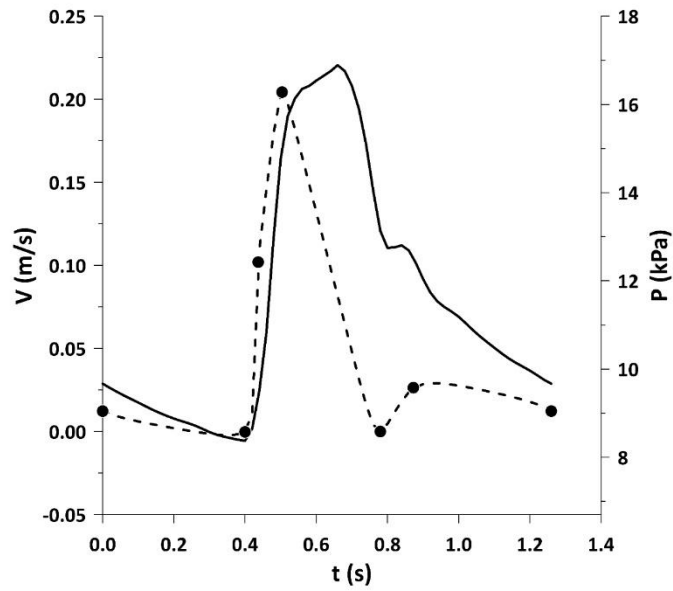
Παρακάτω φαίνονται ενδεικτικά συγχρονισμένες καμπύλες ταχύτητας και πίεσης συναρτήσει του χρόνου (Σχήμα 4.2.1 – Σχήμα 4.2.10) για ευρύ και στενό δειγματοληπτικό παράθυρο πριν και μετά το χειρουργείο σε μια περίοδο T (s) για 3 ασθενείς.



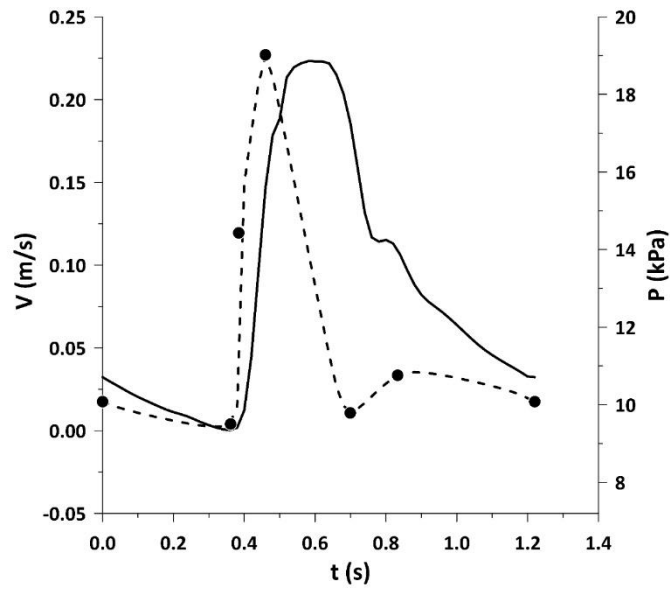
Σχήμα 4.2.1 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 6ο ασθενή πριν την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



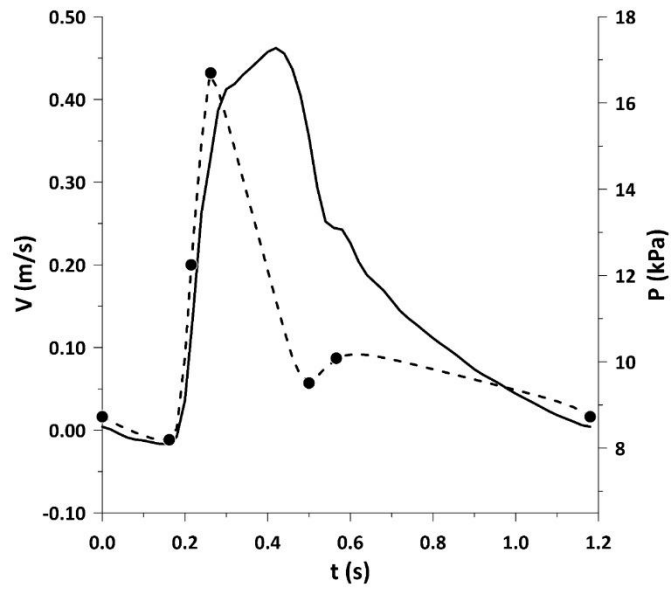
Σχήμα 4.2.2 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 6ο ασθενή μετά την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



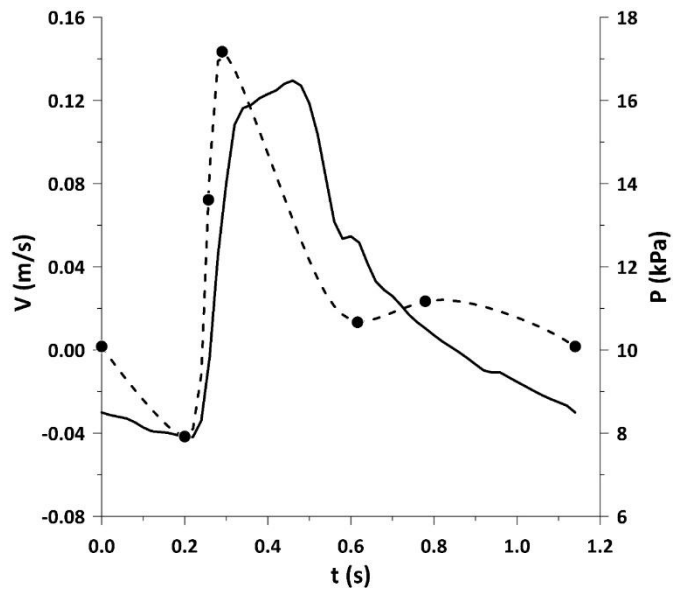
Σχήμα 4.2.3 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 12ο ασθενή πριν την αποκατάσταση με ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



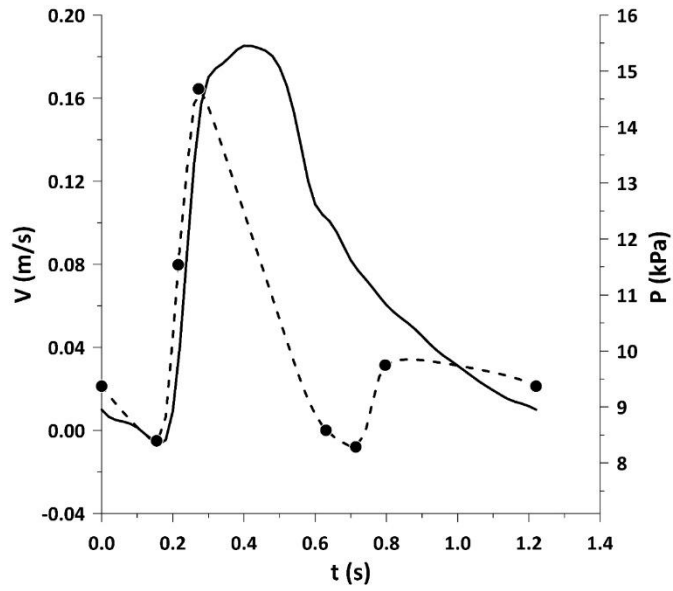
Σχήμα 4.2.4 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 12ο ασθενή πριν την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



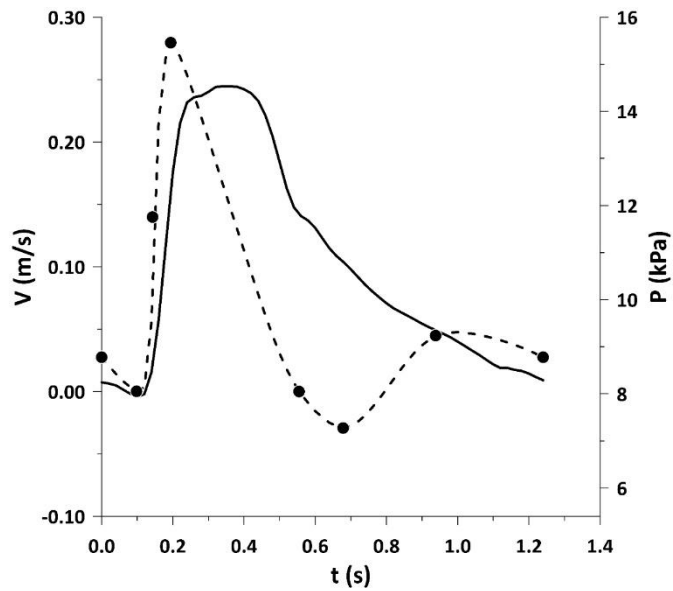
Σχήμα 4.2.5 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 12ο ασθενή μετά την αποκατάσταση με ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



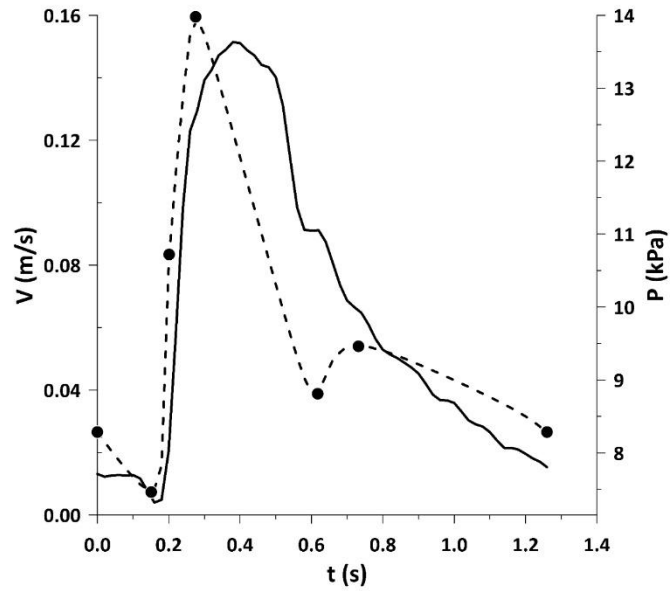
Σχήμα 4.2.6 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 12ο ασθενή μετά την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



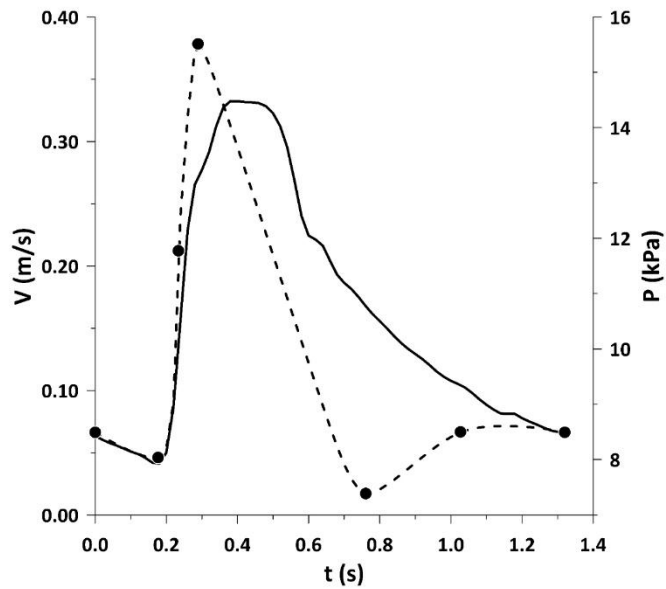
Σχήμα 4.2.7 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 16ο ασθενή πριν την αποκατάσταση με ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



Σχήμα 4.2.8 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 16ο ασθενή πριν την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



Σχήμα 4.2.9 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 16ο ασθενή μετά την αποκατάσταση με ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



Σχήμα 4.2.10 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 16ο ασθενή μετά την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



Οι απεικονίσεις των παραπάνω καμπυλών για τους υπόλοιπους ασθενείς έχουν τοποθετηθεί σε παράρτημα (**Παράρτημα Α**) για διευκόλυνση του αναγνώστη.

### 4.3 Αποτελέσματα θεωρητικού υπολογισμού ΡWV

Στον πίνακα που ακολουθεί (**Πίνακας 4.3.1**) αναγράφονται όλες οι παράμετροι για τον υπολογισμό της ταχύτητας διάδοσης κύματος με βάση την θεωρητική σχέση που περιγράφηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο και δίνεται παρακάτω.

$$c = \sqrt{\frac{E \left(\frac{2r_i}{t} + 1\right)}{3\rho \left(\frac{r_i}{t} + 1\right)^2}} \quad (4.3.1)$$

Σε αυτή τη σχέση λαμβάνεται η πυκνότητα του αίματος  $\rho=1050 \text{ kg/m}^3$ ,  $r_i$  η ακτίνα στον αυχένα του εκάστοτε ανευρύσματος και  $t=1.72\text{mm}$  το πάχος του τοιχώματος στον αυχένα του ανευρύσματος για ανθρώπους στην ηλικιακή ομάδα του πληθυσμού της έρευνας. Υπενθυμίζεται πως οι δύο στήλες για τις παραμέτρους ακαμψίας  $K_{\theta\theta\theta\theta}$  και  $K_{zzzz}$  έχουν προκύψει από γραμμική παρεμβολή γνωστών τιμών των παραμέτρων αυτών από την βιβλιογραφία ανάλογα την ηλικία (Cuomo F. et al., 2017). Τελικά, η τιμή του μέτρου ελαστικότητας είναι ο μέσος όρος των δύο αυτών στηλών αφού στη σχέση 4.3.1 γίνεται θεώρηση ισότροπου υλικού.

Από τις παρακάτω τιμές του πίνακα προκύπτει πως το εύρος των τιμών που λαμβάνει η ταχύτητα διάδοσης κύματος και για τους 23 ασθενείς είναι  $12 \pm 0.9 \text{ m/s}$ . Αυτές οι τιμές θα συγκριθούν σε επόμενη παράγραφο με τις προκύπτουσες τιμές της ΡWV από τις επιπλέον δύο μεθοδολογίες πριν το χειρουργείο.

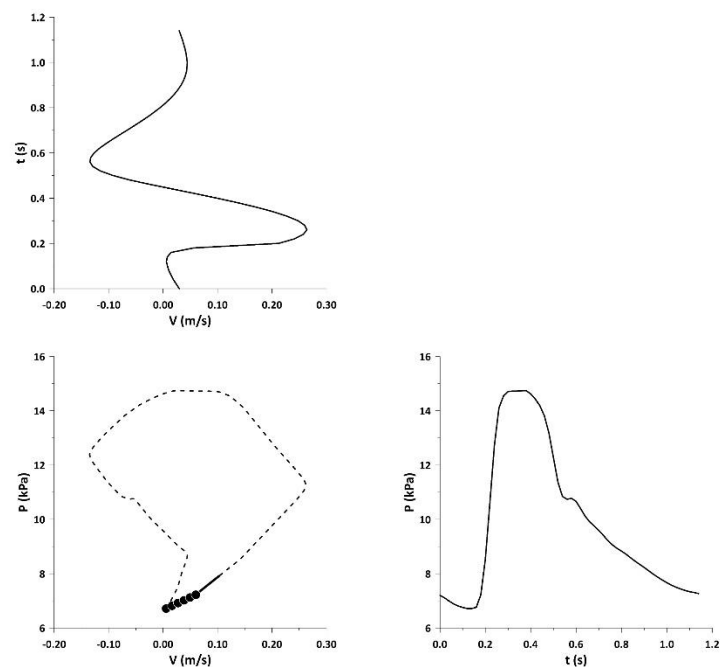
**Πίνακας 4.3.1 Παράμετροι για τον Υπολογισμό της PWV με την θεωρητική σχέση.**

A/A Ασθενείς	Ηλικία	$K_{\theta\theta\theta\theta}$ (MPa)	$K_{zzzz}$ (MPa)	E (MPa)	Ακτίνα Αυχένα $r_i$ (m)	PWV c (m/s)
1	66	1.85	1.69	1.77	0.0145	10.63
2	81	2.14	1.97	2.06	0.0105	13.07
3	66	1.85	1.69	1.77	0.0120	11.50
4	89	2.14	1.97	2.06	0.0120	12.38
5	72	2.04	1.88	1.96	0.0110	12.53
6	66	1.85	1.69	1.77	0.0150	10.48
7	67	1.88	1.72	1.80	0.0095	12.73
8	63	1.76	1.60	1.68	0.0125	11.01
9	57	1.63	1.48	1.55	0.0105	11.36
10	57	1.63	1.48	1.55	0.0105	11.36
11	70	1.98	1.82	1.90	0.0120	11.90
12	75	2.14	1.97	2.06	0.0095	13.59
13	75	2.14	1.97	2.06	0.0102	10.24
14	81	2.14	1.97	2.06	0.0100	13.32
15	68	1.92	1.76	1.84	0.0140	10.98
16	76	2.14	1.97	2.06	0.0130	11.98
17	78	2.14	1.97	2.06	0.0120	12.38
18	65	1.82	1.66	1.74	0.0120	11.40
19	67	1.88	1.72	1.80	0.0125	11.41
20	83	2.14	1.97	2.06	0.0105	13.07
21	83	2.14	1.97	2.06	0.0115	12.60
22	71	2.01	1.85	1.93	0.0100	12.91
23	62	1.72	1.57	1.65	0.0110	11.48

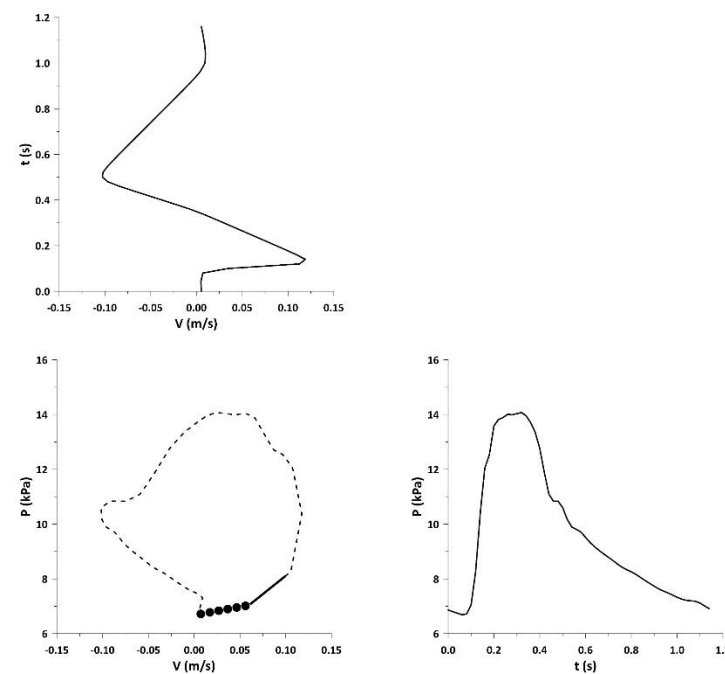
#### 4.4 Αποτελέσματα μεθόδου PV-loop

Στα σχήματα 4.4.1-4.4.12 παρουσιάζονται ενδεικτικά τα αντίστοιχα διαγράμματα Πίεσης – Ταχύτητας (PV-loops) τόσο για πριν όσο και για μετά την αποκατάσταση του ανευρύσματος, για ευρύ και στενό δειγματοληπτικό παράθυρο όπου υπάρχει. Με βάση τα P-V διαγράμματα υπολογίζεται η κλίση του γραμμικού τμήματος και επομένως η ταχύτητα διάδοσης του κύματος, PWV όπου είναι και το αντικείμενο μελέτης της παρούσας εργασίας. Τα διαγράμματα αυτά δίνονται και πάλι για τρεις από τους δεκαοκτώ ασθενείς (18 ασθενείς) που συμπεριλαμβάνονται στην μελέτη ενώ για τους υπόλοιπους ασθενείς οι αντίστοιχες καμπύλες υπάρχουν σε παράρτημα (Παράρτημα Β).

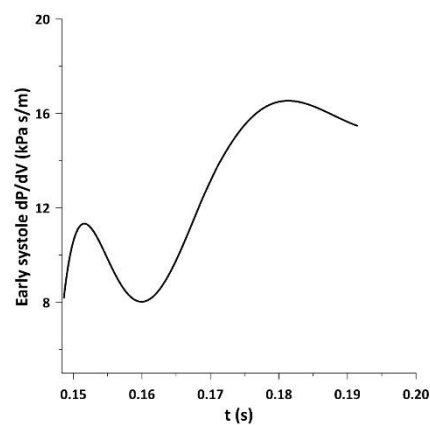
Σημειώνεται πως η περιοχή της πρώιμης συστολής (early systole) στους βρόχους, όπως αναλύθηκε σε προηγούμενη παράγραφο (κατά μέσο όρο χρονικά το 22% της συστολής), φαίνεται σαν μια συνεχής μαύρη γραμμή (σχεδόν γραμμικό τμήμα), ενώ με κυκλικά σύμβολα μαύρου χρώματος αναπαριστάται το πρώτο γραμμικό τμήμα της πρώιμης συστολής. Κάτω από κάθε διάγραμμα PV-loop, προστίθεται η καμπύλη μεταβολής της κλίσης του βρόχου για την περιοχή του early systole. Στο τέλος της παραγράφου αναγράφονται αναλυτικά οι τιμές της κλίσης για κάθε περίπτωση.



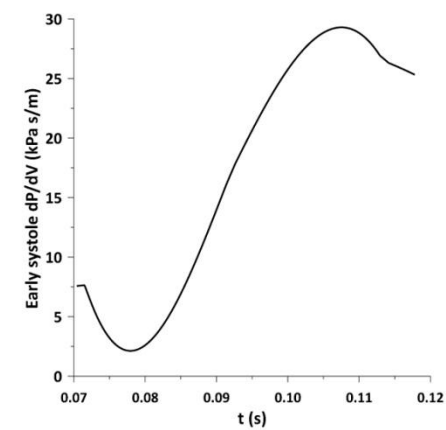
Σχήμα 4.4.1 PV-Ισογ για τον 6ο ασθενή πριν την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο



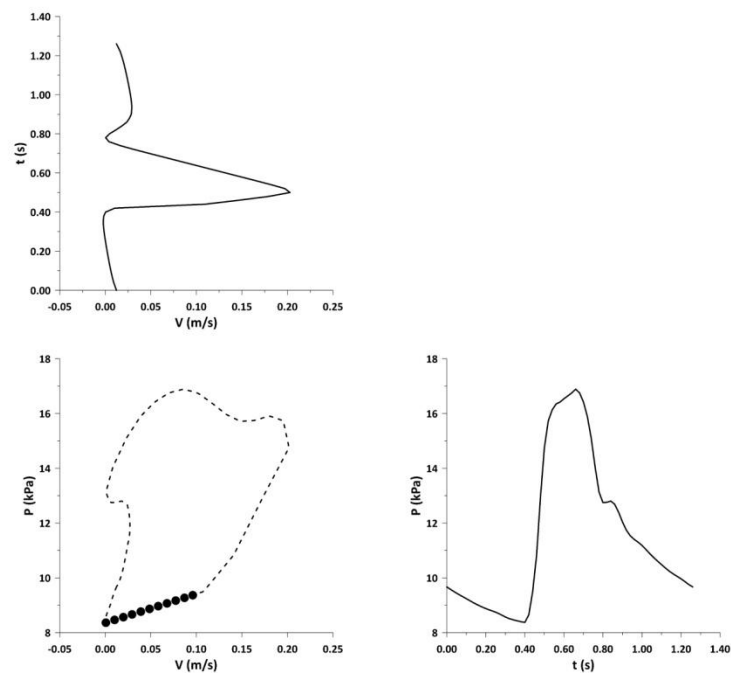
Σχήμα 4.4.3 PV-Ισογ για τον 6ο ασθενή μετά την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο



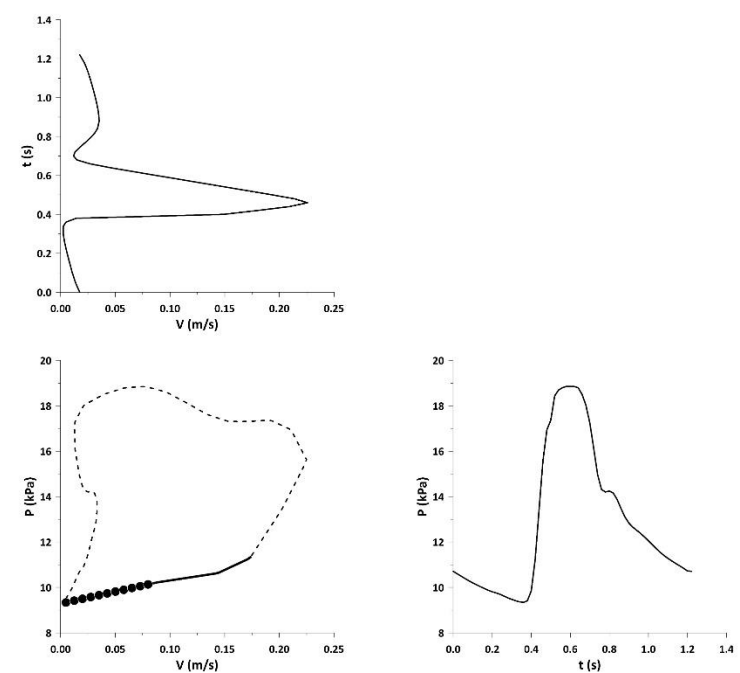
Σχήμα 4.4.2 Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (6ος ασθενής).



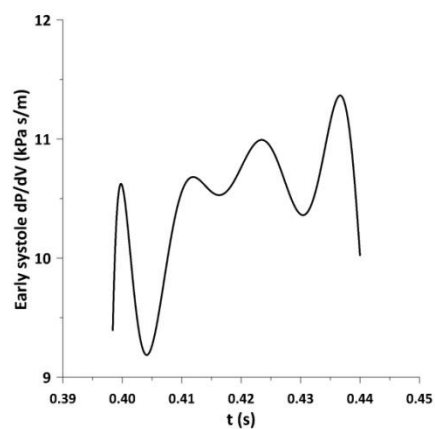
Σχήμα 4.4.4 Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (6ος ασθενής).



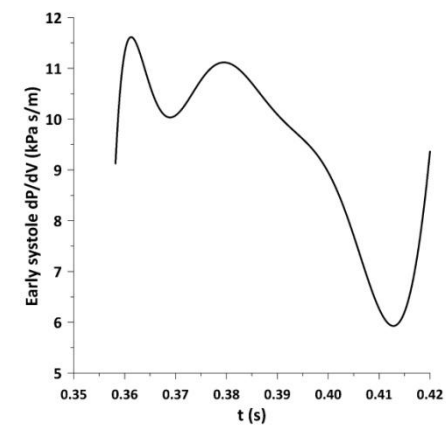
Σχήμα 4.4.5 PV-Ισορ για τον 12ο ασθενή πριν την αποκατάσταση για ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



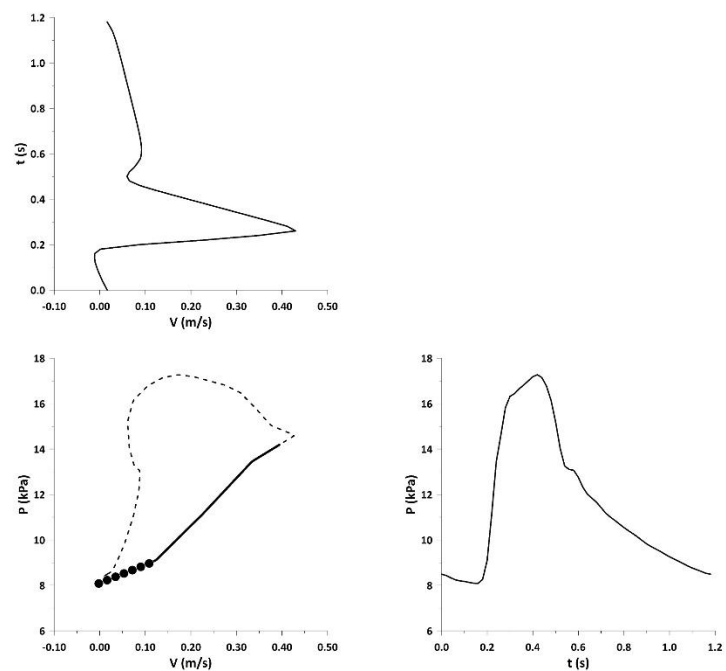
Σχήμα 4.4.7 PV-Ισορ για τον 12ο ασθενή πριν την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο



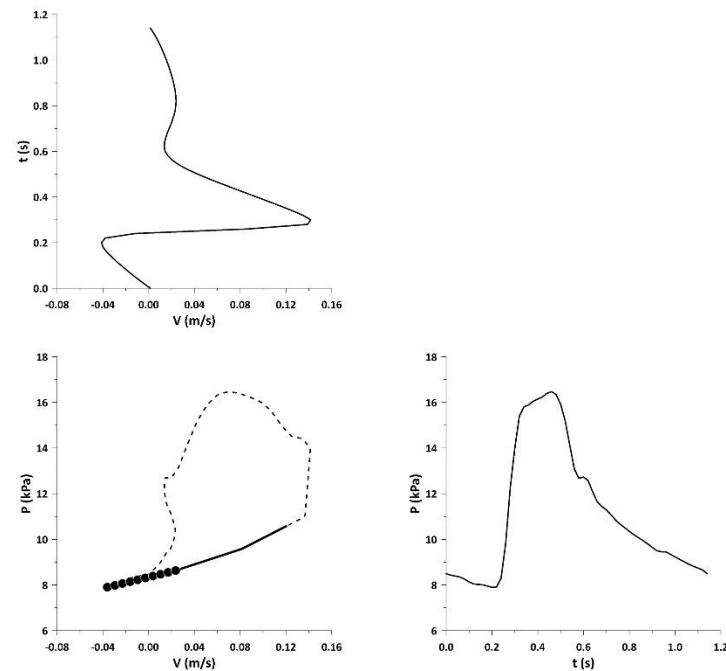
Σχήμα 4.4.6 Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (12ος ασθενής).



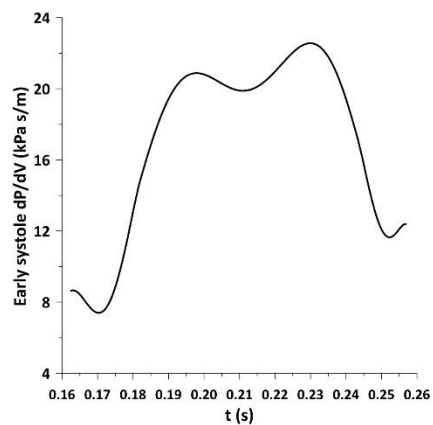
Σχήμα 4.4.8 Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (12ος ασθενής).



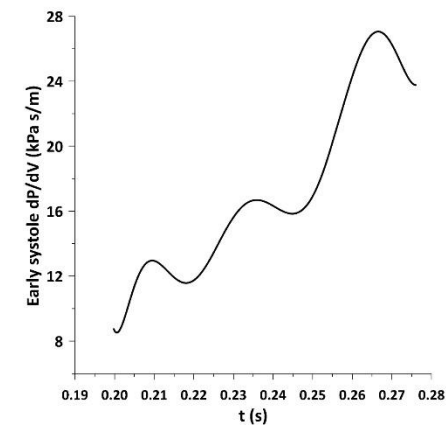
Σχήμα 4.4.9 PV-Ισορ για τον 12ο ασθενή μετά την αποκατάσταση για ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



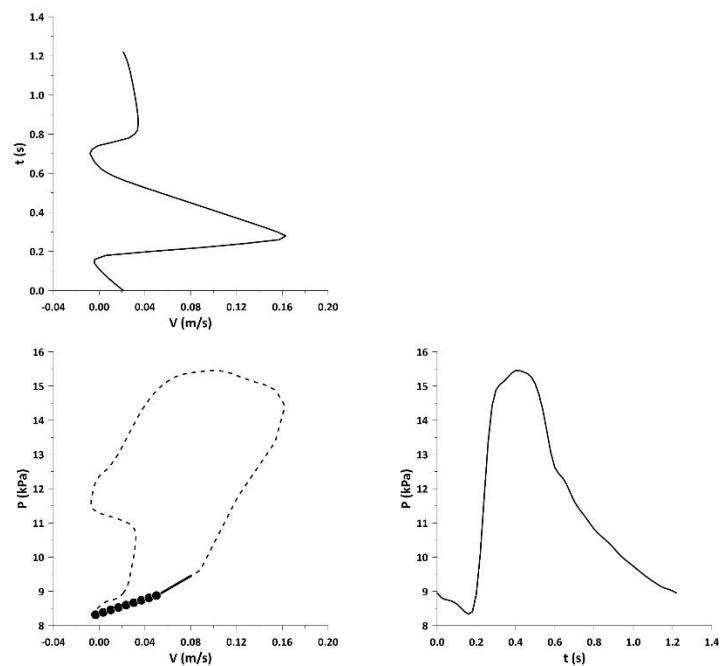
Σχήμα 4.4.11 PV-Ισορ για τον 12ο ασθενή μετά την αποκατάσταση για στενό



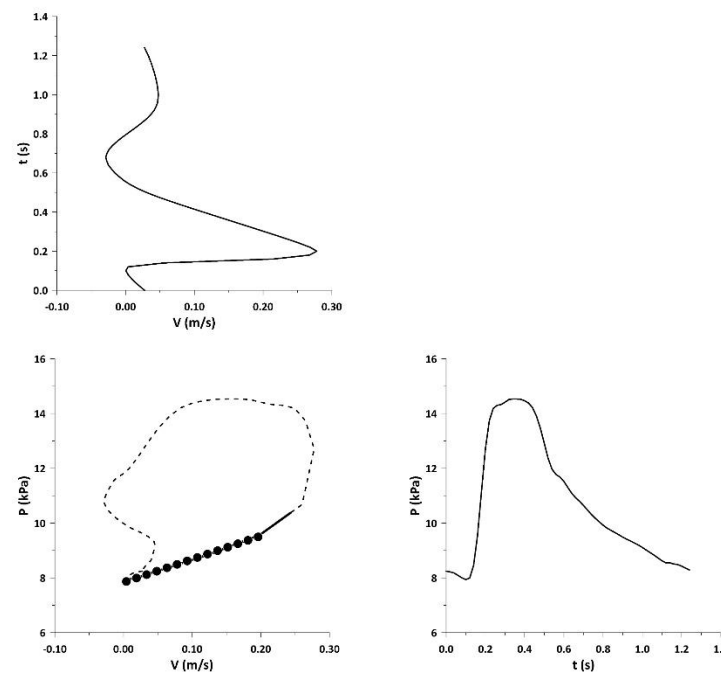
Σχήμα 4.4.10 Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (12ος ασθενής).



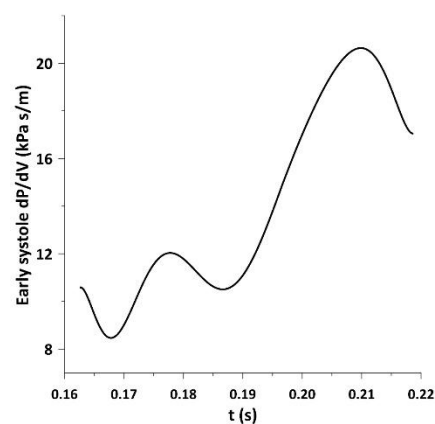
Σχήμα 4.4.12 Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (12ος ασθενής).



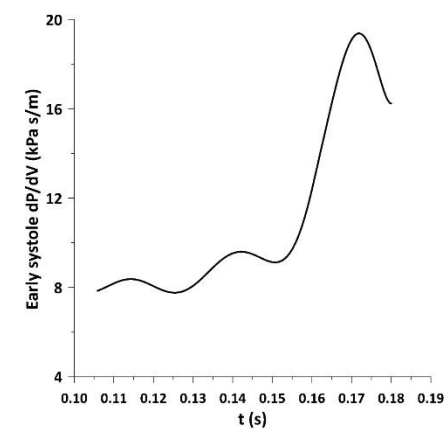
Σχήμα 4.4.13 PV-Loop για τον 16ο ασθενή πριν την αποκατάσταση για ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



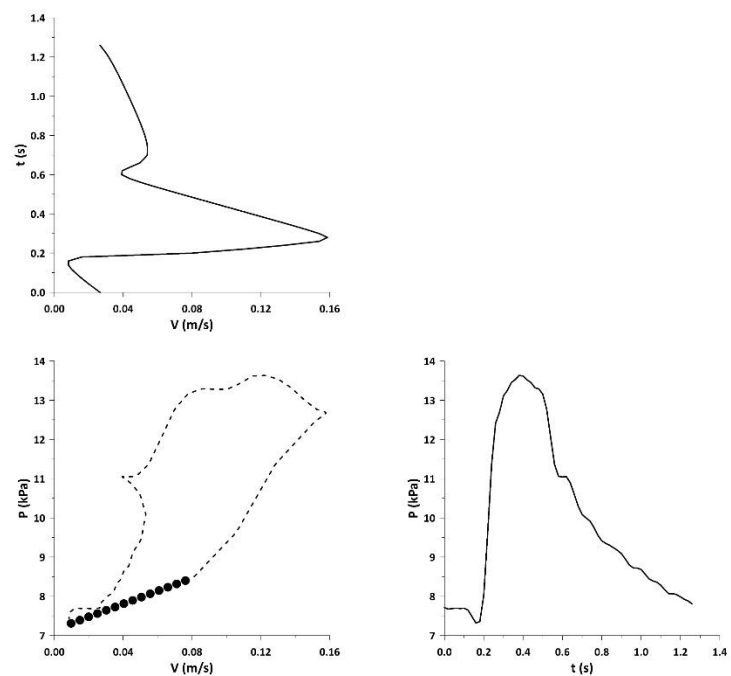
Σχήμα 4.4.15 PV-Loop για τον 16ο ασθενή πριν την αποκατάσταση για στενό



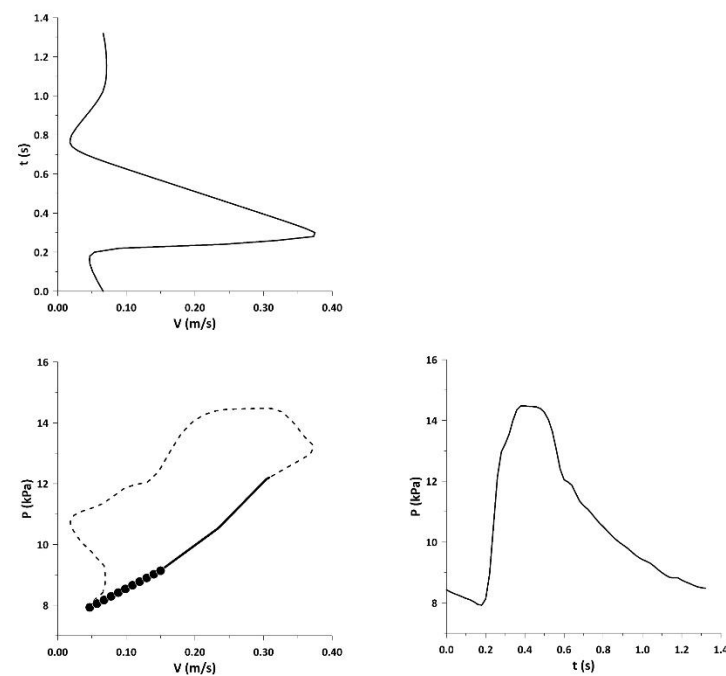
Σχήμα 4.4.14 Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (16ος ασθενής).



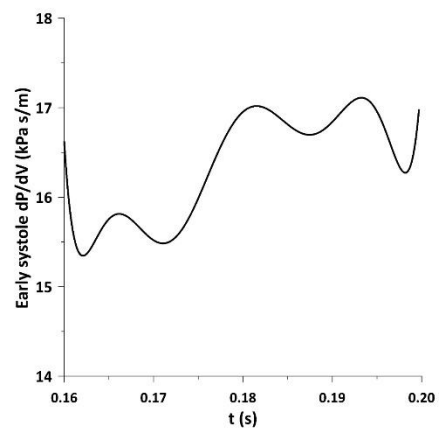
Σχήμα 4.4.16 Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (16ος ασθενής).



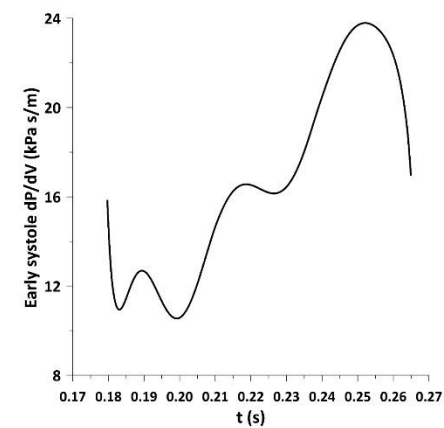
Σχήμα 4.4.17 PV-Loop για τον 16ο ασθενή μετά την αποκατάσταση για ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



Σχήμα 4.4.19 PV-Loop για τον 16ο ασθενή μετά την αποκατάσταση για στενό



Σχήμα 4.4.18 Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (16ος ασθενής).



Σχήμα 4.4.20 Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (16ος ασθενής).



Στους πίνακες που ακολουθούν 4.4.1 – 4.4.2 αναγράφονται αναλυτικά οι τιμές της ταχύτητας διάδοσης του κύματος που προέκυψαν από τον υπολογισμό της κλίσης του τμήματος της πρώιμης συστολής διαιρεμένης με την πυκνότητα του αίματος. Διατίθενται πέντε διαφορετικές τιμές ταχύτητας για κάθε περίπτωση ασθενή. Αρχικά, λαμβάνοντας υπόψη το σχεδόν γραμμικό τμήμα της πρώιμης συστολής (early systole) υπολογίζεται ο μέσος όρος των τιμών της κλίσης καθώς και η μέγιστη και ελάχιστη τιμή που λαμβάνει (τοπικό μέγιστο και τοπικό ελάχιστο). Επίσης, αναγράφεται η τιμή της ταχύτητας διάδοσης με την εφαρμογή της μεθόδου γραμμικής προσαρμογής (Γ.Π.) για το ίδιο τμήμα. Τέλος, καταγράφεται και η τιμή της κλίσης που προκύπτει μόνο από το πρώτο γραμμικό τμήμα της περιοχής της πρώιμης συστολής. Όλα αυτά προκύπτουν για κάθε ασθενή, υπολογίζοντας πάντα τον μέσο όρο των τιμών για ευρύ και στενό δειγματοληπτικό παράθυρο με την αντίστοιχη τυπική απόκλιση όπου υπάρχει, τόσο πριν όσο και μετά την αποκατάσταση.

**Πίνακας 4.4.1 Τιμές της ταχύτητας διάδοσης κύματος με την μέθοδο PV-Loop πριν την αποκατάσταση.**

A/A Ασθενή	Μέση Τιμή ολόκληρου του τμήματος c (m/s)	Τοπικό Μέγιστο c (m/s)	Τοπικό Ελάχιστο c (m/s)	Γ.Π. ολόκληρου του τμήματος c (m/s)	Γ.Π. πρώτου τμήματος c (m/s)
1	9.04	9.65	8.63	9.35	9.35
2	12.60	28.26	3.57	12.07	5.16
3	8.74	15.01	1.60	8.74	6.60
4	13.54	16.09	10.99	14.11	14.11
5	10.06	15.35	5.98	10.23	10.23
6	12.45	16.85	6.91	12.05	8.94
7	9.60	18.42	1.23	8.56	5.05
8	7.91	10.01	5.89	8.55	8.55
9	8.19	11.56	3.22	8.30	3.89
10	12.12	30.32	1.93	10.42	2.63
11	10.22	10.38	9.94	10.41	10.41
12	9.47 ± 0.75	10.94 ± 0.10	7.20 ± 0.06	9.94 ± 0.17	10.05 ± 2.19
13	8.54 ± 0.15	13.54 ± 0.15	4.58 ± 3.02	7.99 ± 1.92	5.17 ± 2.86
14	9.18	18.57	1.25	7.90	4.71
15	-	-	-	-	-
16	11.95 ± 1.97	19.05 ± 2.32	4.65 ± 1.40	10.85 ± 0.85	9.07 ± 3.88
17	-	-	-	-	-
18	10.77 ± 0.11	15.37 ± 0.37	5.33 ± 1.07	10.94 ± 3.03	10.44 ± 5.08
19	-	-	-	-	-
20	12.06	14.99	6.37	12.06	7.04
21	-	-	-	-	-

22	-	-	-	-	-
23	11.44	13.38	8.34	11.58	9.37

Γ.Π.: Γραμμική Προσαρμογή

Πίνακας 4.4.2 Τιμές της ταχύτητας διάδοσης κύματος με την μέθοδο PV-Loop μετά την αποκατάσταση.

A/A Ασθενή	Μέση Τιμή ολόκληρου του τμήματος c (m/s)	Τοπικό Μέγιστο c (m/s)	Τοπικό Ελάχιστο c (m/s)	Γ.Π. ολόκληρου του τμήματος c (m/s)	Γ.Π. πρώτου τμήματος c (m/s)
1	15.19	26.41	7.69	14.81	8.40
2	15.17	33.72	5.15	18.54	6.98
3	17.43	27.25	9.75	14.84	25.12
4	16.99	25.17	8.19	18.74	10.09
5	13.82	27.76	7.35	12.85	11.29
6	16.15	28.24	1.12	14.71	7.14
7	-	-	-	-	-
8	18.25	23.02	10.79	18.74	18.50
9	14.63	26.78	3.47	14.02	6.26
10	16.42	20.45	10.92	16.58	12.20
11	13.99 ± 0.40	17.43 ± 0.77	10.17 ± 1.39	13.90 ± 0.53	12.37 ± 0.07
12	16.27 ± 0.13	23.62 ± 0.47	7.58 ± 2.85	16.10 ± 3.03	9.62 ± 0.76
13	13.92 ± 0.73	16.50 ± 1.13	10.78 ± 0.06	14.00 ± 0.48	13.15 ± 1.42
14	-	-	-	-	-
15	-	-	-	-	-
16	15.74 ± 0.26	19.47 ± 0.11	12.33 ± 0.89	15.57 ± 4.25	13.39 ± 0.75
17	-	-	-	-	-
18	16.99 ± 0.26	21.18 ± 0.11	13.70 ± 0.89	17.06 ± 4.25	16.35 ± 0.75
19	-	-	-	-	-
20	15.79	15.95	15.45	15.82	15.82
21	-	-	-	-	-
22	-	-	-	-	-
23	-	-	-	-	-

Γ.Π.: Γραμμική Προσαρμογή

Με αυτή τη μέθοδο τα εύρη των τιμών που λαμβάνει η ταχύτητα διάδοσης κύματος τόσο πριν όσο και μετά φαίνονται στον παρακάτω πίνακα (Πίνακας 4.4.3).

**Πίνακας 4.4.3 Εύρη τιμών Ταχύτητας Διάδοσης Κύματος, c.**

	Μέση Τιμή ολόκληρου του τμήματος c (m/s)	Τοπικό Μέγιστο c (m/s)	Τοπικό Ελάχιστο c (m/s)	Γ.Π. ολόκληρου του τμήματος c (m/s)	Γ.Π. πρώτου τμήματος c (m/s)
<b>Πριν</b>	10.44 ± 1.72	15.99 ± 5.67	5.42 ± 2.95	10.23 ± 1.73	7.82 ± 2.95
<b>Μετά</b>	15.48 ± 1.34	23.53 ± 5.04	8.96 ± 3.79	15.75 ± 1.87	12.44 ± 5.02

**Γ.Π.: Γραμμική Προσαρμογή**

Τέλος, υπολογίστηκε το ποσοστό ως προς την περίοδο T (s) ενός καρδιακού κύκλου το οποίο αντιστοιχεί στην περιοχή της πρώιμης συστολής. Στους παρακάτω πίνακες 4.4.4 – 4.4.5 φαίνεται πόσο διαρκεί ( $\Delta t$  σε s) το σχεδόν γραμμικό τμήμα της πρώιμης συστολής καθώς και την χρονική διαφορά που έχει από την διάρκεια του πρώτου γραμμικού τμήματος αυτής. Επίσης, αναγράφονται τα χρονικά αυτά διαστήματα σαν ποσοστό ολόκληρης της περιόδου T αλλά και μόνο της συστολής τόσο πριν όσο και μετά την αποκατάσταση.

Πίνακας 4.4.4 Διάρκεια πρώιμης συστολής πριν την αποκατάσταση.

Δειγμ/ληπτικό Παράθυρο	A/A Ασθενή	Π.Σ. ολόκληρο τμήμα, Δt (s)	Π.Σ. πρώτο τμήμα, Δt (s)	Περίοδος, T (s)	Συστολή, Δt (s)	Π.Σ. ολόκληρο τμήμα/T (%)	Π.Σ. πρώτο τμήμα/T (%)	Π.Σ. ολόκληρο τμήμα/Συστολή (%)	Π.Σ. πρώτο τμήμα/Συστολή (%)
Στενό	1	0.04	0.04	1.12	0.18	3.75	3.75	23.33	23.33
Στενό	2	0.04	0.03	1.40	0.24	3.19	2.05	18.63	11.98
Στενό	3	0.04	0.02	1.28	0.14	2.93	1.74	26.79	15.92
Στενό	4	0.04	0.04	0.86	0.28	4.83	4.83	14.83	14.83
Στενό	5	0.06	0.06	1.12	0.24	5.37	5.37	25.07	25.07
Στενό	6	0.04	0.03	1.14	0.24	3.75	2.98	17.83	14.17
Στενό	7	0.04	0.02	0.96	0.18	3.80	2.41	20.26	12.84
Στενό	8	0.04	0.04	1.14	0.14	3.89	3.89	31.64	31.64
Ευρύ	9	0.06	0.04	0.90	0.26	6.22	3.89	21.54	13.48
Στενό	10	0.05	0.02	1.12	0.12	4.17	2.14	38.92	19.98
Ευρύ	11	0.05	0.05	1.28	0.18	4.09	4.09	29.11	29.11
Ευρύ	12	0.04	0.04	1.26	0.26	3.30	3.30	16.00	16.00
Στενό	12	0.06	0.05	1.22	0.22	5.15	4.03	28.55	22.33
Ευρύ	13	0.05	0.02	1.02	0.20	4.63	2.08	29.50	26.95
Στενό	13	0.06	0.05	1.02	0.14	5.78	5.28	33.71	15.18
Ευρύ	14	0.09	0.06	0.78	0.12	10.91	7.56	70.92	49.12
-	15	-	-	-	-	-	-	-	-
Ευρύ	16	0.06	0.04	1.22	0.24	4.58	3.12	30.88	22.05
Στενό	16	0.07	0.05	1.24	0.24	5.98	4.27	23.29	15.88
-	17	-	-	-	-	-	-	-	-
Ευρύ	18	0.00	0.00	0.94	0.16	0.37	0.37	35.38	23.47

Στενό	18	0.06	0.04	1.22	0.16	4.64	3.08	2.16	2.16
-	19	-	-	-	-	-	-	-	-
Ευρύ	20	0.04	0.02	1.00	0.24	3.83	2.20	15.96	9.15
-	21	-	-	-	-	-	-	-	-
-	22	-	-	-	-	-	-	-	-
Στενό	23	0.04	0.02	0.92	0.18	4.80	2.63	24.56	13.45

Π.Σ.: Πρώιμη Συστολή

Πίνακας 4.4.5 Διάρκεια πρώιμης συστολής μετά την αποκατάσταση.

Δειγμ/ληπτικό Παράθυρο	A/A Ασθενή	Π.Σ. ολόκληρο τμήμα, Δt (s)	Π.Σ. πρώτο τμήμα, Δt (s)	Περίοδος, T (s)	Συστολή, Δt (s)	Π.Σ. ολόκληρο τμήμα/T (s) (%)	Π.Σ. πρώτο τμήμα/T (s) (%)	Π.Σ. ολόκληρο τμήμα/Συστολή (%)	Π.Σ. πρώτο τμήμα/Συστολή (%)
Στενό	1	0.08	0.04	1.08	0.18	7.17	3.59	43.03	21.53
Στενό	2	0.05	0.04	1.24	0.24	3.65	3.52	18.86	18.19
Στενό	3	0.06	0.05	1.46	0.32	4.30	3.28	19.62	14.98
Στενό	4	0.05	0.02	0.82	0.20	5.77	2.37	23.64	9.72
Στενό	5	0.06	0.05	1.06	0.24	5.77	4.61	25.50	20.34
Στενό	6	0.05	0.03	1.16	0.26	4.07	2.51	18.15	11.22
-	7	-	-	-	-	-	-	-	-
Στενό	8	0.04	0.04	1.16	0.26	3.35	3.35	14.95	14.95
Ευρύ	9	0.04	0.03	0.92	0.24	4.71	2.95	18.04	11.30
Στενό	10	0.04	0.02	1.00	0.10	3.78	2.06	37.80	20.65
Ευρύ	11	0.05	0.03	1.24	0.16	4.12	2.68	31.90	20.74
Στενό	11	0.02	0.02	1.24	0.24	1.72	1.72	8.88	8.88

Ευρύ	12	0.10	0.04	1.18	0.26	8.10	3.30	36.75	14.96
Στενό	12	0.08	0.05	1.24	0.26	6.14	3.73	29.30	17.77
Ευρύ	13	0.06	0.06	1.02	0.20	6.03	6.03	28.35	19.91
Στενό	13	0.06	0.04	1.02	0.22	5.56	3.90	27.95	27.95
-	14	-	-	-	-	-	-	-	-
-	15	-	-	-	-	-	-	-	-
Ευρύ	16	0.09	0.04	1.26	0.20	6.76	3.46	19.85	19.85
Στενό	16	0.04	0.04	1.32	0.22	3.01	3.01	38.73	19.79
-	17	-	-	-	-	-	-	-	-
Ευρύ	18	0.04	0.04	1.12	0.26	3.69	3.69	17.31	12.09
Στενό	18	0.05	0.03	1.12	0.24	4.02	2.81	17.21	17.21
-	19	-	-	-	-	-	-	-	-
Στενό	20	0.04	0.04	1.04	0.22	4.00	4.00	18.91	18.91
-	21	-	-	-	-	-	-	-	-
-	22	-	-	-	-	-	-	-	-
-	23	-	-	-	-	-	-	-	-

Π.Σ.: Πρώμη Συστολή

Από τα παραπάνω προκύπτει πως πριν την αποκατάσταση του ανευρύσματος η πρώιμη συστολή (ολόκληρο το τμήμα) αποτελεί το  $4.54 \pm 1.89$  % της συνολικής περιόδου και το  $26.31 \pm 12.91$  % της συστολής, ενώ το πρώτο γραμμικό τμήμα αποτελεί το  $3.41 \pm 1.53$  % της περιόδου και το  $19.46 \pm 9.60$  % της συστολής. Αντίστοιχα, μετά το χειρουργείο η πρώιμη συστολή (ολόκληρο το τμήμα) καλύπτει το  $4.79 \pm 1.57$  % της περιόδου και το  $24.74 \pm 9.20$  % της συστολής, ενώ το πρώτο γραμμικό τμήμα το  $3.33 \pm 0.94$  % της περιόδου και το  $17.05 \pm 4.76$  % της συστολής. Από αυτά τα ποσοστά προκύπτει πως η πρώιμη συστολή συνήθως σταματάει πολύ πριν τα 2/3 του μεγίστου της πίεσης όπως αναφέρθηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο και εκτιμάται ότι καλύπτει κατά μέσο όρο το 4.02 % της περιόδου ή το 21.89 % της χρονικής διάρκειας της συστολής.

#### 4.5 Αποτελέσματα μεθόδων Foot-to-Foot και Cross Correlation

Για τον υπολογισμό της ταχύτητας διάδοσης κύματος με την μέθοδο Foot-to-Foot και Cross Correlation μετρήθηκαν τα απαραίτητα μήκη αγγείων πριν και μετά το χειρουργείο και οι απαραίτητοι χρόνοι των κυματομορφών αντίστοιχα για κάθε μέθοδο. Στους πίνακες που ακολουθούν (Πίνακας 4.5.1 – Πίνακας 4.5.4) αναγράφονται τα προαναφερθέντα στοιχεία.

**Πίνακας 4.5.1 Μήκος Δx μέχρι τις δύο λαγόνιες αρτηρίες πριν την αποκατάσταση.**

A/A Ασθενή	1/2 Δx αυχένα (cm)	Δx ανευρ/τος (cm)	2/3 Δx δεξιάς λαγονίου (cm)	2/3 Δx αριστερής λαγονίου (cm)	Δx (δεξιά) (cm)	Δx (αριστερά) (cm)
1	2.75	8.8	3.07	3.07	14.62	14.62
2	1.5	6.9	3.39	2.47	11.79	10.87
3	1.4	9.6	3.37	3.45	14.37	14.45
4	1.2	7.8	2.67	2.67	11.67	11.67
5	2.3	7.4	3.93	4.27	13.63	13.97
6	2.35	6.8	2.00	3.33	11.15	12.48
7	2	4.9	1.67	2.67	8.57	9.57
8	1.8	8	2.27	2.53	12.07	12.33
9	2.3	8.3	1.67	1.67	12.27	12.27
10	0.9	10.1	1.93	2.68	12.93	13.68
11	1.65	6.4	3.13	4.40	11.18	12.45
12	0.5	5.5	6.67	6.67	12.67	12.67
13	1.64	7.85	3.37	3.45	12.86	12.94
14	2.75	6.7	2.93	3.47	12.38	12.92

15	1.25	9.9	4.13	4.27	15.28	15.42
16	1.75	8.1	3.93	5.07	13.78	14.92
17	1.25	9.5	3.56	2.98	14.31	13.73
18	0.75	13.5	4.49	3.73	18.74	17.98
19	1.4	9.7	3.71	3.21	14.81	14.31
20	1.25	4.4	3.73	2.63	9.38	8.28
21	1.35	8.6	4.33	3.49	14.28	13.44
22	1.65	6.3	3.38	4.31	11.33	12.26
23	1.05	9.4	3.01	2.31	13.46	12.76

**Πίνακας 4.5.2 Μήκος Δx μέχρι τις δύο λαγόνιες αρτηρίες μετά την αποκατάσταση.**

A/A Ασθενείς	1/2 Δx αυχένα (cm)	Δx ανευρ/τος (cm)	2/3 Δx δεξιάς λαγονίου (cm)	2/3 Δx αριστεράς λαγονίου (cm)	Δx (δεξιά) (cm)	Δx (αριστερά) (cm)
1	2.75	8.8	3.55	3.32	11.95	11.72
2	1.5	6.9	3.39	2.47	11.79	10.87
3	1.4	9.6	3.37	3.45	14.37	14.45
4	1.2	7.8	2.67	2.67	11.67	11.67
5	2.3	7.4	3.93	4.27	13.63	13.97
6	2.35	6.8	2.00	3.33	11.15	12.48
7	2	4.9	1.67	2.67	8.57	9.57
8	1.8	8	2.27	2.53	12.07	12.33
9	2.3	8.3	1.67	1.67	12.27	12.27
10	0.9	10.1	1.93	2.68	12.93	13.68
11	1.65	6.4	3.13	4.40	11.18	12.45
12	0.5	5.5	6.67	6.67	12.67	12.67
13	1.64	7.85	3.37	3.45	12.86	12.94
14	2.75	6.7	2.93	3.47	12.38	12.92
15	1.25	9.9	4.13	4.27	15.28	15.42
16	1.75	8.1	3.93	5.07	13.78	14.92
17	1.25	9.5	3.56	2.98	14.31	13.73
18	0.75	13.5	4.49	3.73	18.74	17.98
19	1.4	9.7	3.71	3.21	14.81	14.31
20	1.25	4.4	3.73	2.63	9.38	8.28
21	1.35	8.6	4.33	3.49	14.28	13.44
22	1.65	6.3	3.38	4.31	11.33	12.26
23	1.05	9.4	3.01	2.31	13.46	12.76



Στη συνέχεια καταγράφονται οι μετρήσεις του χρόνου  $\Delta t$  (s) με τις δύο μεθόδους. Στον πρώτο πίνακα (Πίνακας 4.5.3) δίνονται οι τιμές που προκύπτουν με την μέθοδο Foot-to-Foot πριν και μετά την αποκατάσταση ενώ στον δεύτερο (Πίνακας 4.5.4) με την μέθοδο Cross Correlation αντίστοιχα. Χρησιμοποιήθηκαν παραπάνω από ένα αρχείο με τιμές πιέσεων για κάθε ασθενή, με σκοπό τον υπολογισμό ακριβέστερων αποτελεσμάτων.

**Πίνακας 4.5.3 Χρονική διαφορά  $\Delta t$  ελαχίστων πίεσης μεταξύ αορτής και λαγόνιων πριν και μετά την αποκατάσταση (Foot-to-Foot).**

Δειγμ/ληπτικό Παράθυρο	Α/Α Ασθενή	ΠΡΙΝ		ΜΕΤΑ	
		$\Delta t$ (s) Αορτή – Δεξιά Λαγόνιος	$\Delta t$ (s) Αορτή – Αριστερή Λαγόνιος	$\Delta t$ (s) Αορτή – Δεξιά Λαγόνιος	$\Delta t$ (s) Αορτή – Αριστερή Λαγόνιος
Στενό	1	-	-	-	-
Στενό	2	0.019	0.014	0.012	-
Στενό	3	0.022	0.021	0.017	0.017
Στενό	3	0.022	0.029	-	-
Στενό	4	-	-	0.023	0.008
Στενό	4	-	0.023	0.023	0.008
Στενό	5	0.007	0.012	0.012	0.009
Στενό	5	0.005	0.019	0.007	0.007
Στενό	6	0.013	0.013	0.019	0.009
Στενό	6	0.017	0.014	0.007	0.009
Στενό	7	0.025	0.026	-	-
Στενό	7	0.019	0.02	0.004	-
Στενό	8	0.005	0.008	0.006	0.003
Στενό	8	-	-	0.01	0.01
Ευρύ	9	0.042	0.002	0.018	0.035
Στενό	10	0.007	0.006	0.03	0.023
Στενό	10	-	-	0.034	0.026
Ευρύ	11	0.008	0.004	-	0.016
Στενό	11	0.012	0.009	0.011	0.015
Ευρύ	12	0.009	0.024	0.014	0.027
Στενό	12	0.012	0.033	0.044	0.071
Ευρύ	13	0.006	0.016	0.008	0.02
Στενό	13	0.02	0.027	0.009	0.009
Ευρύ	14	0.023	0.026	0.017	0.014
Ευρύ	14	0.018	0.014	0.017	-
-	15	0.061	0.079	0.016	0.015
-	15	0.067	0.081	0.008	0.027

Ευρύ	16	0.027	0.031	0.018	0.014
Στενό	16	0.014	0.014	0.019	0.003
-	17	0.003	0.022	0.002	0.002
-	17	-	0.012	-	-
Ευρύ	18	0.033	0.027	0.007	0.003
Στενό	18	0.045	0.045	0.012	0.011
-	19	0.038	0.022	0.014	0.02
-	19	0.05	0.05	0.01	0.037
Ευρύ	20	-	-	0.041	0.019
Ευρύ	20	0.027	0.008	0.025	0.01
-	21	-	-	0.013	0.023
-	22	0.093	0.118	-	0.003
-	22	0.052	0.05	-	0.003
Στενό	23	0.008	0.017	-	-
Στενό	23	0.003	0.023	-	-

Για ασθενείς όπου δεν διέθεταν ικανοποιητικά δεδομένα πίεσης ή προέκυψαν σφάλματα όπως αρνητικές ή μηδενικές τιμές της χρονικής διαφοράς  $\Delta t$  δεν έχουν εντοπιστεί οι αντίστοιχες τιμές της χρονικής καθυστέρησης των ελαχίστων πίεσης.

**Πίνακας 4.5.4 Χρονική διαφορά  $\Delta t$  των συνολικών καμπυλών πίεσης μεταξύ αορτής και λαγονίων πριν και μετά την αποκατάσταση (Cross Correlation).**

Δειγμ/ληπτικό Παράθυρο	Α/Α Ασθενή	ΠΡΙΝ		ΜΕΤΑ	
		$\Delta t$ (s) Αορτή – Δεξιά Λαγόνιος	$\Delta t$ (s) Αορτή – Αριστερή Λαγόνιος	$\Delta t$ (s) Αορτή – Δεξιά Λαγόνιος	$\Delta t$ (s) Αορτή – Αριστερή Λαγόνιος
Στενό	1	-	-	-	-
Στενό	2	0.011	0.018	-	0.003
Στενό	3	0.015	0.018	-	0.006
Στενό	3	0.022	0.024	-	0.006
Στενό	4	-	-	0.011	0.007
Στενό	4	0.006	0.012	0.011	0.007
Στενό	5	-	0.003	-	-
Στενό	5	-	0.003	-	-
Στενό	6	-	-	0.003	-
Στενό	6	0.001	-	0.004	-
Στενό	7	0.009	0.026	-	0.002
Στενό	7	0.006	0.024	-	-
Στενό	8	0.006	0.012	0.001	-

Στενό	8	0.006	0.012	0.009	0.003
Ευρύ	9	-	0.056		0.009
Στενό	10	-	0.006	0.015	0.006
Στενό	10	-	0.006	0.015	0.007
Ευρύ	11	-	-	-	-
Στενό	11	-	-	-	-
Ευρύ	12	-	0.036	-	0.024
Στενό	12	-	0.032	0.004	0.032
Ευρύ	13	-	0.02	-	-
Στενό	13	-	0.022	-	-
Ευρύ	14	0.008	0.019	0.003	-
Στενό	14	0.01	0.022	0.003	-
-	15	0.026	0.026	-	-
-	15	0.026	0.026	-	-
Ευρύ	16	-	0.004	0.008	-
Στενό	16	-	-	0.008	-
-	17	-	0.024	-	0.004
-	17	-	0.02	-	0.003
Ευρύ	18	0.001	-	-	-
Στενό	18	0.007	0.005	-	-
-	19	0.026	0.026	-	0.003
-	19	0.026	0.026	-	0.003
Ευρύ	20	-	-	0.019	0.004
Στενό	20	0.02	-	0.026	0.01
-	21	-	-	-	0.007
-	22	0.025	0.02	-	-
-	22	0.027	0.021	-	-
Στενό	23	-	0.009	-	-
Στενό	23	0.001	0.014	-	-

Από τους παραπάνω πίνακες προκύπτει πως υπάρχουν διαφορές στον υπολογισμό της χρονικής διαφοράς  $\Delta t$  μεταξύ των δύο μεθόδων (Foot-to-Foot & Cross Correlation), επομένως θα υπολογιστεί η τιμή της ταχύτητας διάδοσης κύματος και για τις δύο αυτές περιπτώσεις και θα αναγραφούν οι τιμές της στους επόμενους πίνακες (Πίνακας 4.5.5 – Πίνακας 4.5.6). Είναι σημαντικό να αναφερθεί πως για τις τιμές αυτές λήφθηκε υπόψη ο μέσος όρος των τιμών της PWV που υπολογίστηκαν μεταξύ της αορτικής πίεσης με τα δύο διαφορετικά αρχεία πιέσεων δεξιάς και αριστερής λαγονίου κάθε φορά, έτσι για κάθε ασθενή διατίθεται μία τιμή PWV πριν και μία μετά με την αντίστοιχη τυπική απόκλιση.

**Πίνακας 4.5.5 Τιμές της ταχύτητας διάδοσης κύματος με την μέθοδο Foot-to-Foot πριν και μετά την αποκατάσταση.**

A/A Ασθενή	Πριν c (m/s)	Μετά c (m/s)
1	-	-
2	6.98 ± 1.10	9.96
3	6.23 ± 0.42	8.48 ± 0.03
4	4.86	9.83 ± 6.73
5	16.43 ± 9.81	16.58 ± 1.64
6	8.41 ± 1.20	12.38 ± 2.10
7	4.10 ± 0.19	21.42
8	19.78 ± 6.16	21.41 ± 7.52
9	-	7.22 ± 2.34
10	20.64 ± 3.06	4.83 ± 1.09
11	11.58 ± 7.66	19.45 ± 1.50
12	8.44 ± 5.48	4.60 ± 1.93
13	10.19 ± 5.30	12.81 ± 3.37
14	6.33 ± 0.72	8.26 ± 1.37
15	2.16 ± 0.33	11.16 ± 4.47
16	7.60 ± 0.18	18.82 ± 16.07
17	8.84	-
18	5.13 ± 0.29	-
19	4.06 ± 0.89	9.10 ± 5.08
20	6.91 ± 4.86	4.67 ± 0.33
21	-	8.41 ± 3.63
22	1.72 ± 0.03	-
23	18.69 ± 17.20	-

Με την μέθοδο Foot-to-Foot προκύπτει πως πριν την αποκατάσταση η ταχύτητα διάδοσης κύματος κυμαίνεται στο εύρος  $8.38 \pm 5.23$  m/s, ενώ μετά την αποκατάσταση λαμβάνει τιμές στο εύρος  $11.63 \pm 5.63$  m/s. Παρατηρείται πως οι τυπικές αποκλίσεις λαμβάνουν αρκετά μεγάλες τιμές συγκριτικά. Αυτό οδηγεί στο συμπέρασμα της μη ικανοποιητικής χρήσης της μεθόδου Foot-to-Foot για την συγκεκριμένη μελέτη, το οποίο θα αναλυθεί σε επόμενο κεφάλαιο.

**Πίνακας 4.5.6 Τιμές της ταχύτητας διάδοσης κύματος με την μέθοδο Cross Correlation πριν και μετά την αποκατάσταση.**

A/A Ασθενή	Πριν c (m/s)	Μετά c (m/s)
1	-	-
2	8.38 ± 3.31	-
3	7.54 ± 0.73	24.09
4	14.58 ± 6.87	13.64 ± 4.29
5	-	-
6	-	-
7	7.87 ± 5.70	-
8	15.19 ± 6.95	-
9	2.19	13.63 ± 22.00
10	22.80	14.90 ± 8.87
11	-	-
12	3.74	18.14 ± 19.12
13	6.18	-
14	10.13 ± 5.37	-
15	5.90 ± 0.04	-
16	-	17.23
17	6.29	-
18	-	-
19	5.60 ± 0.14	-
20	4.69	9.38 ± 7.22
21	-	19.20
22	5.17 ± 1.44	-
23	-	-

Με την μέθοδο Cross Correlation προκύπτει πως πριν την αποκατάσταση η ταχύτητα διάδοσης κύματος κυμαίνεται στο εύρος  $8.42 \pm 5.37$  m/s, ενώ μετά την αποκατάσταση λαμβάνει τιμές στο εύρος  $16.27 \pm 4.43$  m/s. Και σε αυτή την περίπτωση οι τυπικές αποκλίσεις λαμβάνουν μεγάλες τιμές.

Και για τις δύο μεθόδους, οι ασθενείς για τους οποίους δεν προέκυψαν τιμές της PWV είναι αυτοί οι οποίοι είτε δεν διαθέτουν ικανοποιητικά σερ δεδομένων πίεσης, είτε η χρονική διαφορά  $\Delta t$  προέκυψε μηδενική.

#### 4.6 Σύγκριση τιμών PWV πριν και μετά την αποκατάσταση

Σκοπός της συγκεκριμένης παραγράφου είναι η σύγκριση των τιμών της ταχύτητας διάδοσης κύματος, PWV πριν και μετά την αποκατάσταση για κάθε μέθοδο, με την αποτύπωση αυτών σε διαγράμματα.

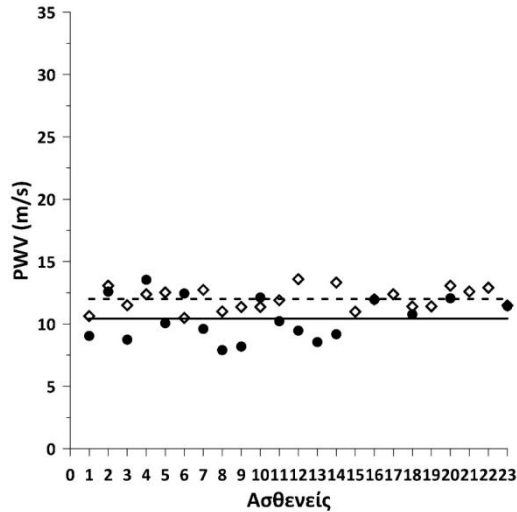
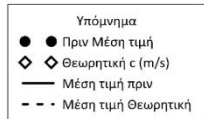
Στον παρακάτω πίνακα 4.6.1 καταγράφονται συγκεντρωτικά όλα τα εύρη των τιμών της ταχύτητας διάδοσης κύματος για κάθε μέθοδο.

**Πίνακας 4.6.1 Εύρη τιμών PWV για κάθε μέθοδο.**

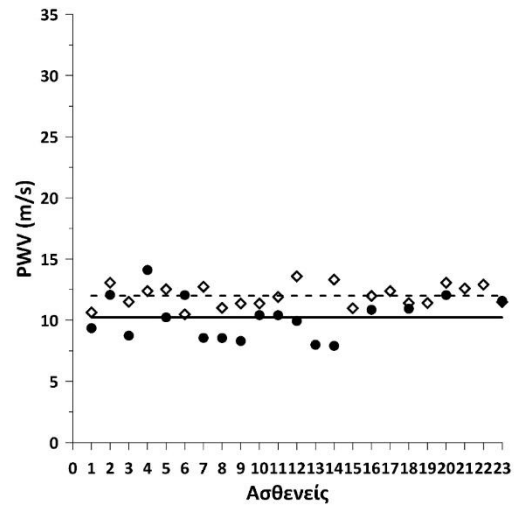
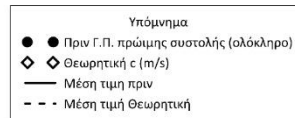
	Θεωρητικός Υπολογισμός c (m/s)	PV-loop Γ.Π. Π.Σ. (πρώτο τμήμα) c (m/s)	PV-loop Μέση τιμή Π.Σ. (ολόκληρο τμήμα) c (m/s)	Foot-to-Foot c (m/s)	Cross Correlation c (m/s)
<b>Πριν</b>	12 ± 0.9	7.82 ± 2.95	10.44 ± 1.72	8.38 ± 5.23	8.42 ± 5.37
<b>Μετά</b>	-	12.44 ± 5.02	15.48 ± 1.34	11.63 ± 5.63	16.27 ± 4.43

Γ.Π.: Γραμμική Προσαρμογή, Π.Σ.: Πρώιμη Συστολή

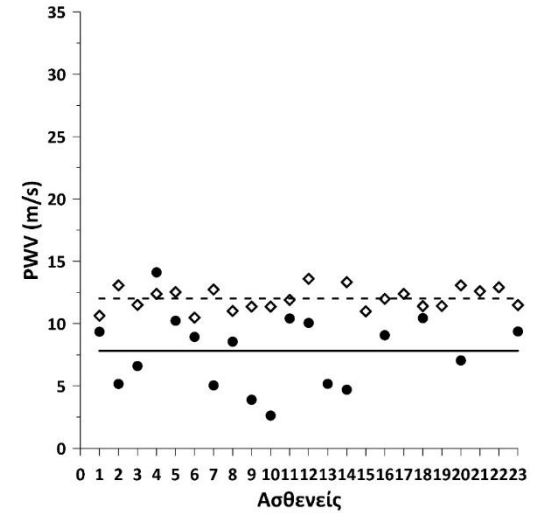
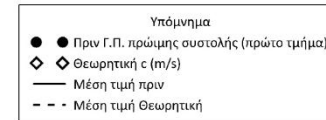
Σύγκριση τιμών PWV θεωρητικού υπολογισμού και PV-Loop



Σχήμα 4.6.1 Σύγκριση τιμών PWV θεωρητικού υπολογισμού με μέση τιμή από PV-Loop

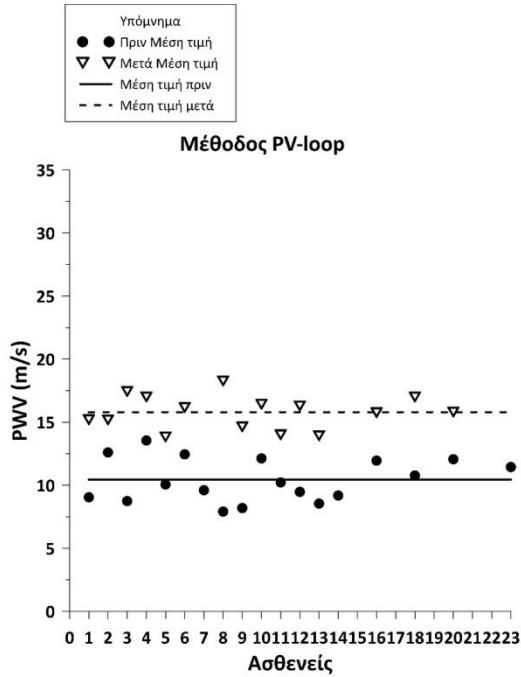


Σχήμα 4.6.2 Σύγκριση τιμών PWV θεωρητικού υπολογισμού με Γ.Π. της πρώιμης συστολής (ολόκληρου του τμήματος) από PV-Loop.

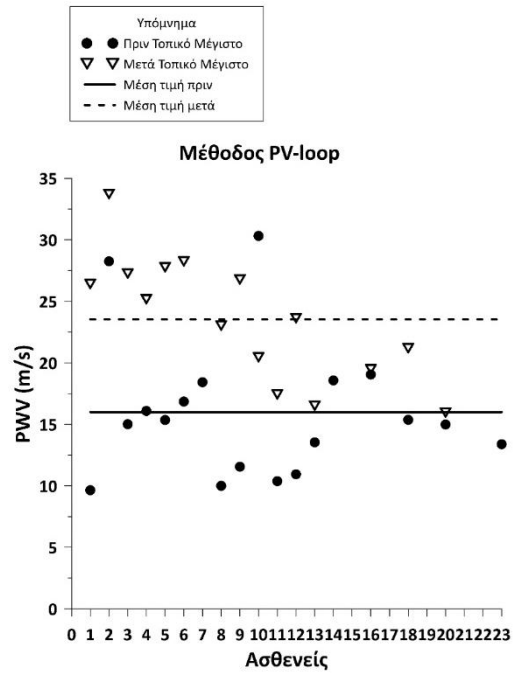


Σχήμα 4.6.3 Σύγκριση τιμών PWV θεωρητικού υπολογισμού με Γ.Π. της πρώιμης συστολής (πρώτου γραμμικού τμήματος) από PV-Loop.

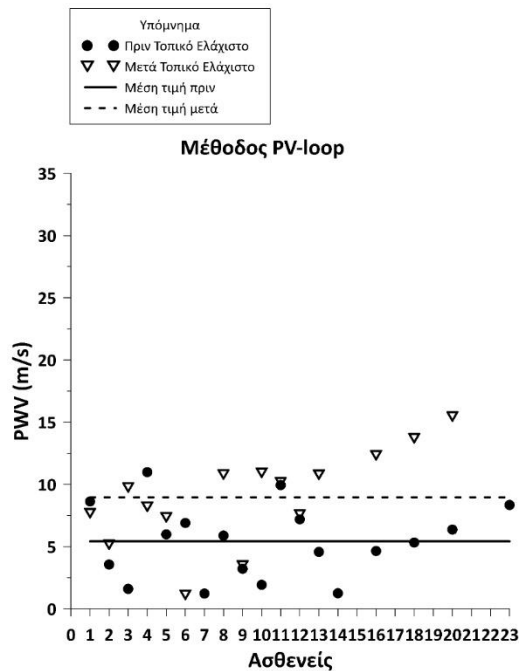
Σύγκριση τιμών PWV πριν και μετά την αποκατάσταση με την μέθοδο PV-Loop



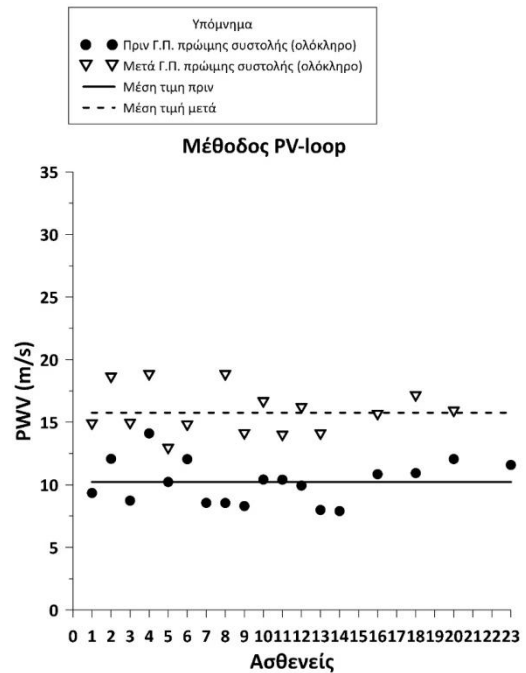
Σχήμα 4.6.4 Οι τιμές της PWV πριν και μετά την αποκατάσταση (Μέση τιμή).



Σχήμα 4.6.5 Οι τιμές της PWV πριν και μετά την αποκατάσταση (Τοπικό Μέγιστο).

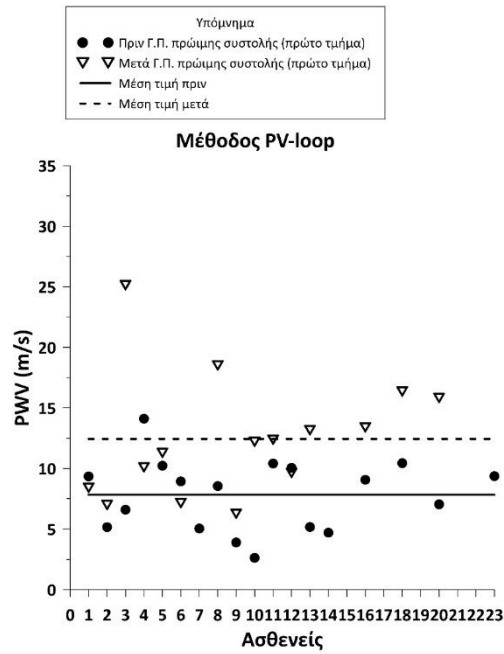


Σχήμα 4.6.6 Οι τιμές της PWV πριν και μετά την αποκατάσταση (Τοπικό Ελάχιστο).



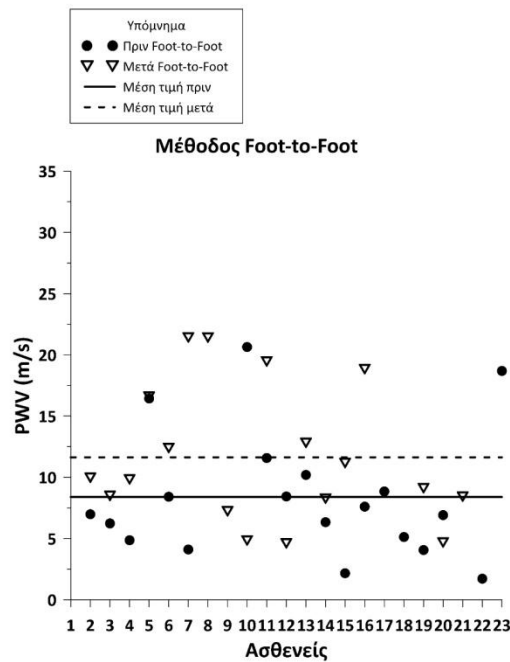
Σχήμα 4.6.7 Οι τιμές της PWV πριν και μετά την αποκατάσταση (Γραμμική Προσαρμογή ολόκληρου του τμήματος της πρώιμης συστολής).





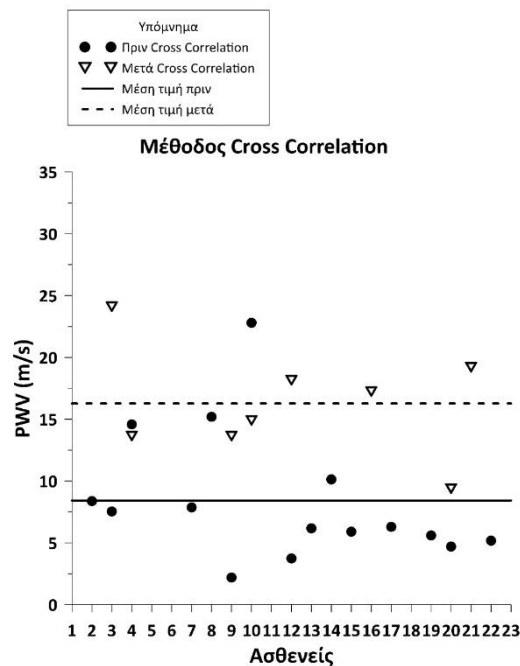
Σχήμα 4.6.8 Οι τιμές της PWV πριν και μετά την αποκατάσταση

Σύγκριση τιμών PWV πριν και μετά την αποκατάσταση με την μέθοδο Foot-to-Foot



Σχήμα 4.6.9 Οι τιμές της PWV πριν και μετά την αποκατάσταση (Foot-to-Foot).

Σύγκριση τιμών PWV πριν και μετά την αποκατάσταση με την μέθοδο Cross Correlation



Σχήμα 4.6.10 Οι τιμές της PWV πριν και μετά την αποκατάσταση (Cross Correlation).

**4.7 Αποτελέσματα στατιστικής μελέτης**

Από την εφαρμογή της πρώτης στατιστικής δοκιμής Student’s test, όπως περιγράφεται στην παράγραφο 3.3, για τις τιμές της ταχύτητας διάδοσης του κύματος πριν και μετά την αποκατάσταση προκύπτει πως και για τις μεθόδους PV-loop και Cross Correlation, η μεταβλητή p είναι μικρότερη από την σταθερά  $\alpha=0.05$  που επιλέγεται. Επομένως, απορρίπτεται η μηδενική υπόθεση  $H_0$  και οι τιμές της PWV μετά το χειρουργείο είναι στατιστικά σημαντικά μεγαλύτερες απ’ ότι πριν. Συνεπώς, τα αποτελέσματα δεν προκύπτουν τυχαία και είναι αξιόπιστα. Αντίθετα, για την μέθοδο Foot-to-Foot, με βάση τα αποτελέσματα η μηδενική υπόθεση δεν μπορεί να απορριφθεί και έτσι οι τιμές της PWV πριν και μετά δεν προκύπτουν στατιστικά σημαντικά διαφορετικές.

Στη συγκεκριμένη μελέτη η απόσταση των ανατομικών θέσεων (αυχέννας ανευρύσματος και λαγόνιες αρτηρίες) στις οποίες γίνονται οι μετρήσεις είναι πολύ μικρή συγκριτικά με την απόσταση όπου εφαρμόζεται συνήθως η Foot-to-Foot μέθοδος (καρωτίδα έως και μηριαία αρτηρία – cf-PWV) (Kadoglou N.P. et al., 2012). Για αυτή λοιπόν την κοντινή απόσταση, η καταγραφή των πιέσεων δεν είναι ικανοποιητική καθώς τα μέσα που χρησιμοποιούνται δεν διαθέτουν την κατάλληλη διακριτική ικανότητα για την μέτρηση τόσο μικρών χρόνων. Περαιτέρω σχολιασμός των μεθόδων θα γίνει στο επόμενο κεφάλαιο.

Στους παρακάτω πίνακες (Πίνακας 4.7.1 – Πίνακας 4.7.5) αναγράφονται τα αποτελέσματα από την στατιστική δοκιμή Student's για τα συγκεκριμένα σετ δεδομένων με βασικότερες τις τιμές της μεταβλητής p-value και για τις τρεις μεθόδους.

**Πίνακας 4.7.1 Αποτελέσματα Στατιστικής δοκιμής T-test (PV-loop – Μέση τιμή).**

	Μεταβλητή 1	Μεταβλητή 2
Μέσος	10.44	15.78
Διακύμανση	2.97	1.79
Μέγεθος δείγματος	18	15
Υποτιθέμενη διαφορά μέσω βαθμοί ελευθερίας	0	31
t	-10.02	
P (T<=t) δίπλευρη	<b>3.04577E-11</b>	
t κρίσιμο, δίπλευρο	2.04	

**Πίνακας 4.7.2 Αποτελέσματα Στατιστικής δοκιμής T-test (PV-loop – Γ.Π. πρώτη συστολή ολόκληρο το τμήμα).**

	Μεταβλητή 1	Μεταβλητή 2
Μέσος	10.23	15.75
Διακύμανση	2.98	3.49
Μέγεθος δείγματος	18	15
Υποτιθέμενη διαφορά μέσω βαθμοί ελευθερίας	0	29
t	-8.75	
P (T<=t) δίπλευρη	<b>1.23899E-09</b>	
t κρίσιμο, δίπλευρο	2.05	

**Πίνακας 4.7.3 Αποτελέσματα Στατιστικής δοκιμής T-test (PV-loop – Γ.Π. πρώτη συστολή πρώτο τμήμα).**

	Μεταβλητή 1	Μεταβλητή 2
Μέσος	7.82	12.45
Διακύμανση	8.70	25.21
Μέγεθος δείγματος	18	15
Υποτιθέμενη διαφορά μέσω βαθμοί ελευθερίας	0	22
t	-3.14	
P (T<=t) δίπλευρη	<b>0.00471909</b>	
t κρίσιμο, δίπλευρο	2.07	

Πίνακας 4.7.4 Αποτελέσματα Στατιστικής δοκιμής T-test (Foot-to-Foot).

	Μεταβλητή 1	Μεταβλητή 2
Μέσος	8.39	11.63
Διακύμανση	27.31	31.68
Μέγεθος δείγματος	19	18
Υποτιθέμενη διαφορά μέσω βαθμοί ελευθερίας	0	34
t	-1.82	
P (T<=t) δίπλευρη	<b>0.078192454</b>	
t κρίσιμο, δίπλευρο	2.03	

Πίνακας 4.7.5 Αποτελέσματα Στατιστικής δοκιμής T-test (Cross Correlation).

	Μεταβλητή 1	Μεταβλητή 2
Μέσος	8.42	16.28
Διακύμανση	28.83	19.63
Μέγεθος δείγματος	15	8
Υποτιθέμενη διαφορά μέσω βαθμοί ελευθερίας	0	17
t	-3.76	
P(T<=t) δίπλευρη	<b>0.001573996</b>	
t κρίσιμο, δίπλευρο	2.11	

Με την εφαρμογή της δοκιμής Mann-Whitney U-test, προκύπτουν παρόμοια αποτελέσματα. Για τις μεθόδους PV-loop και Cross Correlation η διαφορά των τιμών της PWV πριν και μετά την αποκατάσταση προκύπτει στατιστικά σημαντική ( $U1, U2 < U_{critical}$ ). Αντίθετα για την Foot-to-Foot μέθοδο η μηδενική υπόθεση δεν απορρίπτεται. Ειδικότερα φαίνονται αναλυτικά τα αριθμητικά αποτελέσματα στον παρακάτω πίνακα (Πίνακας 4.7.6).

Πίνακας 4.7.6 Αποτελέσματα Στατιστική δοκιμής (Mann-Whitney U-test)

Μέθοδος	n1	n2	R1	R2	U1	U2	Umin	Ucritical	Στατιστικά Σημαντική Διαφορά
PV-loop Μέση τιμή (ολόκληρου τμήματος)	18	15	171	390	270	0	0	75	NAI
PV-loop Τοπικό Μέγιστο (ολόκληρου τμήματος)	18	15	211	350	230	40	40	75	NAI

PV-Isoop Τοπικό Ελάχιστο (ολόκληρου τμήματος)	18	15	234	327	207	63	<b>63</b>	<b>75</b>	<b>NAI</b>
PV-Isoop Γραμμική Προσαρμογή ολόκληρου τμήματος	18	15	175	386	266	4	<b>4</b>	<b>75</b>	<b>NAI</b>
PV-Isoop Γραμμική Προσαρμογή πρώτου τμήματος	18	15	228	333	213	57	<b>57</b>	<b>75</b>	<b>NAI</b>
Foot-to-Foot	20	18	331	410	239	121	<b>121</b>	<b>112</b>	<b>ΌΧΙ</b>
Cross Correlation	15	8	120	156	120	0	<b>0</b>	<b>29</b>	<b>NAI</b>

#### 4.8 Αποτελέσματα επεξεργασίας λοιπών δεδομένων

##### Αιμάτωση σώματος πριν και μετά την αποκατάσταση του ανευρύσματος

Αρχικά, υπολογίζονται (Πίνακα 4.8.4) οι τιμές της παροχής αίματος στην διατομή της κοιλιακής αορτής, οι οποίες αντιπροσωπεύουν την αιμάτωση του κάτω μέρους του σώματος πριν και μετά το χειρουργείο. Για τον υπολογισμό της παροχής χρειάζεται η διατομή στον αυχένα του ανευρύσματος, η περίοδος του καρδιακού κύκλου κάθε ασθενούς και το χρονικό ολοκλήρωμα της κυματομορφής της ταχύτητας. Τα δεδομένα αυτά καταγράφονται στους πιο κάτω πίνακες (Πίνακας 4.8.1 – Πίνακας 4.8.3) για ευρύ και στενό δειγματοληπτικό παράθυρο, πριν και μετά την αποκατάσταση. Είναι σημαντικό να αναφερθεί πως οι τελικές τιμές της παροχής προκύπτουν από την μέση τιμή της ταχύτητας για ευρύ και στενό δειγματοληπτικό παράθυρο. Εδώ γίνεται η υπόθεση ότι τόσο για το στενό όσο και για το ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο η μετρούμενη ταχύτητα εκφράζει την μέση χωρικά ταχύτητα του αίματος επί της διατομής.

**Πίνακας 4.8.1 Διατομή του αυχένα του ανευρύσματος πριν και μετά την αποκατάσταση.**

A/A Ασθενή	Διάμετρος αυχένα D (cm)	Διατομή αυχένα A (cm <sup>2</sup> )
1	2.90	6.61
2	2.10	3.46
3	2.40	4.52

4	2.40	4.52
5	2.20	3.80
6	3.00	7.07
7	1.90	2.84
8	2.50	4.91
9	2.10	3.46
10	2.07	3.37
11	2.13	3.55
12	1.92	2.88
13	2.03	3.25
14	1.97	3.04
15	2.80	6.16
16	2.60	5.31
17	2.40	4.52
18	2.23	3.89
19	2.50	4.91
20	2.17	3.70
21	2.30	4.16
22	2.00	3.14
23	2.22	3.86

**Πίνακας 4.8.2 Χρονικό ολοκλήρωμα ταχύτητας ροής αίματος στον αυχένα του ανευρύσματος πριν την αποκατάσταση.**

Δειγμ/ληπτικό Παράθυρο	A/A Ασθενή	Περίοδος T (s)	Χρονικό ολοκλήρωμα Ταχύτητας (cm)
Στενό	1	1.12	-
Στενό	2	1.40	4.50
Στενό	3	1.28	5.11
Στενό	4	0.86	-
Στενό	5	1.12	3.24
Στενό	6	1.14	2.74
Στενό	7	0.96	8.05
Στενό	8	1.14	1.18
Ευρύ	9	0.90	2.63
Στενό	10	1.12	2.86
Ευρύ	11	1.28	3.22
Ευρύ	12	1.26	4.71
Στενό	12	1.22	6.10
Ευρύ	13	1.02	7.22

Στενό	13	1.02	4.59
Ευρύ	14	0.78	2.461
-	15	-	-
Ευρύ	16	1.22	5.84
Στενό	16	1.24	7.815
-	17	-	-
Ευρύ	18	0.94	1.85
Στενό	18	1.22	-
-	19	-	-
Ευρύ	20	1.00	6.99
-	21	-	-
-	22	-	-
Στενό	23	0.92	2.90

Πίνακας 4.8.3 Χρονικό ολοκλήρωμα ταχύτητας ροής αίματος στον αυχένα του ανευρύσματος μετά την αποκατάσταση.

Δειγμ/ληπτικό Παράθυρο	A/A Ασθενή	Περίοδος T (s)	Χρονικό ολοκλήρωμα Ταχύτητας (cm)
Στενό	1	1.08	4.15
Στενό	2	1.24	3.15
Στενό	3	1.46	5.64
Στενό	4	0.82	1.44
Στενό	5	1.06	3.49
Στενό	6	1.16	-
-	7	-	-
Στενό	8	1.16	1.28
Ευρύ	9	0.92	3.39
Στενό	10	1.00	-
Ευρύ	11	1.24	1.14
Στενό	11	1.24	2.37
Ευρύ	12	1.18	10.22
Στενό	12	1.24	5.35
Ευρύ	13	1.02	-
Στενό	13	1.02	-
-	14	-	-
-	15	-	-
Ευρύ	16	1.26	7.37
Στενό	16	1.32	15.12
-	17	-	-

Ευρύ	18	1.12	2.34
Στενό	18	1.12	2.80
-	19	-	-
Στενό	20	1.04	3.23
-	21	-	-
-	22	-	-
-	23	-	-

Η απουσία τιμών για ορισμένους ασθενείς οφείλεται στα ανεπαρκή σετ δεδομένων ή σε πιθανά σφάλματα των καμπυλών ταχύτητας τα οποία οδηγούν σε μη ρεαλιστικές τιμές του ολοκληρώματος και επομένως αποκλείονται από την επεξεργασία.

**Πίνακας 4.8.4 Παροχή Q αίματος στον αυχένα του ανευρύσματος πριν και μετά την αποκατάσταση.**

Α/Α Ασθενή	ΠΡΙΝ	ΜΕΤΑ
	Παροχή Q (ml/min)	Παροχή Q(ml/min)
1	-	-
2	668.29	528.25
3	1078.97	1047.87
4	-	477.50
5	660.90	740.88
6	1009.73	-
7	1438.02	-
8	-	324.22
9	606.14	766.33
10	515.16	-
11	540.29	301.53 ± 150.04
12	755.06 ± 153.82	1115.35 ± 531.91
13	1128.08 ± 354.86	-
14	573.69	-
16	1767.93 ± 340.60	2759.10 ± 1263.34
18	458.43	535.58 ± 68.45
20	1541.89	675.96
23	729.22	-

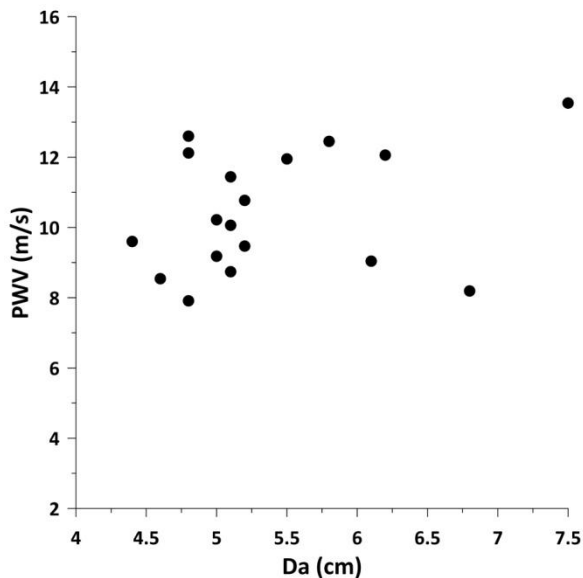
Η μέση τιμή της παροχής πριν την αποκατάσταση είναι 898.12 ml/min και μετά από αυτήν είναι 842.96 ml/min. Από τις παραπάνω τιμές φαίνεται πως η αιμάτωση



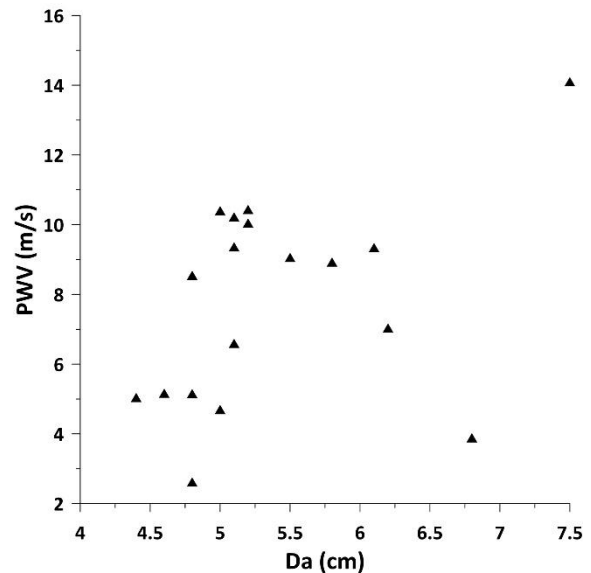
υπονεφρικά, πριν και μετά το χειρουργείο δεν αλλάζει. Αυτό σημαίνει πως αμέσως μετά το χειρουργείο η αιμάτωση των ασθενών συνεχίζει να γίνεται κανονικά.

Σχέση Ταχύτητας διάδοσης κύματος, PWV με την διάμετρο του ανευρύσματος

Συγκριτικά με την διάμετρο του ανευρύσματος, οι τιμές της PWV φαίνονται στο παρακάτω σχήμα (Σχήμα 4.8.1 – Σχήμα 4.8.2).



Σχήμα 4.8.1 Διάγραμμα Ταχύτητας διάδοσης κύματος PWV (m/s) (PV-Ioop – Μέση τιμή) συναρτήσει της διαμέτρου ανευρύσματος Da (cm).



Σχήμα 4.8.2 Διάγραμμα Ταχύτητας διάδοσης κύματος PWV (m/s) (PV-Ioop – Γραμμική Προσαρμογή πρώτου τμήματος) συναρτήσει της διαμέτρου ανευρύσματος Da (cm).

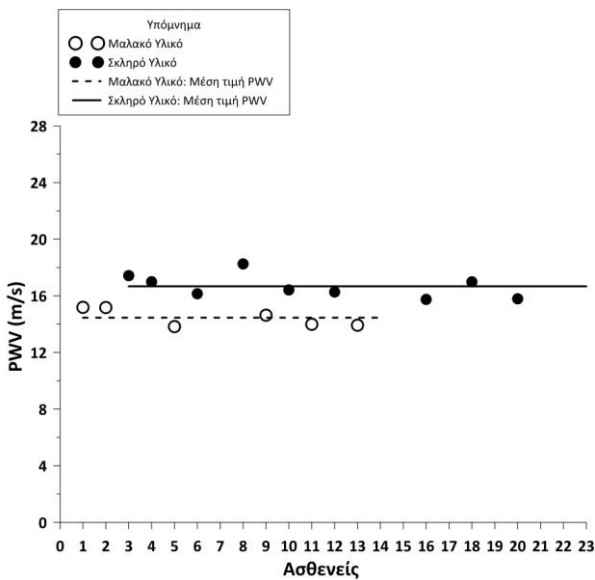
Φαίνεται από το διάγραμμα πως δεν προκύπτει κάποιο συμπέρασμα για την σχέση ανάμεσα στην διάμετρο του ανευρύσματος και την ταχύτητα διάδοσης κύματος. Σύμφωνα με την συγκεκριμένη μελέτη τα δύο αυτά μεγέθη εμφανίζονται ως ανεξάρτητα.

Σχέση Ταχύτητας διάδοσης κύματος, PWV με το είδος του μοσχεύματος

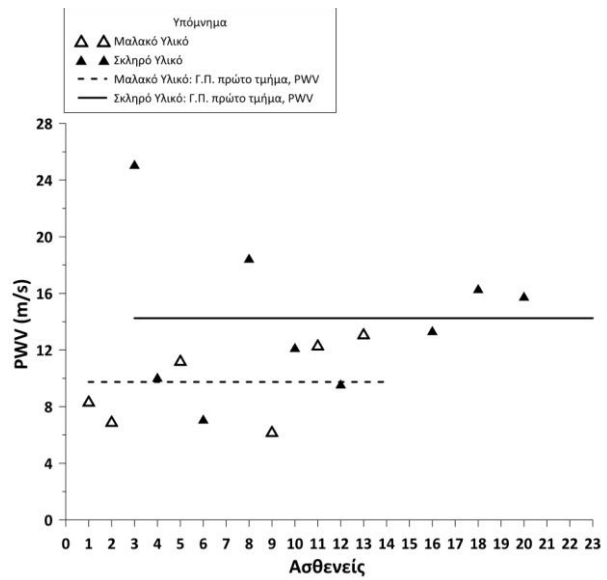
Στην συγκεκριμένη μελέτη, χρησιμοποιήθηκαν μοσχεύματα από δύο διαφορετικές εταιρείες. Η μία παρασκευάζει μοσχεύματα από υλικό πιο ενδοτικό σε σχέση με την άλλη. Σε έξι ασθενείς από το σύνολο 18 ασθενών τοποθετήθηκε μόσχευμα της μίας εταιρείας και σε εννιά ασθενείς μόσχευμα της δεύτερης. Έγινε σύγκριση των τιμών της ταχύτητας διάδοσης του κύματος (μέση τιμή από PV-Ioop) μετά την τοποθέτηση των μοσχευμάτων και προέκυψε πως το εύρος των τιμών της PWV με το μόσχευμα της πρώτης εταιρείας είναι  $14.45 \pm 0.63$  m/s και το αντίστοιχο διάστημα μετά την τοποθέτηση του μοσχεύματος της δεύτερης εταιρείας είναι  $16.67 \pm 0.82$  m/s (Σχήμα 4.8.3). Η διαφορά αυτή είναι στατιστικά σημαντική με p-value να ισούται με

$p=5.23 \cdot 10^{-5}$  και  $\alpha=0.05$ . Ακόμα, έγινε σύγκριση των ίδιων αποτελεσμάτων για τις τιμές της PWV από τον υπολογισμό της κλίσης του πρώτου γραμμικού τμήματος (Σχήμα 4.8.4). Το εύρος των τιμών είναι  $9.74 \pm 2.91$  m/s για το μόσχευμα της πρώτης εταιρείας και  $14.25 \pm 5.45$  m/s για το μόσχευμα της δεύτερης. Και σε αυτή τη περίπτωση η διαφορά αυτή είναι στατιστικά σημαντική με p-value να ισούται με  $p=0.048$  και  $\alpha=0.05$ .

Επίσης, είναι γνωστό πως το υλικό των μοσχευμάτων της πρώτης εταιρείας έχει υψηλότερη ενδοτικότητα σε σχέση με το υλικό του μοσχεύματος της δεύτερης εταιρείας. Με άλλα λόγια τα μοσχεύματα της πρώτης είναι πιο μαλακά σε σχέση με αυτά της δεύτερης, εξού και οι μικρότερες τιμές ταχύτητας διάδοσης κύματος. Συνεπώς, η ταχύτητα διάδοσης του κύματος δεν είναι ανεξάρτητη του είδους του μοσχεύματος που χρησιμοποιείται αλλά επηρεάζεται από το υλικό των μοσχευμάτων.



Σχήμα 4.8.3 Διάγραμμα Ταχύτητας διάδοσης κύματος PWV (m/s) (PV-Loop – Μέση τιμή) συναρτήσει του είδους του μοσχεύματος.



Σχήμα 4.8.4 Διάγραμμα Ταχύτητας διάδοσης κύματος PWV (m/s) (PV-Loop – Γραμμική Προσαρμογή πρώτου τμήματος) συναρτήσει του είδους του μοσχεύματος.

Μέσες τιμές πίεσης στην αορτή, δεξιά και αριστερή λαγόνιο πριν και μετά την αποκατάσταση

Τέλος, στο παρακάτω πίνακα (Πίνακας 4.8.5) φαίνονται οι τιμές της μέσης πίεσης τόσο πριν όσο και μετά την αποκατάσταση για τις ανατομικές θέσεις υπονεφρικά της αορτής, της δεξιάς και της αριστερής λαγονίου. Οι τιμές αυτές έχουν προκύψει από τον μέσο όρο των τιμών που αντιστοιχούν στο ευρύ και στενό δειγματοληπτικό παράθυρο μέτρησης της ταχύτητας. Αναμένεται πως μετά την αποκατάσταση η πίεση

θα πρέπει να λαμβάνει μεγαλύτερες τιμές απ' ό τι πριν το χειρουργείο. Αυτό συμβαίνει διότι με την τοποθέτηση ενός πιο άκαμπτου μοσχεύματος σε σχέση με τον ιστό του αγγείου αυξάνεται η εμπέδηση του αποκατεστημένου αγγείου. Επομένως, για να διατηρηθεί σταθερή η αιμάτωση του σώματος χρειάζεται να αυξηθεί η πίεση του αίματος από την καρδιά για να υπερνικηθεί η επιπλέον αντίσταση εξαιτίας της τοποθέτησης του μοσχεύματος.

**Πίνακας 4.8.5 Μέση τιμή πίεσης σε τρεις ανατομικές θέσεις πριν και μετά την αποκατάσταση.**

Α/Α Ασθενή	Αορτή		Δεξιά Λαγόνιος		Αριστερή Λαγόνιος	
	Pavg (mmHg) Πριν	Pavg (mmHg) Μετά	Pavg (mmHg) Πριν	Pavg (mmHg) Μετά	Pavg (mmHg) Πριν	Pavg (mmHg) Μετά
1	-	69.96	-	69.99	-	70.03
2	24.38	32.74	16.86	24.91	30.46	36.39
3	61.98	82.43	60.57	69.00	60.17	70.00
4	81.17	69.84	83.04	70.17	83.09	68.16
5	87.09	80.05	85.49	79.57	84.98	81.01
6	74.19	73.00	74.39	68.11	72.34	69.34
7	89.21	96.25	88.80	96.46	81.21	-
8	78.53	87.82	77.80	86.53	78.54	88.12
9	83.62	104.69	80.46	103.36	80.15	102.92
10	72.32	74.86	69.92	72.93	66.95	73.38
11	90.12	96.97	86.78	94.01	85.64	96.54
12	90.77	83.71	86.57	81.44	83.84	82.58
13	81.34	79.98	84.47	79.27	81.83	79.70
14	50.09	57.34	48.48	55.99	49.90	57.75
15	65.88	81.04	66.13	79.73	63.15	80.28
16	82.77	76.93	80.77	76.25	81.27	77.22
17	88.53	76.46	87.58	77.43	89.73	77.24
18	85.81	96.60	81.73	93.67	82.45	96.46
19	87.34	76.31	74.67	75.14	77.89	75.88
20	77.43	76.36	75.67	78.46	77.25	76.64
21	-	67.60	-	66.30	-	66.71
22	56.17	68.42	55.30	67.62	56.32	68.96
23	87.30	-	86.70	-	86.40	-

Στον επόμενο πίνακα (Πίνακας 4.8.6) φαίνονται τα εύρη της μέσης τιμής των πιέσεων πριν και μετά την αποκατάσταση.

**Πίνακας 4.8.6 Εύρη της μέσης τιμής των πιέσεων σε τρεις ανατομικές θέσεις.**

	<b>Αορτή</b>	<b>Δεξιά Λαγόνιος</b>	<b>Αριστερή Λαγόνιος</b>
	<b>Pavg (mmHg)</b>	<b>Pavg (mmHg)</b>	<b>Pavg (mmHg)</b>
<b>Πριν</b>	76.00 ± 16.49	73.91 ± 17.18	73.98 ± 14.68
<b>Μετά</b>	77.70 ± 15.06	75.74 ± 15.97	75.97 ± 14.21

Παρατηρείται από τις παραπάνω μέσες τιμές (Πίνακας 4.8.6) η διαφορά μεταξύ των μέσων πιέσεων πριν και μετά το χειρουργείο να είναι μικρή και όχι στατιστικά σημαντική. Αυτό οφείλεται στο γεγονός πως κατά την διάρκεια των μετρήσεων, οι ασθενείς ρυθμιζόταν από την αναισθησιολογική υποστήριξη κατά τη διάρκεια του χειρουργείου με ειδική φαρμακευτική αγωγή για την διατήρηση της πίεσης σε σταθερές περίπου τιμές. Συγκεκριμένα, να σχολιαστεί πως οι τιμές της πίεσης του δεύτερου ασθενούς είναι αρκετά μικρές. Αυτό ενδεχομένως συνέβει, είτε εξαιτίας της φαρμακευτικής αγωγής που δόθηκε στον ασθενή παραπάνω από το κανονικό, είτε λόγω απώλειας αίματος πριν τη μέτρηση κατά το χειρουργείο. Σε κάθε περίπτωση η σταθερότητα αυτή της πίεσης εξασφαλίζει εξάρτηση της PWV μόνο από την προσθήκη του μοσχεύματος και όχι από την ενδεχόμενη μεταβλητότητα της πίεσης.

## 5 ΣΥΖΗΤΗΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΕΡΕΥΝΑΣ

Τα αποτελέσματα της έρευνας που διεξήχθη στα πλαίσια της παρούσας εργασίας παρουσιάστηκαν αναλυτικά στο προηγούμενο κεφάλαιο. Στο παρόν κεφάλαιο θα γίνει σχολιασμός και συζήτηση των αποτελεσμάτων αυτών και σύγκριση των εφαρμοσμένων μεθόδων, με στόχο να προκύψουν χρήσιμα συμπεράσματα. Επιπλέον, θα γίνει σύγκριση των αποτελεσμάτων της έρευνας αυτής με αποτελέσματα προηγούμενων μελετών της βιβλιογραφίας. Τέλος, θα παρουσιαστούν οι αδυναμίες της συγκεκριμένης μελέτης, θα προταθούν τρόποι για βελτίωση και μελλοντική αξιοποίησή της.

### 5.1 Σχολιασμός μεθόδων

Σκοπός της εργασίας αυτής είναι η σύγκριση των τιμών της ταχύτητας διάδοσης του κύματος αρτηριακού παλμού στην περιοχή ανευρύσματος κοιλιακής αορτής πριν και μετά την αποκατάσταση με την τεχνική EVAR. Για τον υπολογισμό της ταχύτητας έγινε εφαρμογή διαφόρων μεθόδων με βάση τα δεδομένα πίεσης και ταχύτητας που διατίθεντο από πραγματικές μετρήσεις σε 23 ασθενείς.

#### Μέθοδος κατασκευής κυματομορφών μέσης ταχύτητας ροής αίματος

Για την κατασκευή των τελικών κυματομορφών της μέσης ταχύτητας ροής αίματος επιλέγεται η μέθοδος των χαρακτηριστικών σημείων έναντι της μεθόδου του μέσου όρου των τιμών. Η ανωτερότητα της πρώτης μεθόδου έχει αποδειχθεί με βάση την υπάρχουσα βιβλιογραφία καθώς η δεύτερη λειτουργεί ως βαθυπερατό φίλτρο και αποκλείει σημαντική πληροφορία. Επίσης, στην συγκεκριμένη μελέτη με την χρήση των καμπυλών ταχύτητας με την μέθοδο των χαρακτηριστικών σημείων, προκύπτει καλύτερη απεικόνιση των διαγραμμάτων πίεσης-ταχύτητας και συνεπώς ευκολότερη αξιοποίηση αυτών για τον υπολογισμό της ταχύτητας διάδοσης κύματος.

#### Μέθοδοι υπολογισμού ταχύτητας διάδοσης κύματος, PWV

Από την σύγκριση των τιμών της ταχύτητας διάδοσης κύματος που προκύπτουν από την θεωρητική σχέση για μη συνεκτικό ρευστό χωρίς ανακλάσεις και την μέθοδο PV-loop, φαίνεται πως οι τιμές δεν διαφέρουν σημαντικά, με την θεωρητική μέση τιμή να είναι λίγο μεγαλύτερη σε σχέση με αυτήν της PV-loop αλλά όχι σημαντικά. Αυτό αναδεικνύει αφενός πως η μέθοδος PV-loop οδηγεί σε ικανοποιητικά αποτελέσματα που συνάδουν με την αντίστοιχη θεωρία και αφετέρου ότι η απλοποίηση της θεώρησης του μη συνεκτικού ρευστού χωρίς ανακλάσεις αποδίδει ορθώς μεγαλύτερες τιμές ταχύτητας c.

Αναφορικά με την μέθοδο PV-loop για τον υπολογισμό της PWV, έγινε σαφές στα προηγούμενα κεφάλαια πως η ταχύτητα διάδοσης κύματος βρίσκεται από τον υπολογισμό της κλίσης του γραμμικού τμήματος του διαγράμματος πίεσης-ταχύτητας που αντιστοιχεί στην αρχή της συστολικής φάσης (early systole). Αξίζει να σημειωθεί πως για κανέναν ασθενή η περιοχή της πρώιμης συστολής δεν ξεπερνούσε την χρονική στιγμή όπου η πίεση έφτανε τα 2/3 της μέγιστης τιμής της, ενώ χρονικά η πρώιμη συστολή καλύπτει κατά μέσο όρο το 4 % της περιόδου ενός καρδιακού κύκλου ή το 22% της διάρκειας της συστολής τόσο πριν όσο και μετά την αποκατάσταση. Η κλίση της πρώιμης συστολής υπολογίστηκε με διαφορετικούς τρόπους. Ο πρώτος αφορά στην εύρεση του μέσου όρου των ελαφρώς διαφορετικών κλίσεων (καμπύλη μεταβολής κλίσης) για την πρώιμη συστολή, την μέση τιμή δηλαδή της κλίσης για ένα σχεδόν γραμμικό τμήμα του βρόχου. Ο δεύτερος τρόπος αφορά στην εφαρμογή της γραμμικής προσαρμογής για το ίδιο χρονικό διάστημα. Ο τρίτος και τελευταίος τρόπος αφορά στην γραμμική προσαρμογή μόνο του πρώτου γραμμικού τμήματος της πρώιμης συστολής. Τα αποτελέσματα των δύο πρώτων τρόπων δεν διαφέρουν σημαντικά, ενώ με τον τρίτο τρόπο προκύπτουν ίσες ή μικρότερες τιμές της ταχύτητας σε σχέση με τις δύο προηγούμενες μεθόδους.

Γενικά, η πρώιμη συστολή αντιστοιχεί μόνο στην γραμμική περιοχή του βρόχου πίεσης – ταχύτητας (τρίτος τρόπος ανωτέρω) (Khiri A.W. et al., 2001). Αυτό δείχνει την ύπαρξη μιας σταθερής γραμμικής αναλογίας μεταξύ πίεσης και ταχύτητας για την πρώιμη συστολή. Αυτή η γραμμική σχέση σημαίνει την απουσία ανακλώμενων κυμάτων και άρα την μονόδρομη ροή του αίματος. Επομένως, είναι προφανές ότι είναι επιθυμητή η δημιουργία μια σταθερής ευθείας γραμμής για το χρονικό αυτό διάστημα η οποία θα το αντιπροσωπεύει. Ωστόσο, στην συγκεκριμένη έρευνα, επιλέχθηκε και ένα επιπλέον τμήμα με μικρή διαφορά στην κλίση σε σχέση με το πρώτο, καθώς τα πειραματικά δεδομένα περιέχουν σφάλματα διασποράς και ενδέχεται αυτό το επιπλέον τμήμα να ανήκει στην πρώιμη συστολή χωρίς να λαμβάνεται υπόψη. Με αυτόν τον τρόπο αναδεικνύεται η επίδραση στην ταχύτητα διάδοσης του κύματος κάνοντας χρήση αυτού του επιπλέον τμήματος και συγκρίνεται η τάση αυξομείωσης στην PWV, υπό την επίδρασή του, σε σχέση με τη χρήση μόνο του πρώτου ευθέως τμήματος.

Εκτός από την μέθοδο PV-loop, η ταχύτητα διάδοσης κύματος υπολογίζεται και με την μέθοδο Foot-to-Foot αλλά και την χρήση της τεχνικής Cross Correlation. Σε σχέση με την μέθοδο PV-loop που εφαρμόζεται τοπικά, οι δύο τελευταίες μέθοδοι δίνουν τη μέση ταχύτητα διάδοσης κύματος μεταξύ δύο πιο απομακρυσμένων σημείων στο αγγειακό σύστημα του ανθρώπου και στην συγκεκριμένη περίπτωση μεταξύ του αυχένα του ανευρύσματος και των λαγόνιων αρτηριών. Αντίθετα, η PV-loop μέθοδος δίνει την τιμή της ταχύτητας διάδοσης για μια συγκεκριμένη θέση, δηλαδή δίνει την

τοπική ταχύτητα διάδοσης κύματος. Συνεπώς, η μέθοδος PV-loop μπορεί να εφαρμοστεί εύκολα αν παρέχονται τοπικά οι μετρήσεις της ταχύτητας και της πίεσης, χωρίς να χρειάζεται η μέτρηση των μηκών των αγγείων μέσω αξονικής τομογραφίας επιπλέον των κυματομορφών ή της πίεσης ή της ταχύτητας στις δύο απομακρυσμένες θέσεις.

Ανάμεσα στις δύο τεχνικές υπολογισμού της χρονικής διαφοράς των καμπυλών πίεσης – Foot-to-Foot και Cross Correlation – αποδεκτή είναι μόνο η πρώτη. Όπως αναφέρθηκε και νωρίτερα, σύμφωνα με την βιβλιογραφία η διαφορά φάσης των κυματομορφών πίεσης υπολογίζεται αποκλειστικά και μόνο από την χρονική καθυστέρηση των ελαχίστων των καμπυλών αυτών και όχι από τα μέγιστα ή οποιοδήποτε άλλο σημείο (Westerhof N. et al., 2010). Έτσι τα αποτελέσματα της Cross Correlation δεν λαμβάνονται υπόψη, αλλά χρησιμοποιούνται παρά μόνο για την εξακρίβωση της τάσης των αποτελεσμάτων (οι τιμές της PWV μετά την αποκατάσταση είναι μεγαλύτερες από ότι πριν). Ωστόσο, στην συγκεκριμένη έρευνα αποδείχθηκε με βάση στατιστικά τεστ, πως και η μέθοδος Foot-to-Foot δεν δίνει στατιστικά σημαντική διαφορά στις τιμές της PWV πριν και μετά το χειρουργείο. Αυτό εξηγείται καθώς οι μετρήσεις πίεσης γίνονται σε δύο ανατομικές περιοχές (αυχένιας ανευρύσματος και λαγόνιες αρτηρίες) οι οποίες δεν απέχουν πολύ μεταξύ τους. Τα μέσα που χρησιμοποιούνται δεν διαθέτουν την κατάλληλη διακριτική ικανότητα ώστε να καταγράφουν το σήμα της πίεσης σε τόσο μικρό χρονικό διάστημα. Αξίζει να σημειωθεί εδώ πως με βάση άλλες μελέτες (Παράγραφος 5.2.2) η μέθοδος Foot-to-Foot χρησιμοποιείται κατά βάση για την απόσταση καρωτίδας και μηριαίας αρτηρίας (Mylonas S.N. et al., 2021).

## 5.2 Συζήτηση αποτελεσμάτων έρευνας - Συμπεράσματα

### 5.2.1 Σύγκριση αποτελεσμάτων πριν και μετά την αποκατάσταση

Μελετώντας τις τιμές της PWV στην περιοχή του ανευρύσματος κοιλιακής αορτής που υπολογίζονται πριν και μετά την αποκατάσταση με την τεχνική EVAR, προκύπτουν ορισμένα συμπεράσματα τα οποία αναγράφονται παρακάτω,

- Οι τιμές της ταχύτητας διάδοσης του κύματος για τις δύο μεθόδους υπολογισμού PV-loop και Cross Correlation είναι στατιστικά σημαντικά μεγαλύτερες μετά την τοποθέτηση του μοσχεύματος, σε σχέση με αυτές πριν την αποκατάσταση. Αντίθετα, για την μέθοδο Foot-to-Foot η διαφορά αυτή δεν προκύπτει στατιστικά σημαντική.
- Η αυξημένη PWV μετά την αποκατάσταση με την τεχνική EVAR είναι αναμενόμενη λόγω χαμηλότερης ενδοτοκότητας του τοιχώματος της αρτηρίας – μοσχεύματος.

- Η καρδιαγγειακή ανωμαλία που εκφράζεται με ανεύρυσμα στην περιοχή της κοιλιακής αορτής παραμένει κύρια αιτία θανάτου σε περίπτωση μη αποκατάστασης. Παρ’ όλα αυτά, από το προηγούμενο συμπέρασμα προκύπτει ότι η αρνητική επίπτωση της τοποθέτησης μοσχεύματος στην αορτική ακαμψία (μείωση της ενδοτικότητας), μπορεί να αυξήσει την φόρτιση της αριστερής κοιλίας και την απαιτούμενη ενέργεια από το μυοκάρδιο, το οποίο μπορεί να συσχετιστεί με οξέα και χρόνια καρδιαγγειακά προβλήματα κυρίως σε ασθενείς που προείχαν κάποια καρδιακή ασθένεια. Συνεπώς, προκύπτει η ανάγκη για σχεδίαση και κατασκευή μοσχευμάτων που διατηρούν την διατασιμότητα του αγγείου.
- Από τον υπολογισμό της υπονεφρικής αιμάτωσης πριν και μετά την αποκατάσταση EVAR προκύπτει πως η παροχή του αίματος δεν αλλάζει, γεγονός που επιτρέπει την σωστή αιμάτωση του σώματος μετά το χειρουργείο απουσία επιπλοκών ενδοδιαφυγών.
- Συγκρίνοντας τις τιμές της ταχύτητας διάδοσης του αρτηριακού παλμικού πριν και μετά το χειρουργείο σε σχέση με το μέγεθος της διαμέτρου του ανευρύσματος προκύπτει πως δεν υπάρχει κάποια εξάρτηση μεταξύ των μεγεθών.
- Αναφορικά με τις τιμές της PWV σε σχέση με τα είδη μοσχευμάτων που χρησιμοποιούνται στην παρούσα μελέτη, προέκυψε πως το υλικό του μοσχεύματος επηρεάζει την ενδοτικότητα του τοιχώματος και επομένως και τις τιμές της PWV. Για μόσχευμα με υψηλή ενδοτικότητα (μικρότερης ακαμψίας) προκύπτουν χαμηλότερες τιμές ταχύτητας διάδοσης σε σχέση με αυτές που υπολογίζονται για μόσχευμα με χαμηλή ενδοτικότητα (μεγαλύτερης ακαμψίας).
- Με την τοποθέτηση μοσχεύματος μετά την αποκατάσταση EVAR, αυξάνεται η ακαμψία του τοιχώματος και η εμπέδηση του αγγείου. Για να διατηρηθεί σωστή η αιμάτωση του σώματος αναμένεται να αυξηθεί η πίεση ώστε να υπερνικήσει αυτή την αύξηση της εμπέδησης. Επομένως, θα έπρεπε οι μέσες τιμές της πίεσης και στις τρεις ανατομικές θέσεις – αορτή, δεξιά και αριστερή λαγόνιος – να είναι μεγαλύτερες μετά απ’ ότι πριν. Αυτό ωστόσο δεν συμβαίνει καθώς κατά την διάρκεια του χειρουργείου ρυθμιζόταν η πίεση στα επιτρεπτά φυσιολογικά επίπεδα μέσω φαρμακευτικής αγωγής.



Πίνακας 5.2.1 Ποσοστό μεταβολής (αύξησης) της μέσης τιμής PWV μετά το χειρουργείο σε σχέση με πριν.

Μέση PWV (m/s)	Μέθοδοι				
	Θεωρητικός Υπολογισμός	PV-Loop Μέση τιμή	PV-Loop Γ.Π.Π.Σ. πρώτο τμήμα	Foot-to-Foot	Cross Correlation
Πριν	12 ± 0.9	10.44 ± 1.72	7.82 ± 2.95	8.38 ± 5.23	8.42 ± 5.37
Μετά		15.48 ± 1.34	12.44 ± 5.02	11.63 ± 5.63	16.27 ± 4.43
Ποσοστό Μεταβολής (%)		48.3	59.1	38.8	93.2

Γ.Π.Π.Σ.: Γραμμική Προσαρμογή Πρώιμης Συστολής

Πίνακας 5.2.2 Ποσοστό μεταβολής (αύξησης) της μέσης τιμής PWV μετά το χειρουργείο για σκληρό μόσχευμα σε σχέση με το μαλακό.

	Μέθοδοι	
	PV-Loop Μέση τιμή	PV-Loop Γ.Π.Π.Σ. πρώτο τμήμα
Μαλακό Υλικό	14.45 ± 0.63	9.74 ± 2.91
Σκληρό Υλικό	16.67 ± 0.82	14.25 ± 5.45
Ποσοστό Μεταβολής (%)	15.36	46.3

Γ.Π.Π.Σ.: Γραμμική Προσαρμογή Πρώιμης Συστολής

Πίνακας 5.2.3 Ποσοστό μεταβολής (αύξησης) της μέσης τιμής PWV σε σχέση με την μικρότερη τιμή της μεθόδου Foot-to-Foot πριν το χειρουργείο.

Μέθοδοι	Μέση PWV (m/s)	
	Πριν	Ποσοστό Μεταβολής (%)
Foot-to-Foot	8.38 ± 5.23	
Cross Correlation	8.42 ± 5.37	0.48
PV-Loop	10.44 ± 1.72	24.58
Θεωρητικός Υπολογισμός	12 ± 0.9	43.2

**Πίνακας 5.2.4 Ποσοστό μεταβολής (αύξησης) της μέσης τιμής PWV σε σχέση με την μικρότερη τιμή της μεθόδου Foot-to-Foot μετά το χειρουργείο.**

Μέθοδοι	Μέση PWV (m/s)	
	Μετά	Ποσοστό Μεταβολής (%)
Foot-to-Foot	11.63 ± 5.63	
PV-Loop	15.48 ± 1.34	33.1
Cross Correlation	16.27 ± 4.43	39.9

Στους πίνακες 5.2.1 έως 5.2.4 γίνεται συγκεντρωτικά μια σύγκριση των αποτελεσμάτων με βάση την μέθοδο υπολογισμού της PWV. Αρχικά, στον πίνακα 5.2.1 φαίνεται σε ποσοστό η αύξηση της τιμής της PWV μετά την αποκατάσταση συγκριτικά με τις τιμές της πριν το χειρουργείο για κάθε μέθοδο. Από αυτά τα ποσοστά για κάθε μέθοδο υπολογισμού της PWV προκύπτει κατά μέσο όρο αύξηση 59.85 %. Φαίνεται πως ενώ τα ποσοστά για τις δύο πρώτες μεθόδους (PV-Loop και Foot-to-Foot) λαμβάνουν σχετικά παρόμοιες τιμές, το ποσοστό αύξησης με την εφαρμογή της μεθόδου Cross Correlation είναι πολύ μεγάλο. Αυτή η διαφορά στις μεθόδους αποδεικνύει για ακόμα μια φορά πως η CC δεν είναι ικανοποιητική όπως τονίζεται και στη βιβλιογραφία (Westerhof N. et al., 2010). Από τον πίνακα 5.5.2, φαίνονται για τις δύο τεχνικές υπολογισμού της κλίσης στον βρόχο PV, το ποσοστό αύξησης της τιμής της ταχύτητας διάδοσης κύματος των σκληρών μοσχευμάτων σε σχέση με τα μαλακά. Ο μέσος όρος της αύξησης γι' αυτή την περίπτωση είναι 30.83 %. Τέλος, στους πίνακες 5.2.3 και 5.2.4, αναγράφονται σε σχέση με της υπολογισμένες τιμές της PWV της μεθόδου Foot-to-Foot, τα ποσοστά αύξησης ανάμεσα στις διάφορες μεθόδους τόσο για πριν όσο και για μετά το χειρουργείο. Στην περίπτωση της προεγχειρητικής κατάστασης αμέσως μετά την τιμή της μεθόδου F-t-F ακολουθεί η τιμή της μεθόδου CC με πολύ μικρή διαφορά των 0.48 %. Η μέθοδος PV-Loop δίνει κατά 24.58 % μεγαλύτερες τιμές της PWV σε σχέση με την F-t-F, ενώ με τον θεωρητικό υπολογισμό προκύπτουν οι μεγαλύτερες τιμές (43.2 % μεγαλύτερες από την F-t-F) κάτι που είναι αναμενόμενο λόγω της απλοποίησης της θεώρησης του μη συνεκτικού ρευστού χωρίς ανακλάσεις. Αντίστοιχα στον πίνακα 5.2.4 για τις τιμές της PWV μετά το χειρουργείο και πάλι η μέθοδος Foot-to-Foot δίνει τις μικρότερες τιμές. Αμέσως μεγαλύτερες τιμές δίνει η PV-Loop μέθοδος και τέλος η CC με μικρή ωστόσο διαφορά μεταξύ τους (33.1 % και 39.9 % αντίστοιχα). Συνολικά προκύπτει το συμπέρασμα πως η μέθοδος Foot-to-Foot οδηγεί σε μικρότερες τιμές ταχύτητας διάδοσης κύματος σε σχέση με την PV-Loop με διαφορά μέσου όρου πριν και μετά το χειρουργείο 28.84 %.

### 5.2.2 Σύγκριση τιμών έρευνας με άλλες βιβλιογραφικές μελέτες

Πριν τη διεξαγωγή της συγκεκριμένης μελέτης έγινε αναλυτική έρευνα των υπάρχουσών βιβλιογραφικών μελετών που αφορούν στην σύγκριση της ταχύτητας διάδοσης του παλμικού κύματος σε ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής πριν και μετά την αποκατάσταση με την τεχνική EVAR. Συλλέχθηκαν ιδιαίτερα σημαντικές πληροφορίες οι οποίες αξίζει να αναφερθούν (Πίνακας 5.2.5).

**Πίνακας 5.2.5 Μέθοδοι Υπολογισμού και Εύρος Τιμών PWV βάσει βιβλιογραφίας.**

Βιβλιογραφία	Ηλικία Ασθενών (έτη)	Μέθοδος Υπολογισμού PWV(m/s)	PWV(m/s) πριν την αποκατάσταση	Μέθοδος Αποκατάστασης	PWV(m/s) μετά την αποκατάσταση
Kadoglou N.P. et al., 2012	71 ± 4	Carotid-Femoral PWV (cf PWV)	13.11 ± 3.57	Ενδαγγειακή Μέθοδος (EVAR) - 6 μήνες μετά	16.41 ± 2.33
Paraskevas K.I. et al., 2009	72 ± 5	Carotid-Femoral PWV (cf PWV)	7.84 ± 1.85	Ανοιχτή Μέθοδος - 6 μήνες μετά	10.08 ± 1.57
Ronny X. Li. et al., 2013	71.6 ± 11.8	Carotid-Femoral PWV (cf PWV)	10.54 ± 6.52	—	—
Kadoglou N.P.E et al., 2012	72 ± 4	Carotid-Femoral PWV (cf PWV)	12.99 ± 3.75	—	—
Abbasa A. et al., 2015	71.3 ± 5.4	Τοπική – PWVABD	10.7 ± 3.3	—	—
Ching Wei Lee et al., 2013	75.2 ± 11.6	Carotid-Femoral PWV (cf PWV)	12.1 ± 2.7	Ενδαγγειακή Μέθοδος (EVAR) - 4 εβδομάδες μετά	14.4 ± 3.8
Bailey M.A. et al., 2014	73 ± 7.5	Carotid-Femoral PWV (cf PWV)	9.75 ± 2.3	—	—

Wang T. et al., 2021	55, 65, 75	Carotid- Femoral PWV  (cf PWV)	[10.5, 19] or  [9, 15]	–	–
Durmus I. et al., 2014	69 ± 4	Carotid- Femoral PWV  (cf PWV)	14.8 ± 4.9	–	–
Durmus I. et al., 2014	69 ± 4	Carotid- Femoral PWV  (cf PWV)	14.8 ± 4.9	–	–

#### ABD: Abdominal

Από τον παραπάνω πίνακα (Πίνακας 5.2.5) φαίνεται πως η ηλικιακή ομάδα όλων των μελετών δεν διαφέρει σημαντικά, συμπεριλαμβανομένης και της παρούσας μελέτης. Ακόμα, παρατηρείται πως σε καμία έρευνα από τις παραπάνω δεν έχει χρησιμοποιηθεί η μέθοδος PV-Loop, αντιθέτως στις περισσότερες από αυτές γίνεται κλινικός υπολογισμός με την μέθοδο Foot-to-Foot των τιμών της ταχύτητας διάδοσης κύματος μεταξύ δύο σημείων στο αγγειακό σύστημα, συνήθως μεταξύ καρωτίδας (carotid) και μηριαίας (femoral) αρτηρίας (cf-PWV). Για την μετεγχειρητική κατάσταση λαμβάνονται υπόψη για σύγκριση μόνο οι τιμές που προκύπτουν μετά από ενδαγγειακή αποκατάσταση.

Στον επόμενο πίνακα (Πίνακας 5.2.6) αναγράφονται οι ακραίες τιμές των δεδομένων που προκύπτουν από την υπάρχουσα βιβλιογραφία για cf-PWV πριν και μετά την αποκατάσταση με EVAR.

**Πίνακας 5.2.6 Συνοπτικά Μέθοδοι Υπολογισμού και Εύρος Τιμών PWV βάσει βιβλιογραφίας.**

Ηλικία Ασθενών (χρόνια)	Μέθοδος Υπολογισμού PWV(m/s)	PWV(m/s) πριν την αποκατάσταση	Μέθοδος Αποκατάστασης	PWV(m/s) μετά την αποκατάσταση
[55, 86.8]	cf-PWV	[4.02, 19.7]	Ενδαγγειακή Μέθοδος (EVAR)	[10.6, 18.74]

Από τις υπάρχουσες βιβλιογραφικές μελέτες και τις ακραίες τιμές του πίνακα 5.2.6 φαίνεται πως το εύρος των τιμών πριν και μετά την τοποθέτηση του μοσχεύματος είναι αρκετά μεγάλο καθώς επίσης και ότι το άνω άκρο στις δύο περιπτώσεις είναι

πολύ κοντά (20 m/s πριν το χειρουργείο και 19 m/s μετά). Αυτό αποδεικνύει πως η μέθοδος που έχει χρησιμοποιηθεί κυρίως στις μέχρι τώρα μελέτες υστερεί στην ακρίβεια της. Επιπλέον, σε προηγούμενη δημοσιευμένη μελέτη, η οποία βασίζεται σε πειραματικές τιμές της ταχύτητας διάδοσης κύματος στην αορτή σκύλων (Khir A.W. et al., 2004) γίνεται σύγκριση των τιμών της PWV που υπολογίζονται με την μέθοδο foot-to-foot και PV-Loop. Από την ανάλυση προκύπτει πως η μέση διαφορά των αποτελεσμάτων των δύο μεθόδων είναι 2% για την ανιούσα αορτή και 20% για όλο το μήκος της αορτής. Η ταχύτητα διάδοσης που δίνεται από την foot-to-foot μέθοδο είναι σταθερά μεγαλύτερη από την τοπική ταχύτητα διάδοσης που προκύπτει από την PV-Loop μέθοδο. Συγκρίνοντας τις ακραίες τιμές του πίνακα 5.2.6 με τις τιμές που λαμβάνει η ταχύτητα διάδοσης κύματος στην συγκεκριμένη μελέτη με βάση την μέθοδο PV-Loop, φαίνεται πως για τα διαστήματα υπάρχει τομή. Τα αποτελέσματα της εργασίας αυτής συμφωνούν με αποτελέσματα άλλων παρόμοιων μελετών και είναι πιο ακριβή. Ωστόσο, είναι σημαντικό να αναφερθεί πως διαφορετικές μέθοδοι υπολογισμού της PWV είναι πιθανόν να οδηγήσουν σε διαφορετικά αποτελέσματα. Για παράδειγμα, σύμφωνα με τους Khir A.W., Zambanini A. και Parker K.H. το 2004 μετά από σύγκριση των τιμών της PWV μεταξύ των μεθόδων foot-to-foot και PV-Loop προέκυψε πως υπάρχουν διαφορές. Συνεπώς, η σύγκριση των τιμών δεν μπορεί να θεωρεί πλήρως αξιόπιστη.

### 5.3 Περιορισμοί και προτάσεις για μελλοντική μελέτη

Στην εργασία αυτή περιγράφηκαν και παρουσιάστηκαν οι μέθοδοι και τα αποτελέσματα της έρευνας που ακολουθήθηκαν, με απώτερο στόχο την σύγκριση των τιμών της ταχύτητας διάδοσης του παλμικού αρτηριακού κύματος στην περιοχή ανευρύσματος κοιλιακής αορτής ασθενών πριν και μετά την αποκατάσταση με την τεχνική EVAR. Για την διεξαγωγή αυτής της έρευνας, έγιναν ορισμένες υποθέσεις και παραδοχές οι οποίες θέτουν κάποιους περιορισμούς στην γενίκευση των αποτελεσμάτων. Παρακάτω θα αναφερθούν οι απλοποιήσεις που έγιναν στην παρούσα μελέτη και θα προταθούν τρόποι βελτίωσης σε επόμενες σχετικές μελέτες.

Αρχικά, ο πληθυσμός της μελέτης δεν παρουσιάζει ισορροπία ως προς τη μεταβλητή του φύλου. Η πλειοψηφία, με ποσοστό 86,96%, εκπροσωπείται από άντρες. Συνεπώς, τα αποτελέσματα δε μπορούν να επεκταθούν στο γενικό πληθυσμό, δεδομένων των επιδράσεων που υποεκροσωπούμενες και υπερεκροσωπούμενες μεταβλητές προκαλούν στις βάσεις δεδομένων (Jarkowicz, 2000). Ο περιορισμός αυτής της ανομοιομορφίας του πληθυσμού μπορεί να αντιμετωπιστεί με δύο τρόπους. Πρώτον, θα μπορούσε από την αρχή να έχει επιλεγεί πληθυσμός με ίσο αριθμό ανδρών και γυναικών στο σύνολο του και η επεξεργασία των αποτελεσμάτων να γίνει με τις κλασικές μεθόδους. Ωστόσο, εξαιτίας της επιδημιολογίας της νόσου στον πληθυσμό, αυτή εμφανίζεται με σημαντικά μεγαλύτερη συχνότητα στους άνδρες απ' ότι στις

γυναίκες, γεγονός το οποίο θα απαιτούσε μια ιδιαίτερα μεγάλη χρονική περίοδο για τη συλλογή των κλινικών δεδομένων. Ο δεύτερος τρόπος αφορά στην προεπεξεργασία της βάσης δεδομένων με χρήση αλγόριθμου εξισορρόπησης ως προς συγκεκριμένη/συγκεκριμένες μεταβλητές. Ένας τέτοιος αλγόριθμος είναι ο αλγόριθμος SMOTE (Synthetic Minority Over-Sampling Technique) (Chawla et al., 2002), ο οποίος χρησιμοποιεί διάφορες τεχνικές ώστε να προκληθεί ομοιογένεια στη βάση δεδομένων ως προς μια συγκεκριμένη μεταβλητή, με αποδεδειγμένη αποτελεσματικότητα.

Επιπλέον, μολονότι οι κυματομορφές της ταχύτητας καταγράφηκαν με τη μέθοδο της υπερηχοτομογραφικής απεικόνισης, η οποία αποτελεί τη πιο συνηθισμένη μέθοδο στην καθημερινή κλινική πράξη, ωστόσο δεν είναι η πιο αξιόπιστη για τη λήψη του συγκεκριμένου σήματος. Επομένως, οι ανακρίβειες στις μετρήσεις της ταχύτητας του αίματος έχουν ως συνέπεια την εισαγωγή σφαλμάτων στα διαγράμματα πίεσης-ταχύτητας στα οποία βασίζεται ολόκληρη η έρευνα. Για καλύτερη ποιότητα δεδομένων θα μπορούσε να έχει γίνει χρήση αισθητήρων που τοποθετούνται επεμβατικά εντός του αγγείου για την καταγραφή των ενδοαυλικών ταχυτήτων στην περιοχή ενδιαφέροντος (Payen D.M. et al., 1990). Ωστόσο, το οικονομικό κόστος της αντίστοιχης μελέτης, αλλά και το υγειονομικό εξαιτίας του επεμβατικού χαρακτήρα της μεθόδου αυτής, θα αυξανόταν και πιθανόν να μην ήταν εφικτό να αναπαραχθεί το ερευνητικό πρωτόκολλο.

Οι εξατομικευμένες κυματομορφές πίεσης και ταχύτητας που εξήχθησαν στην παρούσα εργασία μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως οριακές συνθήκες για την επίλυση του πεδίου ροής του αίματος εντός της εξατομικευμένης γεωμετρίας του κάθε ασθενούς. Η εξατομικευμένη γεωμετρία της αορτής του κάθε ασθενή με ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής μπορεί να εξαχθεί μέσω αναδόμησης από τα αρχεία των αξονικών τομογραφιών τους. Κατά αυτό τον τρόπο μπορεί να γίνει επίλυση μέσω CFD των αιμοδυναμικών παραμέτρων εξατομικευμένα του κάθε ασθενούς, βασιζόμενη αποκλειστικά σε εξατομικευμένες οριακές συνθήκες επιβαλλόμενες στην αντίστοιχη γεωμετρία.

Αναφορικά με την μέθοδο PV-loop για τον υπολογισμό της ταχύτητας διάδοσης του κύματος, έχει γίνει η παραδοχή πώς για το χρονικό διάστημα της πρώιμης συστολής όπου ενδιαφέρει η κλίση του γραμμικού τμήματος του βρόχου, δεν υπάρχουν ανακλώμενα κύματα. Από βιβλιογραφικές αναφορές, έχει διαπιστωθεί πως η ύπαρξη ανακλώμενων κυμάτων προκαλεί υπερτίμηση των τιμών της PWV με την μέθοδο PV-loop και πως αυτές οι ανακλάσεις είναι δυνατόν να υπάρχουν ακόμα και κατά τη διάρκεια του γραμμικού τμήματος της πρώιμης συστολής (Swillens A. et al., 2008), (Segers P. et al., 2014). Τέτοια ανακλώμενα κύματα μπορούν να δημιουργηθούν εξαιτίας της εγγύτητας του σημείου μέτρησης με τα σημεία ανάκλασης, όπως στον

καρωτιδικό διχασμό, καθώς υπάρχει και η πιθανότητα να διατηρείται η επίδραση των συνεχόμενων ανακλώμενων κυμάτων του προηγούμενου καρδιακού κύκλου. Οι πιθανές συνέπειες αυτών των φαινομένων, προκαλούν την εσφαλμένη ευθυγράμμιση των σημάτων πίεσης και ταχύτητας λόγω της καμπυλόγραμμης στην πρώιμη συστολή σχέση τους και την ανακριβή εκτίμηση της ταχύτητας κύματος. Επομένως, απαιτείται περεταίρω μελέτη σχετικά με την επιβεβαίωση της εκτίμησης πως δεν συμβαίνουν ανακλάσεις στην πρώιμη συστολική φάση εφόσον θα χρησιμοποιηθεί η μέθοδος PV-Loop. Μέχρι στιγμής αυτή η εκτίμηση αποτελεί μία παραδοχή.

Τέλος, η σύγκριση των τιμών της έρευνας με άλλες βιβλιογραφικές μελέτες δεν είναι απόλυτα αξιόπιστη καθώς όλες οι μελέτες βασίζονται σε διαφορετικές μεθόδους υπολογισμού της PWV και όχι στην PV-Loop μέθοδο. Αυτό μπορεί να οδηγεί σε στατιστικά σημαντικά διαφορετικά αποτελέσματα και συνεπώς προτείνεται να γίνουν περισσότερες έρευνες σαν και την παρούσα, όπου η ταχύτητα διάδοσης του κύματος στην περιοχή ανευρύσματος κοιλιακής αορτής θα υπολογίζεται με την μέθοδο PV-Loop σε ασθενείς πριν και μετά την αποκατάσταση με EVAR.

## 6 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Ασπρομάλλη Δ., Μουλακάκης Κ., Μαθιουλάκης Δ., Ράπτης Α., Τσαγγάρης Σ., Κακίσης Ι., Μανόπουλος Χ., (2021). Προσδιορισμός ταχύτητας διάδοσης κύματος παλμού αίματος πριν και μετά από ενδαγγειακή αποκατάσταση ασθενών με υπονεφρικό ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής. 9<sup>ο</sup> Πανελλήνιο Συνέδριο Βιοϊατρικής Τεχνολογίας, Θεσσαλονίκη 9-11 Σεπτεμβρίου 2021.

Καραγεωργοπούλου Θ. Δ., (2016). Μετρήσεις και συσχετισμός κυματομορφών ταχύτητας αίματος σε ασθενείς με ανεύρυσμα πριν και μετά την αποκατάσταση, Εργαστήριο Βιορευστομηχανικής & Βιοϊατρικής Τεχνολογίας ΕΜΠ, ΔΠΜΣ στη Βιοϊατρική Τεχνολογία Σχολής Μηχανολόγων Μηχανικών ΕΜΠ, Σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών & Η/Υ ΕΜΠ και Τμήμα Ιατρικής Σχολής Επιστημών Υγείας Πανεπιστημίου Πατρών, Διπλωματική Εργασία, σ.: 79.

Ξενάκης Α., (2010). Αιμοδυναμική Ανάλυση Πεδίων Ροής σε Ανεύρυσμα Κοιλιακής Αορτής και Ενδαγγειακό Μόσχευμα: Μελέτη σε Μοντέλο Πραγματικής Γεωμετρίας, Εργαστήριο Βιορευστομηχανικής & Βιοϊατρικής Τεχνολογίας, Σχολή Μηχανολόγων Μηχανικών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα, Διπλωματική Εργασία, σ.: 318.

Τσαγγάρης Σ. και Μανόπουλος Χ., (2016). Βιορευστομηχανική και Βιοϊατρική Τεχνολογία. Αθήνα: Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο.

Τσακλιώτης Σ., (2012). Δείκτες αναερόβιου μεταβολισμού και νεφρικής λειτουργίας σε ενδαγγειακές αποκαταστάσεις ανευρυσμάτων θωρακικής και κοιλιακής αορτής. Διδακτωρική Διατριβή . Θεσσαλονίκη: Ιατρική Σχολή Αριστοτέλειου Πανεπιστημίου Θεσσαλονίκης.

Abbas Aabeera, Ceceljab Marina, Hussainc Tarique, Greilc Gerald, Modaraia Bijan, Walthama Matthew, Chowienczyk Philip J.,y, and Smith Alberto, (2015). Thoracic but not abdominal phase contrast magnetic resonance-derived aortic pulse wave velocity is elevated in patients with abdominal aortic aneurysm. J. Hypertens 33:1032–1038.

Aguado-Sierra J., Parker K.H., Davies J.E., Francis D., Hughes A.D., Mayet J., (2006). Arterial pulse wave velocity in coronary arteries. Proceedings of the 28th IEEE, EMBS Annual International Conference. New York City, USA

Alastruey Jordi, (2011). Numerical assessment of time-domain methods for the estimation of local arterial pulse wave speed. Journal of Biomechanics 44: 885 - 891.



American College of Cardiology/American Heart Association.,(2006). ACC/AHA 2005 Practice Guidelines for the Management of Patients With Peripheral Arterial Disease (Lower Extremity, Renal, Mesenteric, and Abdominal Aortic). *Circulation* , e463-654.

Bailey Marc A., Davies Jennifer M., Griffin Kathryn J., Bridge Katherine I., Johnson Anne B., Sohrabi Soroush, Baxter Paul D. and Scott D. Julian A., (2014). Carotid-femoral pulse wave velocity is negatively correlated with aortic diameter. *Hypertension Research* 37, 926–932.

Borlotti Alessandra, Khir Ashraf W., Rietzschel Ernst R., De Buyzere Marc L., Vermeersch Sebastian and Segers Patrick, (2012). Noninvasive determination of local pulse wave velocity and wave intensity: changes with age and gender in the carotid and femoral arteries of healthy human. *J Appl Physiol* 113: 727–735.

Chawla N.V. et al., (2002). SMOTE: Synthetic Minority Over-Sampling Technique. *Journal of Artificial Intelligence Research* , 16, 321-357.

Ching Wei Lee, Shih Hsien Sunga, Chun Ku Chen, I Ming Chenc, Hao Min Chenga, Wen Chung Yua, Chun Che Shihc, and Chen Huan Chen, (2013). Measures of carotid-femoral pulse wave velocity and augmentation index are not reliable in patients with abdominal aortic aneurysm. *Journal of Hypertension* 31:1853–1860

Cronenwett J. and Johnston K., (2014). *Rutherford's Vascular Surgery*. Philadelphia: Elsevier Saunders.

Cuomo Federica, Roccabianca Sara, Dillon-Murphy Desmond, Xiao Nan, Humphrey Jay D., Figueroa C. Alberto, (2017). Effects of age-associated regional changes in aortic stiffness on human hemodynamics revealed by computational modeling, *PLoS ONE* 12(3): e0173177. doi:10.1371/journal.pone.0173177

Durmus Ismet, Kazaz Zeynep, Altun Gokalp, Cansu Aysegul, (2014). Augmentation index and aortic pulse wave velocity in patients with abdominal aortic aneurysms. *Int J Clin Exp Med* 7(2): 421-425.

Fraser K.H. et al., (2007). Characterization of an abdominal aortic velocity waveform in patients with abdominal aortic aneurysm. *Ultrasound in Medicine & Biology* , 34 (1), 73-80.

Fuster V., Walsh R. and Harrington R., (2011). *Hurst's The Heart*. New York: McGrawHill Education.

Hacham Wisam S and Khir Ashraf W, (2019). The speed, reflection and intensity of waves propagating in flexible tubes with aneurysm and stenosis: Experimental investigation.

Holdsworth D.W. et al., (1999). Characterization of common carotid artery blood-flow waveforms in normal human subjects. *Physiological Measurement* , 20, 219-40.

Hughes A.D. and Parker K.H., (2009). Forward and backward waves in the arterial system: impedance or wave intensity analysis. *Med Biol Eng Comput* 47:207–210.

Japkowicz N., (2000). The class imbalance problem: Significances and strategies. 2000 International Conference on Artificial Intelligence. Las Vegas.

Jonathan P. Mynard, Avinash Kondiboyina, Remi Kowalski, Michael M. H. Cheung and Joseph J. Smolich, (2020). Measurement, Analysis and Interpretation of Pressure/Flow Waves in Blood Vessels. *Frontiers in Physiology*.

Kadoglou N.P., Moulakakis K.G., Papadakis I., Ikonomidis I., Alepaki M., Lekakis J., Liapis C.D., (2012). Changes in aortic pulse wave velocity of patients undergoing endovascular repair of abdominal aortic aneurysms. *J. Endovasc. Ther* 19: 661–666.

Kadoglou Nikolaos P., Papadakis Ioannis, Moulakakis Konstantinos G., Ikonomidis Ignatios, Alepaki Maria, Moustardas Petros, Lampropoulos Stylianos, Karakitsos Petros, Lekakis John, Liapis Christos D., (2012). Arterial stiffness and novel biomarkers in patients with abdominal aortic aneurysms. *Regulatory Peptides* 179: 50–54.

Khir A.W., Zambanini A., Parker K.H., (2004). Local and regional wave speed in the aorta: effects of arterial occlusion. *Medical Engineering & Physics* 26: 23–29.

Khir A.W., O'Brien A., Gibs S., Parker K.H., (2001). Determination of wave speed and wave separation in the arteries. *Journal of Biomechanics* 34: 1145–1155.

Kotsikoris MD, PhD, MSc, (2019). Ανεύρησμα Κοιλιακής Αορτής: <https://kotsikoris.gr/artiriakes-pathiseis/aneurisma-koiliakis-aortis/>Lasheras, J., (2007). The Biomechanics of Arterial Aneurysms. *Annual Review of Fluid Mechanics* , 39, 293-319.

Masuda Takashi, MD; Kiyotaka Sato, MD; Shin-ichiro Yamamoto, MD; Narihisa Matsuyama, MD; Takao Shimohama, MD; Atsuhiko Matsunaga, PhD; Shuichi Obuchi, PhD; Yoshitaka Shiba, MS; Shinobu Shimizu, MS; Tohru Izumi, MD, (2002). Sympathetic Nervous Activity and Myocardial Damage Immediately After Subarachnoid Hemorrhage in a Unique Animal Model; *Stroke*,33: 1671-1676.

Mylonas Spyridon N., MD, MSc, PhD, Moulakakis Konstantinos G., MD, MSc, PhD, Kadoglou Nikolaos, MD, PhD, Antonopoulos Constantinos, MD, MSc, PhD, Kotsis Thomas E., MD, PhD, Kakisis John, MD, PhD, Katsenis Konstantinos, MD, PhD, and Liapis Christos, MD, PhD, (2021). Arterial Stiffness Assessed by Cardio-Ankle Vascular Index in Patients With Abdominal Aortic Aneurysm and Its Alterations After Treatment. Original Article.

Nirmalan Mahesh, Dark Paul M., (2014). Broader applications of arterial pressure wave form analysis. Oxford University Press, British Journal of Anaesthesia; 285-290

Noordergraaf A., Horema H. W., (1958). Numerical Evaluation of Volume Pulsations in Man I. The Basic Formula, IOPscience; 1958 Phys. Med. Biol. 3 51

Noordergraaf A., Horema H. W., (1958). Numerical Evaluation of Volume Pulsations in Man II. Calculated Volume Pulsations of Forearm and Calf, IOPscience; 1958 Phys. Med. Biol. 3 59

Paraskevas Kosmas I., Bessias Nikolaos, Psathas Chrysovalantis, Akridas Konstantinos, Dragios Theodoros, Nikitas Georgios, Andrikopoulos Vassilios, Mikhailidis Dimitri P. and Kyriakides Zenon S., (2009). Evaluation of Aortic Stiffness (Aortic Pulse–Wave Velocity) Before and After Elective Abdominal Aortic Aneurysm Repair Procedures: A Pilot Study. The Open Cardiovascular Medicine Journal 3: 173-175.

Payen D.M., Fratacci M.D., Dupuy P., Gatecel C., Vigouroux C., Ozier Y, Houssin D., Chapuis Y., (1990). Portal and hepatic arterial blood flow measurements of human transplanted liver by implanted Doppler probes: interest for early complications and nutrition. Surgery 1990; 107:417-27.

Polak P., (2012). Introduction to Vascular Ultrasonography 6th Edition. Philadelphia: Elsevier Saunders.

Ronny X. Li, Jianwen Luo, Sandhya K. Balaram, Farooq A. Chaudhry, Danial Shahmirzadi, and Elisa E. Konofagou, (2013). Pulse Wave Imaging (PWI) in Normal, Hypertensive and Aneurysmal Human Aortas In Vivo: A Feasibility Study. Phys Med Biol. 58(13): 4549–4562.

Sakalihasan N. et al., (2005). Abdominal aortic aneurysm. Lancet , 365, 1577-89.

Segers Patrick, Kips Jan, Trachet Bram, Swillens Abigail, Vermeersch Sebastian, Mahieu Dries, Rietzschel Ernst, Buyzere Marc De, Bortel Luc Van, (2009). Limitations and pitfalls of non-invasive measurement of arterial pressure wave reflections and pulse wave velocity. Artery Research 3: 79 – 88.

- Sourabh A. et al., (2011). Abdominal aortic aneurysm: A comprehensive review. *Experimental & Clinical Cardiology*, 16 (1), 11-5.
- Swalen M.J.P., Khir A.W., (2009). Resolving the time lag between pressure and flow for the determination of local wave speed in elastic tubes and arteries. *Journal of Biomechanics* 42: 1574–1577.
- Swillens A., Lanoye L., De Backer J., Stergiopoulos N., Verdonck P. R., Vermassen F., et al., (2008). Effect of an abdominal aortic aneurysm on wave reflection in the aorta. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 55, 1602–1611.
- Tortora G. and Derrickson B., (2009). *Principles of Anatomy and Physiology* 12th Edition. Wiley.
- Turkbey E.B. et al., (2014). Determinants and normal values of ascending aortic diameter by age, gender, and race/ethnicity in the Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis (MESA). *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2014. 39(2): p. 360-368.
- Wang Tianqi, Jin Weiwei, Liang Fuyou and Alastruey Jordi, (2021). Machine Learning-Based Pulse Wave Analysis for Early Detection of Abdominal Aortic Aneurysms Using In Silico Pulse Waves. *Symmetry* 13, 804.
- Westerhof Nicolaas, Stergiopoulos Nikolaos, Noble Mark I.M., (2010). Snapshots of Hemodynamics – Sond Edition. p: 143 – 153.
- Westerhof N. et al., (1969). Analog studies of the human systemic arterial tree. *Journal of Biomechanics*, 1969. 2(2): p. 121-143.
- W. Nichols, M.F O' Rourke, Ch. Vlachopoulos., (2011). *McDonald's Blood Flow in Arteries Theoretical, Experimental and Clinical Principles*, Sixth Edition: p. 64-75.

## 7 ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΕΙΚΟΝΩΝ – ΣΧΗΜΑΤΩΝ – ΠΙΝΑΚΩΝ

### ΕΙΚΟΝΕΣ

ΕΙΚΟΝΑ 2.1.1 ΤΑ ΚΥΡΙΑ ΔΟΜΙΚΑ ΜΕΡΗ ΤΗΣ ΑΝΘΡΩΠΙΝΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ.....	4
ΕΙΚΟΝΑ 2.1.2 ΔΟΜΗ ΑΡΤΗΡΙΑΣ, ΦΛΕΒΑΣ ΚΑΙ ΤΡΙΧΟΕΙΔΟΥΣ ΑΓΓΕΙΟΥ (TORTORA G. AND DERRICKSON B., 2009).....	6
ΕΙΚΟΝΑ 2.1.3 ΒΑΣΙΚΑ ΒΗΜΑΤΑ ΤΟΥ ΚΑΡΔΙΑΚΟΥ ΚΥΚΛΟΥ .....	8
ΕΙΚΟΝΑ 2.2.1 ΚΛΑΔΟΙ ΤΗΣ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ (TORTORA G. AND DERRICKSON B., 2009).....	9
ΕΙΚΟΝΑ 2.2.2 Α. ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΗ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΑΙΜΑΤΟΣ ΣΕ ΠΕΡΙΟΧΗ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΚΟΝΤΑ ΣΤΗΝ ΚΑΡΔΙΑ ΜΕ ΜΙΚΡΕΣ ΑΝΤΙΣΤΑΣΕΙΣ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΔΙΑΣΤΟΛΗ Β. ΤΥΠΙΚΗ ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΗ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΑΙΜΑΤΟΣ ΤΗΣ ΠΕΡΙΦΕΡΕΙΑΣ (ΡΟΛΑΚ Ρ., 2012).....	11
ΕΙΚΟΝΑ 2.2.3 ΑΡΤΗΡΙΑΚΗ ΠΙΕΣΗ ΤΟΥ ΑΙΜΑΤΟΣ ΜΕΣΑ ΣΤΟ ΑΡΤΗΡΙΑΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ, ΑΠΟ ΤΗΝ ΑΡΙΣΤΕΡΗ ΚΟΙΛΙΑ ΜΕΧΡΙ ΤΑ ΤΡΙΧΟΕΙΔΗ ΑΓΓΕΙΑ (TORTORA G. AND DERRICKSON B., 2009).....	11
ΕΙΚΟΝΑ 2.4.1 ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΕΣ ΠΙΕΣΗΣ ΣΕ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΠΕΡΙΟΧΕΣ ΚΑΤΑ ΜΗΚΟΣ ΤΟΥ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟΥ ΑΡΤΗΡΙΑΚΟΥ ΔΕΝΤΡΟΥ. Η ΧΡΟΝΙΚΗ ΚΑΘΥΣΤΕΡΗΣΗ ΤΩΝ ΕΛΑΧΙΣΤΩΝ ΔΙΑΙΡΕΜΕΝΗ ΜΕ ΤΙΣ ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΕΣ ΑΠΟΣΤΑΣΕΙΣ ΔΙΝΕΙ ΤΗΝ ΤΑΧΥΤΗΤΑ ΔΙΑΔΟΣΗΣ ΤΟΥ ΚΥΜΑΤΟΣ (WESTERHOF N. ET AL., 2010).....	16
ΕΙΚΟΝΑ 2.4.2 ΕΝΔΕΙΚΤΙΚΑ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΑ P(T), V(T) ΚΑΙ PV-LOOP ΑΠΟ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΣΕ ΔΙΑΤΑΞΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ (KHIR A.W. ET AL., 2001).....	17
ΕΙΚΟΝΑ 2.4.3 PV-LOOP (Α), LV-DV-LOOP (Β), QA-LOOP (Γ) ΚΑΙ D2P-LOOP (Δ) ΣΕ ΠΕΡΙΟΧΗ ΣΤΗΝ ΘΩΡΑΚΙΚΗ ΑΟΡΤΗ (ALASTRUEY J., 2011).....	19
ΕΙΚΟΝΑ 2.5.1 ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ (U.S. NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE). .....	21
ΕΙΚΟΝΑ 2.5.2 ΤΥΠΟΙ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ (STANFORD HEALTH CARE.ORG, <a href="https://stanfordhealthcare.org/medical-conditions/blood-heart-circulation/thoracic-aortic-aneurysm/types.html">HTTPS://STANFORDHEALTHCARE.ORG/MEDICAL-CONDITIONS/BLOOD-HEART-CIRCULATION/THORACIC-AORTIC-ANEURYSM/TYPES.HTML</a> ).....	22
ΕΙΚΟΝΑ 2.5.3 ΚΑΤΑΤΑΞΗ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΩΝ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ΚΑΤΑ ALLENBERG (ΑΝΩ) ΚΑΙ ΚΑΤΑ EUROSTAR (ΚΑΤΩ) (ΤΣΑΚΙΛΙΩΤΗΣ Σ., 2012).....	26
ΕΙΚΟΝΑ 2.5.4 ΕΝΔΑΓΓΕΙΑΚΗ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ (VASCULAR HEALTH.GR, <a href="https://www.vascularhealth.gr/en/vascular-procedures/abdominal-aortic-aneurysm-endovascular-repair-evar">HTTPS://WWW.VASCULARHEALTH.GR/EN/VASCULAR-PROCEDURES/ABDOMINAL-AORTIC-ANEURYSM-ENDOVASCULAR-REPAIR-EVAR</a> ).....	29
ΕΙΚΟΝΑ 3.1.1 ΑΝΑΛΩΣΙΜΟΙ ΜΟΡΦΟΤΡΟΠΕΙΣ ΠΙΕΣΗΣ TruWave ΤΗΣ EDWARDS (DISPOSABLE PRESSURE TRANSDUCERS). .....	34
ΕΙΚΟΝΑ 3.1.2 ΑΠΟΣΤΕΙΡΩΜΕΝΟ ΣΕΤ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗΣ ΠΙΕΣΗΣ ΤΗΣ EDWARDS (PRESSURE MONITORING SET).....	34
ΕΙΚΟΝΑ 3.1.3 ΑΝΑΛΟΓΙΚΟΣ-ΨΗΦΙΑΚΟΣ ΜΕΤΑΤΡΟΠΕΑΣ (ANALOG TO DIGITAL CONVERTER, ADC) QUANTUM <sup>X</sup> MX440A ΤΗΣ HBM (HOTTINGER BALDWIN MESSTECHNIK GMBH) ΤΕΣΣΑΡΩΝ ΚΑΝΑΛΙΩΝ ΓΙΑ ΤΗ ΛΗΨΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ.....	35
ΕΙΚΟΝΑ 3.1.4(Α) ΦΟΡΗΤΟΣ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΟΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΗΣ (LAPTOP TOSHIBA SATELLITE C855-2CK). (Β) ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΤΩΝ ΧΡΟΝΟΣΕΙΡΩΝ ΤΗΣ ΠΙΕΣΗΣ ΚΑΙ ΤΟΥ ΗΚΓ ΜΕΣΩ ΤΟΥ ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΝΤΟΣ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟΥ CATMANEASY VER.:3.4.2.52 ΤΗΣ ΕΤΑΙΡΕΙΑΣ HBM.....	36
ΕΙΚΟΝΑ 3.1.5 ΔΙΑΤΑΞΗ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΥΡΕΣΗ ΤΗΣ ΚΑΜΠΥΛΗΣ ΒΑΘΜΟΝΟΜΗΣΗΣ ΤΩΝ ΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ ΠΙΕΣΗΣ TruWave ΤΗΣ EDWARDS. ....	37
ΕΙΚΟΝΑ 3.1.6(Α) ΤΜΗΜΑ ΤΗΣ ΒΑΘΜΟΝΟΜΗΜΕΝΗΣ ΣΤΗΛΗΣ ΥΔΑΤΟΣ. (Β) ΤΡΕΙΣ ΑΠΟ ΤΟΥΣ ΤΕΣΣΕΡΙΣ ΑΙΣΘΗΤΗΡΕΣ ΤΟΠΟΘΕΤΗΜΕΝΟΙ ΣΤΟ ΕΠΙΠΕΔΟ ΑΝΑΦΟΡΑΣ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ ΤΗΣ ΠΙΕΣΗΣ .....	38
ΕΙΚΟΝΑ 3.1.7 ΚΑΜΠΥΛΗ ΒΑΘΜΟΝΟΜΗΣΗΣ ΤΕΣΣΑΡΩΝ ΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ ΠΙΕΣΗΣ TruWave ΤΗΣ EDWARDS. ΤΟ ΑΝΩ ΚΑΙ ΚΑΤΩ ΟΡΙΟ ΤΗΣ ΑΝΑΔΡΟΜΗΣ ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΖΕΤΑΙ ΠΡΟΣΘΕΤΟΝΤΑΣ Η ΑΦΑΙΡΩΝΤΑΣ ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΑ ΑΠΟ ΤΗ ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ ΤΗΣ ΚΛΙΣΗΣ $h'_m$ ΤΟ ΣΥΝΟΛΙΚΟ ΣΦΑΛΜΑ ΚΛΙΣΗΣ $e_{h'}$ .....	39
ΕΙΚΟΝΑ 3.1.8(Α) ΦΟΡΗΤΟΣ ΥΠΕΡΧΟΓΡΑΦΟΣ LOGIQ Ε ΤΗΣ GENERAL ELECTRIC HEALTHCARE. (Β) Όψη του φορητού υπερχογραφήου σε ειδικό τροχήλατο του ιδίου κατασκευαστικού οίκου. (Γ) Απεικόνιση καταγραφής των χρονοσειρών του φασματος της ταχύτητας ροής του αίματος με ταυτόχρονη καταγραφή του ΗΚΓ. (Δ) Καταγραφή του φασματος της ταχύτητας ροής του αίματος σε ασθενή εν ώρα χειρουργείου.....	47
ΕΙΚΟΝΑ 3.1.9 ΚΑΤΑΓΡΑΦΕΣ ΦΑΣΜΑΤΩΝ ΤΗΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΡΟΗΣ ΤΟΥ ΑΙΜΑΤΟΣ ΜΕ ΤΑΥΤΟΧΡΟΝΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΗΣ ΚΑΜΠΥΛΗΣ ΙΧΝΟΥΣ ΤΗΣ ΜΕΣΗΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ (TAMEAN Η TAV). (Α) Μικρο δείγμα όγκου (SAMPLE VOLUME Η RANGE GATE) ΣΤΟ ΚΕΝΤΡΟ ΤΗΣ ΑΟΡΤΗΣ. (Β) Μεγάλο δείγμα όγκου σε όλη τη διατομή της αορτής.....	47
ΕΙΚΟΝΑ 3.1.10 ΕΓΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΤΩΝ ΔΥΟ ΔΙΑΤΑΞΕΩΝ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΚΑΤΑ ΤΗ ΔΙΑΡΚΕΙΑ ΕΝΟΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟΥ (ΦΑΣΜΑΤΟΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΡΟΗΣ ΤΟΥ ΑΙΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΑΙΜΑΤΗΡΩΝ ΠΙΕΣΕΩΝ).....	49

ΕΙΚΟΝΑ 3.2.1 ΠΑΡΑΔΕΙΓΜΑ ΥΠΕΡΧΟΤΟΜΟΓΡΑΦΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΤΗΣ ΡΟΗΣ ΤΟΥ ΑΙΜΑΤΟΣ ΥΠΟΝΕΦΡΙΚΑ ΣΤΗΝ ΚΟΙΛΙΑΚΗ ΑΟΡΤΗ ΠΡΙΝ ΤΟ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑ. Ο ΟΡΙΖΟΝΤΙΟΣ ΑΞΟΝΑΣ ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΕΙ ΣΤΟ ΧΡΟΝΟ ΚΑΙ ΜΕΤΡΑΤΑΙ ΣΕ SEC ΕΝΩ Ο ΚΑΘΕΤΟΣ ΣΤΗΝ ΤΑΧΥΤΗΤΑ ΚΑΙ ΜΕΤΡΑΤΑΙ ΣΕ CM/SEC. ....	51
ΕΙΚΟΝΑ 3.2.2 ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ ΔΙΑΧΩΡΙΣΜΟΥ ΤΟΥ ΦΑΣΜΑΤΟΣ ΤΗΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΡΟΗΣ ΤΟΥ ΑΙΜΑΤΟΣ ΣΕ ΧΩΡΙΣΤΟΥΣ ΚΑΡΔΙΑΚΟΥΣ ΚΥΚΛΟΥΣ ΒΑΣΕΙ ΤΟΥ ECG. ΌΠΩΣ ΕΙΝΑΙ ΦΑΝΕΡΟ, Ο ΚΑΡΔΙΑΚΟΣ ΚΥΚΛΟΣ ΕΧΕΙ ΩΣ ΣΗΜΕΙΟ ΕΚΚΙΝΗΣΗΣ ΤΟ ΕΙΚΟΝΟΣΤΟΙΧΕΙΟ ΠΟΥ ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΕΙ ΣΤΗΝ R ΚΟΡΥΦΗ ΤΟΥ ECG ΚΑΙ ΩΣ ΣΗΜΕΙΟ ΤΕΡΜΑΤΙΣΜΟΥ ΤΟ ΤΕΛΕΥΤΑΙΟ ΕΙΚΟΝΟΣΤΟΙΧΕΙΟ ΑΜΕΣΩΣ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΕΠΟΜΕΝΗ R ΚΟΡΥΦΗ ΑΥΤΟΥ. ....	52
ΕΙΚΟΝΑ 3.2.3 Η ΚΑΜΠΥΛΗ ΤΗΣ ΜΕΣΗΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΡΟΗΣ ΤΟΥ ΑΙΜΑΤΟΣ ΠΟΥ ΠΡΟΚΥΠΤΕΙ ΑΠΟ ΚΑΤΑΛΛΗΛΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΤΟΥ ΦΑΣΜΑΤΟΣ ΤΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ 3.2.2 ΜΕ ΚΩΔΙΚΑ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΑΣ ΓΡΑΜΜΕΝΟ ΣΤΟ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ ΜΑΤLAB ΤΗΣ ΜΑΤHWORKS. ....	53
ΕΙΚΟΝΑ 3.2.4 Η ΕΞΑΓΩΓΗ ΤΗΣ ΜΕΣΗΣ ΚΑΜΠΥΛΗΣ ΣΕ ΕΝΑΝ ΠΛΗΘΥΣΜΟ ΜΕ ΑΠΛΗ ΥΠΕΡΘΕΣΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΕΙ ΩΣ ΒΑΘΥΠΕΡΑΤΟ ΦΙΛΤΡΟ (HOLDSWORTH D.W. ET AL., 1999).....	54
ΕΙΚΟΝΑ 3.2.5 ΘΕΣΕΙΣ ΤΩΝ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΣΗΜΕΙΩΝ ΣΕ ΕΝΑ ΠΑΡΑΔΕΙΓΜΑ ΑΣΘΕΝΗ (FRASER K.H. ET AL., 2007). ....	55
ΕΙΚΟΝΑ 3.2.6 ΤΑΣΗ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΚΑΜΠΥΛΕΣ ΠΙΕΣΗΣ ΣΤΗΝ ΠΕΡΙΟΧΗ ΤΗΣ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ. ΑΟΡ: ABDOMINAL AORTIC PRESSURE (TAKASHI M. ET AL., 2002). ....	57
ΕΙΚΟΝΑ 3.2.7 ΧΡΟΝΙΚΗ ΔΙΑΦΟΡΑ ΜΕΠΣΤΟΥ ΠΙΕΣΗΣ ΚΑΙ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΡΟΗΣ ΑΙΜΑΤΟΣ ΣΤΗΝ ΑΟΡΤΗ (NIRMALAN M. AND DARK P.M., 2014). ....	57
ΕΙΚΟΝΑ 3.2.8 ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ Κ ΑΚΑΜΨΙΑΣ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ (ΙΑΑ: INFRANERAL ABDOMINAL AORTA) ΣΕ ΠΕΡΙΦΕΡΙΑΚΗ ΚΑΙ ΑΞΟΝΙΚΗ ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΗ (CΣΟΜΟ F. ET AL., 2017). ....	59
ΕΙΚΟΝΑ 3.2.9 ΧΡΟΝΙΚΗ ΚΑΘΥΣΤΕΡΗΣΗ ΤΗΣ ΑΝΟΔΟΥ ΠΙΕΣΗΣ ΚΑΤΑ ΜΗΚΟΣ ΤΗΣ ΑΟΡΤΗΣ (WESTERHOF N. ET AL., 2010). ....	61
ΕΙΚΟΝΑ 3.2.10 ΜΗΚΗ 10ΟΥ ΑΣΘΕΝΗ ΓΙΑ ΤΟΝ ΥΠΟΛΟΠΣΜΟ ΤΗΣ ΑΠΟΣΤΑΣΗΣ Δχ.....	63
ΕΙΚΟΝΑ 3.2.11 ΠΑΡΑΔΕΙΓΜΑ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ CC ΓΙΑ ΔΥΟ ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΕΣ (FROM WIKIPEDIA, THE FREE ENCYCLOPEDIA, <a href="https://en.wikipedia.org/wiki/Cross-correlation">HTTPS://EN.WIKIPEDIA.ORG/WIKI/CROSS-CORRELATION</a> ).....	64
ΕΙΚΟΝΑ 4.2.1 ΣΥΓΧΡΟΝΙΣΜΟΣ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ ΜΕ ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΗ ΠΙΕΣΗΣ ΣΤΗΝ ΑΟΡΤΗ ΓΙΑ ΤΟΝ 5ο ΑΣΘΕΝΗ....	73

## ΠΙΝΑΚΕΣ

ΠΙΝΑΚΑΣ 2.5.1 ΕΤΗΣΙΟΣ ΚΙΝΔΥΝΟΣ ΡΗΞΗΣ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ ΑΝΑΛΟΓΑ ΜΕ ΤΟ ΜΕΓΕΘΟΣ ΤΟΥ (ΚΟΤΣΙΚΟΡΙΣ Ι. G., 2019).....	25
ΠΙΝΑΚΑΣ 2.5.2 ΠΙΘΑΝΕΣ ΕΠΙΠΛΟΚΕΣ ΤΗΣ ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗΣ ΕΠΕΜΒΑΣΗΣ ΑΝΟΙΧΤΟΥ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ (ΚΟΤΣΙΚΟΡΙΣ Ι. G., 2019).....	27
ΠΙΝΑΚΑΣ 2.5.3 ΤΥΠΟΙ ΕΝΔΟΠΡΟΣΘΕΣΕΩΝ (ΒΕΝJAMIN M. JACKSON AND JEFFREY P. CARPENTER, 2009).....	29
ΠΙΝΑΚΑΣ 3.1.1 ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΥ ΚΑΜΠΥΛΩΝ ΒΑΘΜΟΝΟΜΗΣΗΣ ΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ.....	40
ΠΙΝΑΚΑΣ 3.1.2 ΑΝΑΠΤΥΣΣΟΜΕΝΗ ΜΕΓΙΣΤΗ ΑΔΙΑΣΤΑΤΗ ΔΙΑΦΟΡΑ ΤΑΣΗΣ ΚΑΤΑ ΤΗ ΒΑΘΜΟΝΟΜΗΣΗ ΤΩΝ ΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ. ....	41
ΠΙΝΑΚΑΣ 3.1.3 ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΥ ΚΑΜΠΥΛΗΣ ΒΑΘΜΟΝΟΜΗΣΗΣ ΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ. ....	45
ΠΙΝΑΚΑΣ 3.2.1 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΣΗΜΕΙΑ ΚΑΘΕ ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΗΣ (FRASER K.H. ET AL., 2007).....	55
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.1.1 ΔΙΑΘΕΣΙΜΑ ΑΙΜΟΔΥΝΑΜΙΚΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΑΣΘΕΝΩΝ. ....	70
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.1.2 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΠΛΗΘΥΣΜΟΥ ΜΕΛΕΤΗΣ. ....	71
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.1.3 ΕΝΔΕΙΚΤΙΚΑ ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΣΘΕΝΩΝ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ. ....	72
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.2.1 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΣΗΜΕΙΑ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΡΟΗΣ ΑΙΜΑΤΟΣ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΤΟΥ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ.....	74
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.2.2 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΣΗΜΕΙΑ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΡΟΗΣ ΑΙΜΑΤΟΣ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΤΟΥ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ.....	75
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.3.1 ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΓΙΑ ΤΟΝ ΥΠΟΛΟΠΣΜΟ ΤΗΣ PWV ΜΕ ΤΗΝ ΘΕΩΡΗΤΙΚΗ ΣΧΕΣΗ. ....	82
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.4.1 ΤΙΜΕΣ ΤΗΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΔΙΑΔΟΣΗΣ ΚΥΜΑΤΟΣ ΜΕ ΤΗΝ ΜΕΘΟΔΟ PV-LOOP ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ. ....	89
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.4.2 ΤΙΜΕΣ ΤΗΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΔΙΑΔΟΣΗΣ ΚΥΜΑΤΟΣ ΜΕ ΤΗΝ ΜΕΘΟΔΟ PV-LOOP ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ.....	90
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.4.3 ΕΥΡΗ ΤΙΜΩΝ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΔΙΑΔΟΣΗΣ ΚΥΜΑΤΟΣ, C.....	91
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.4.4 ΔΙΑΡΚΕΙΑ ΠΡΩΙΜΗΣ ΣΥΣΤΟΛΗΣ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ.....	92
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.4.5 ΔΙΑΡΚΕΙΑ ΠΡΩΙΜΗΣ ΣΥΣΤΟΛΗΣ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ.....	93
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.5.1 ΜΗΚΟΣ ΔΧ ΜΕΧΡΙ ΤΙΣ ΔΥΟ ΛΑΓΟΝΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ. ....	95
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.5.2 ΜΗΚΟΣ ΔΧ ΜΕΧΡΙ ΤΙΣ ΔΥΟ ΛΑΓΟΝΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ.....	96
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.5.3 ΧΡΟΝΙΚΗ ΔΙΑΦΟΡΑ ΔΤ ΕΛΑΧΙΣΤΩΝ ΠΙΕΣΗΣ ΜΕΤΑΞΥ ΑΟΡΤΗΣ ΚΑΙ ΛΑΓΟΝΙΩΝ ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ (FOOT-TO-FOOT).....	97
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.5.4 ΧΡΟΝΙΚΗ ΔΙΑΦΟΡΑ ΔΤ ΤΩΝ ΣΥΝΟΛΙΚΩΝ ΚΑΜΠΥΛΩΝ ΠΙΕΣΗΣ ΜΕΤΑΞΥ ΑΟΡΤΗΣ ΚΑΙ ΛΑΓΟΝΙΩΝ ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ (CROSS CORRELATION). ....	98
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.5.5 ΤΙΜΕΣ ΤΗΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΔΙΑΔΟΣΗΣ ΚΥΜΑΤΟΣ ΜΕ ΤΗΝ ΜΕΘΟΔΟ FOOT-TO-FOOT ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ. ....	100

ΠΙΝΑΚΑΣ 4.5.6 ΤΙΜΕΣ ΤΗΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΔΙΑΔΟΣΗΣ ΚΥΜΑΤΟΣ ΜΕ ΤΗΝ ΜΕΘΟΔΟ CROSS CORRELATION ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ.....	101
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.6.1 ΕΥΡΗ ΤΙΜΩΝ ΡWV ΓΙΑ ΚΑΘΕ ΜΕΘΟΔΟ.....	102
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.7.1 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗΣ ΔΟΚΙΜΗΣ T-TEST (PV-LOOP – ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ).....	107
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.7.2 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗΣ ΔΟΚΙΜΗΣ T-TEST (PV-LOOP – Γ.Π. ΠΡΩΙΜΗ ΣΥΣΤΟΛΗ ΟΛΟΚΛΗΡΟ ΤΟ ΤΜΗΜΑ).....	107
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.7.3 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗΣ ΔΟΚΙΜΗΣ T-TEST (PV-LOOP – Γ.Π. ΠΡΩΙΜΗ ΣΥΣΤΟΛΗ ΠΡΩΤΟ ΤΜΗΜΑ).....	107
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.7.4 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗΣ ΔΟΚΙΜΗΣ T-TEST (FOOT-TO-FOOT).....	108
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.7.5 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗΣ ΔΟΚΙΜΗΣ T-TEST (CROSS CORRELATION).....	108
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.7.6 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗΣ ΔΟΚΙΜΗΣ (MANN-WHITNEY U-TEST).....	108
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.8.1 ΔΙΑΤΟΜΗ ΤΟΥ ΑΥΧΕΝΑ ΤΟΥ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ.....	109
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.8.2 ΧΡΟΝΙΚΟ ΟΛΟΚΛΗΡΩΜΑ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΡΟΗΣ ΑΙΜΑΤΟΣ ΣΤΟΝ ΑΥΧΕΝΑ ΤΟΥ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ.....	110
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.8.3 ΧΡΟΝΙΚΟ ΟΛΟΚΛΗΡΩΜΑ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΡΟΗΣ ΑΙΜΑΤΟΣ ΣΤΟΝ ΑΥΧΕΝΑ ΤΟΥ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ.....	111
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.8.4 ΠΑΡΟΧΗ Q ΑΙΜΑΤΟΣ ΣΤΟΝ ΑΥΧΕΝΑ ΤΟΥ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ.....	112
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.8.5 ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ ΠΙΕΣΗΣ ΣΕ ΤΡΕΙΣ ΑΝΑΤΟΜΙΚΕΣ ΘΕΣΕΙΣ ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ.....	115
ΠΙΝΑΚΑΣ 4.8.6 ΕΥΡΗ ΤΗΣ ΜΕΣΗΣ ΤΙΜΗΣ ΤΩΝ ΠΙΕΣΕΩΝ ΣΕ ΤΡΕΙΣ ΑΝΑΤΟΜΙΚΕΣ ΘΕΣΕΙΣ.....	116
ΠΙΝΑΚΑΣ 5.2.1 ΠΟΣΟΣΤΟ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ (ΑΥΞΗΣΗΣ) ΤΗΣ ΜΕΣΗΣ ΤΙΜΗΣ ΡWV ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ ΣΕ ΣΧΕΣΗ ΜΕ ΠΡΙΝ.....	121
ΠΙΝΑΚΑΣ 5.2.2 ΠΟΣΟΣΤΟ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ (ΑΥΞΗΣΗΣ) ΤΗΣ ΜΕΣΗΣ ΤΙΜΗΣ ΡWV ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ ΓΙΑ ΣΚΛΗΡΟ ΜΟΣΧΕΥΜΑ ΣΕ ΣΧΕΣΗ ΜΕ ΤΟ ΜΑΛΑΚΟ.....	121
ΠΙΝΑΚΑΣ 5.2.3 ΠΟΣΟΣΤΟ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ (ΑΥΞΗΣΗΣ) ΤΗΣ ΜΕΣΗΣ ΤΙΜΗΣ ΡWV ΣΕ ΣΧΕΣΗ ΜΕ ΤΗΝ ΜΙΚΡΟΤΕΡΗ ΤΙΜΗ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ FOOT-TO-FOOT ΠΡΙΝ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ.....	121
ΠΙΝΑΚΑΣ 5.2.4 ΠΟΣΟΣΤΟ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ (ΑΥΞΗΣΗΣ) ΤΗΣ ΜΕΣΗΣ ΤΙΜΗΣ ΡWV ΣΕ ΣΧΕΣΗ ΜΕ ΤΗΝ ΜΙΚΡΟΤΕΡΗ ΤΙΜΗ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ FOOT-TO-FOOT ΜΕΤΑ ΤΟ ΧΕΙΡΟΥΡΓΕΙΟ.....	122
ΠΙΝΑΚΑΣ 5.2.5 ΜΕΘΟΔΟΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ ΚΑΙ ΕΥΡΟΣ ΤΙΜΩΝ ΡWV ΒΑΣΕΙ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ.....	123
ΠΙΝΑΚΑΣ 5.2.6 ΣΥΝΟΠΤΙΚΑ ΜΕΘΟΔΟΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ ΚΑΙ ΕΥΡΟΣ ΤΙΜΩΝ ΡWV ΒΑΣΕΙ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ.....	124

## ΣΧΗΜΑΤΑ

ΣΧΗΜΑ 4.2.1 ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΧΡΟΝΟΥ ΓΙΑ ΤΟΝ 60 ΑΣΘΕΝΗ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΜΕ ΣΤΕΝΟ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	76
ΣΧΗΜΑ 4.2.2 ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΧΡΟΝΟΥ ΓΙΑ ΤΟΝ 60 ΑΣΘΕΝΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΜΕ ΣΤΕΝΟ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	76
ΣΧΗΜΑ 4.2.3 ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΧΡΟΝΟΥ ΓΙΑ ΤΟΝ 120 ΑΣΘΕΝΗ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΜΕ ΕΥΡΥ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	77
ΣΧΗΜΑ 4.2.4 ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΧΡΟΝΟΥ ΓΙΑ ΤΟΝ 120 ΑΣΘΕΝΗ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΜΕ ΣΤΕΝΟ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	77
ΣΧΗΜΑ 4.2.5 ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΧΡΟΝΟΥ ΓΙΑ ΤΟΝ 120 ΑΣΘΕΝΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΜΕ ΕΥΡΥ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	78
ΣΧΗΜΑ 4.2.6 ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΧΡΟΝΟΥ ΓΙΑ ΤΟΝ 120 ΑΣΘΕΝΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΜΕ ΣΤΕΝΟ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	78
ΣΧΗΜΑ 4.2.7 ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΧΡΟΝΟΥ ΓΙΑ ΤΟΝ 160 ΑΣΘΕΝΗ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΜΕ ΕΥΡΥ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	79
ΣΧΗΜΑ 4.2.8 ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΧΡΟΝΟΥ ΓΙΑ ΤΟΝ 160 ΑΣΘΕΝΗ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΜΕ ΣΤΕΝΟ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	79
ΣΧΗΜΑ 4.2.9 ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΧΡΟΝΟΥ ΓΙΑ ΤΟΝ 160 ΑΣΘΕΝΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΜΕ ΕΥΡΥ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	80
ΣΧΗΜΑ 4.2.10 ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΧΡΟΝΟΥ ΓΙΑ ΤΟΝ 160 ΑΣΘΕΝΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΜΕ ΣΤΕΝΟ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	80
ΣΧΗΜΑ 4.4.1 PV-LOOP ΓΙΑ ΤΟΝ 60 ΑΣΘΕΝΗ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΓΙΑ ΣΤΕΝΟ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	84
ΣΧΗΜΑ 4.4.2 ΚΑΜΠΥΛΗ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ ΚΛΙΣΗΣ ΣΤΟ EARLY SYSTOLE (60Σ ΑΣΘΕΝΗΣ).....	84
ΣΧΗΜΑ 4.4.3 PV-LOOP ΓΙΑ ΤΟΝ 60 ΑΣΘΕΝΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΓΙΑ ΣΤΕΝΟ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	84
ΣΧΗΜΑ 4.4.4 ΚΑΜΠΥΛΗ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ ΚΛΙΣΗΣ ΣΤΟ EARLY SYSTOLE (60Σ ΑΣΘΕΝΗΣ).....	84
ΣΧΗΜΑ 4.4.5 PV-LOOP ΓΙΑ ΤΟΝ 120 ΑΣΘΕΝΗ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΓΙΑ ΕΥΡΥ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	85

ΣΧΗΜΑ 4.4.6 ΚΑΜΠΥΛΗ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ ΚΛΙΣΗΣ ΣΤΟ EARLY SYSTOLE (12 <sup>ΟΣ</sup> ΑΣΘΕΝΗΣ).....	85
ΣΧΗΜΑ 4.4.7 PV-LOOP ΓΙΑ ΤΟΝ 12 <sup>Ο</sup> ΑΣΘΕΝΗ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΓΙΑ ΣΤΕΝΟ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ .....	85
ΣΧΗΜΑ 4.4.8 ΚΑΜΠΥΛΗ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ ΚΛΙΣΗΣ ΣΤΟ EARLY SYSTOLE (12 <sup>ΟΣ</sup> ΑΣΘΕΝΗΣ).....	85
ΣΧΗΜΑ 4.4.9 PV-LOOP ΓΙΑ ΤΟΝ 12 <sup>Ο</sup> ΑΣΘΕΝΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΓΙΑ ΕΥΡΥ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ. ....	86
ΣΧΗΜΑ 4.4.10 ΚΑΜΠΥΛΗ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ ΚΛΙΣΗΣ ΣΤΟ EARLY SYSTOLE (12 <sup>ΟΣ</sup> ΑΣΘΕΝΗΣ).....	86
ΣΧΗΜΑ 4.4.11 PV-LOOP ΓΙΑ ΤΟΝ 12 <sup>Ο</sup> ΑΣΘΕΝΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΓΙΑ ΣΤΕΝΟ.....	86
ΣΧΗΜΑ 4.4.12 ΚΑΜΠΥΛΗ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ ΚΛΙΣΗΣ ΣΤΟ EARLY SYSTOLE (12 <sup>ΟΣ</sup> ΑΣΘΕΝΗΣ).....	86
ΣΧΗΜΑ 4.4.13 PV-LOOP ΓΙΑ ΤΟΝ 16 <sup>Ο</sup> ΑΣΘΕΝΗ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΓΙΑ ΕΥΡΥ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	87
ΣΧΗΜΑ 4.4.14 ΚΑΜΠΥΛΗ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ ΚΛΙΣΗΣ ΣΤΟ EARLY SYSTOLE (16 <sup>ΟΣ</sup> ΑΣΘΕΝΗΣ).....	87
ΣΧΗΜΑ 4.4.15 PV-LOOP ΓΙΑ ΤΟΝ 16 <sup>Ο</sup> ΑΣΘΕΝΗ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΓΙΑ ΣΤΕΝΟ.....	87
ΣΧΗΜΑ 4.4.16 ΚΑΜΠΥΛΗ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ ΚΛΙΣΗΣ ΣΤΟ EARLY SYSTOLE (16 <sup>ΟΣ</sup> ΑΣΘΕΝΗΣ).....	87
ΣΧΗΜΑ 4.4.17 PV-LOOP ΓΙΑ ΤΟΝ 16 <sup>Ο</sup> ΑΣΘΕΝΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΓΙΑ ΕΥΡΥ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	88
ΣΧΗΜΑ 4.4.18 ΚΑΜΠΥΛΗ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ ΚΛΙΣΗΣ ΣΤΟ EARLY SYSTOLE (16 <sup>ΟΣ</sup> ΑΣΘΕΝΗΣ).....	88
ΣΧΗΜΑ 4.4.19 PV-LOOP ΓΙΑ ΤΟΝ 16 <sup>Ο</sup> ΑΣΘΕΝΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΓΙΑ ΣΤΕΝΟ.....	88
ΣΧΗΜΑ 4.4.20 ΚΑΜΠΥΛΗ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ ΚΛΙΣΗΣ ΣΤΟ EARLY SYSTOLE (16 <sup>ΟΣ</sup> ΑΣΘΕΝΗΣ).....	88
ΣΧΗΜΑ 4.6.1 ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΙΜΩΝ PWV ΘΕΩΡΗΤΙΚΟΥ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ ΜΕ ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ ΑΠΟ PV-LOOP.....	103
ΣΧΗΜΑ 4.6.2 ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΙΜΩΝ PWV ΘΕΩΡΗΤΙΚΟΥ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ ΜΕ Γ.Π. ΤΗΣ ΠΡΩΙΜΗΣ ΣΥΣΤΟΛΗΣ (ΠΡΩΤΟΥ ΓΡΑΜΜΙΚΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ) ΑΠΟ PV-LOOP.....	103
ΣΧΗΜΑ 4.6.3 ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΙΜΩΝ PWV ΘΕΩΡΗΤΙΚΟΥ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ ΜΕ Γ.Π. ΤΗΣ ΠΡΩΙΜΗΣ ΣΥΣΤΟΛΗΣ (ΟΛΟΚΛΗΡΟΥ ΤΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ) ΑΠΟ PV-LOOP.....	103
ΣΧΗΜΑ 4.6.4 ΟΙ ΤΙΜΕΣ ΤΗΣ PWV ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ (ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ).....	104
ΣΧΗΜΑ 4.6.5 ΟΙ ΤΙΜΕΣ ΤΗΣ PWV ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ (ΤΟΠΙΚΟ ΜΕΓΙΣΤΟ).....	104
ΣΧΗΜΑ 4.6.6 ΟΙ ΤΙΜΕΣ ΤΗΣ PWV ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ (ΤΟΠΙΚΟ ΕΛΑΧΙΣΤΟ).....	104
ΣΧΗΜΑ 4.6.7 ΟΙ ΤΙΜΕΣ ΤΗΣ PWV ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ (ΓΡΑΜΜΙΚΗ ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΗ ΟΛΟΚΛΗΡΟΥ ΤΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΤΗΣ ΠΡΩΙΜΗΣ ΣΥΣΤΟΛΗΣ).....	104
ΣΧΗΜΑ 4.6.8 ΟΙ ΤΙΜΕΣ ΤΗΣ PWV ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ.....	105
ΣΧΗΜΑ 4.6.9 ΟΙ ΤΙΜΕΣ ΤΗΣ PWV ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ (FOOT-TO-FOOT).....	105
ΣΧΗΜΑ 4.6.10 ΟΙ ΤΙΜΕΣ ΤΗΣ PWV ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ (CROSS CORRELATION).....	106
ΣΧΗΜΑ 4.8.1 ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΔΙΑΔΟΣΗΣ ΚΥΜΑΤΟΣ PWV (m/s) (PV-LOOP – ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ) ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΤΗΣ.....	113
ΣΧΗΜΑ 4.8.2 ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΔΙΑΔΟΣΗΣ ΚΥΜΑΤΟΣ PWV (m/s) (PV-LOOP – ΓΡΑΜΜΙΚΗ ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΗ ΠΡΩΤΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ) ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΤΗΣ ΔΙΑΜΕΤΡΟΥ ΑΝΕΥΡΥΣΜΑΤΟΣ DA (CM).....	113
ΣΧΗΜΑ 4.8.3 ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΔΙΑΔΟΣΗΣ ΚΥΜΑΤΟΣ PWV (m/s) (PV-LOOP – ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ) ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΤΟΥ ΕΙΔΟΥΣ ΤΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ.....	114
ΣΧΗΜΑ 4.8.4 ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΔΙΑΔΟΣΗΣ ΚΥΜΑΤΟΣ PWV (m/s) (PV-LOOP – ΓΡΑΜΜΙΚΗ ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΗ ΠΡΩΤΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ) ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΤΟΥ ΕΙΔΟΥΣ ΤΟΥ ΜΟΣΧΕΥΜΑΤΟΣ.....	114
ΣΧΗΜΑ 8.1 ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΧΡΟΝΟΥ ΓΙΑ ΤΟΝ 1 <sup>Ο</sup> ΑΣΘΕΝΗ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΜΕ ΣΤΕΝΟ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	140
ΣΧΗΜΑ 8.2 ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΧΡΟΝΟΥ ΓΙΑ ΤΟΝ 1 <sup>Ο</sup> ΑΣΘΕΝΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΜΕ ΣΤΕΝΟ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	140
ΣΧΗΜΑ 8.3 ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΧΡΟΝΟΥ ΓΙΑ ΤΟΝ 2 <sup>Ο</sup> ΑΣΘΕΝΗ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΜΕ ΣΤΕΝΟ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	140
ΣΧΗΜΑ 8.4 ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΧΡΟΝΟΥ ΓΙΑ ΤΟΝ 2 <sup>Ο</sup> ΑΣΘΕΝΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΜΕ ΣΤΕΝΟ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	140
ΣΧΗΜΑ 8.5 ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΧΡΟΝΟΥ ΓΙΑ ΤΟΝ 3 <sup>Ο</sup> ΑΣΘΕΝΗ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΜΕ ΣΤΕΝΟ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	141
ΣΧΗΜΑ 8.6 ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΧΡΟΝΟΥ ΓΙΑ ΤΟΝ 3 <sup>Ο</sup> ΑΣΘΕΝΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΜΕ ΣΤΕΝΟ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	141
ΣΧΗΜΑ 8.7 ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΧΡΟΝΟΥ ΓΙΑ ΤΟΝ 4 <sup>Ο</sup> ΑΣΘΕΝΗ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΜΕ ΣΤΕΝΟ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	141
ΣΧΗΜΑ 8.8 ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΧΡΟΝΟΥ ΓΙΑ ΤΟΝ 4 <sup>Ο</sup> ΑΣΘΕΝΗ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΜΕ ΣΤΕΝΟ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	141
ΣΧΗΜΑ 8.9 ΚΥΜΑΤΟΜΟΡΦΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΠΙΕΣΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΧΡΟΝΟΥ ΓΙΑ ΤΟΝ 5 <sup>Ο</sup> ΑΣΘΕΝΗ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΜΕ ΣΤΕΝΟ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	142

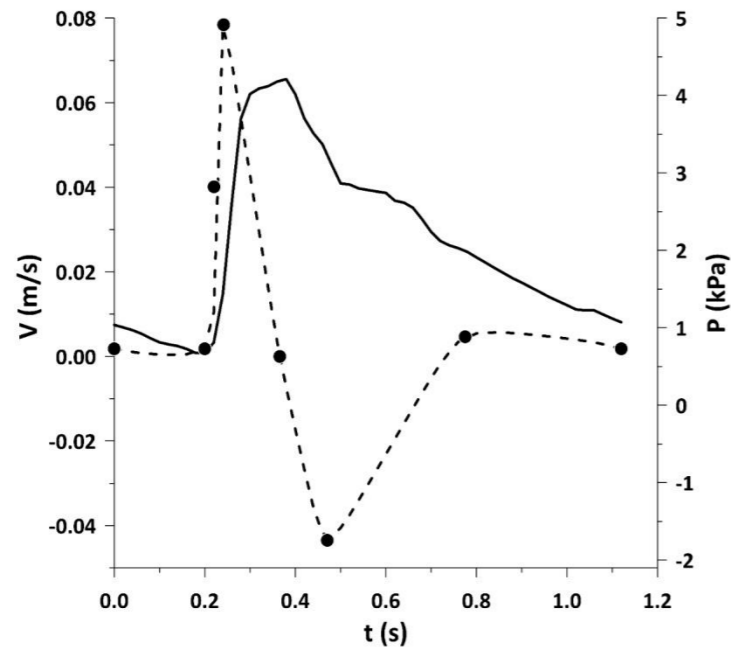




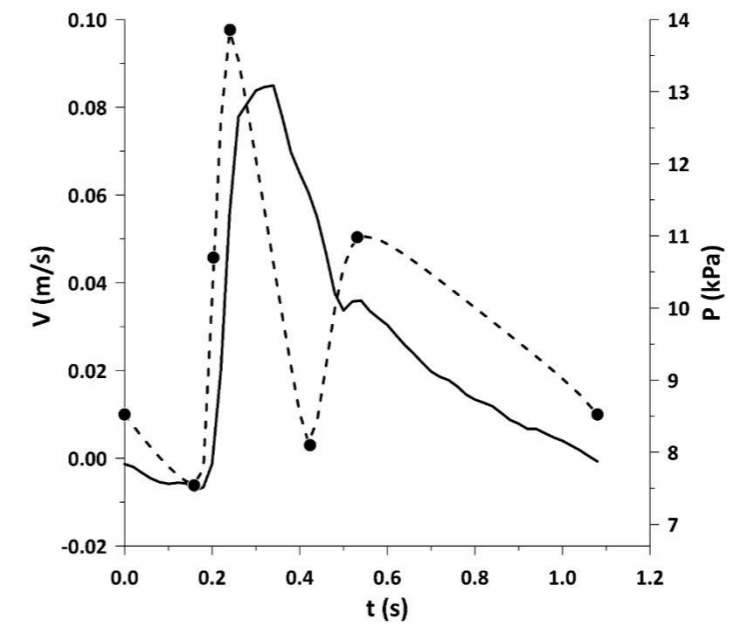


ΣΧΗΜΑ 9.32.Α PV-LOOP ΓΙΑ ΤΟΝ 23Ο ΑΣΘΕΝΗ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΓΙΑ ΣΤΕΝΟ ΔΕΙΓΜΑΤΟΛΗΠΤΙΚΟ ΠΑΡΑΘΥΡΟ.....	166
ΣΧΗΜΑ 9.32.Β ΚΑΜΠΥΛΗ ΜΕΤΑΒΟΛΗΣ ΚΛΙΣΗΣ ΣΤΟ EARLY SYSTOLE (23ΟΣ ΑΣΘΕΝΗΣ) .....	166

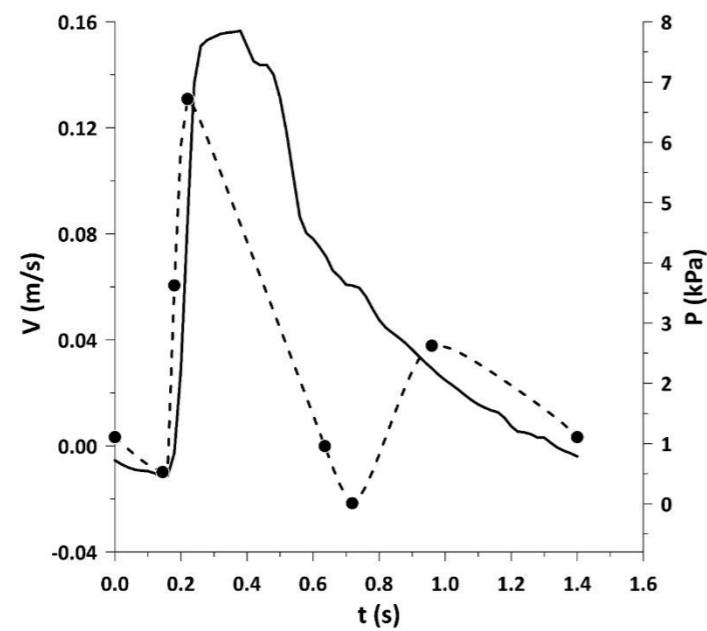
**8 ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α: ΣΥΓΧΡΟΝΙΣΜΕΝΕΣ ΚΑΜΠΥΛΕΣ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ - ΠΙΕΣΗΣ ΧΡΟΝΟΥ**



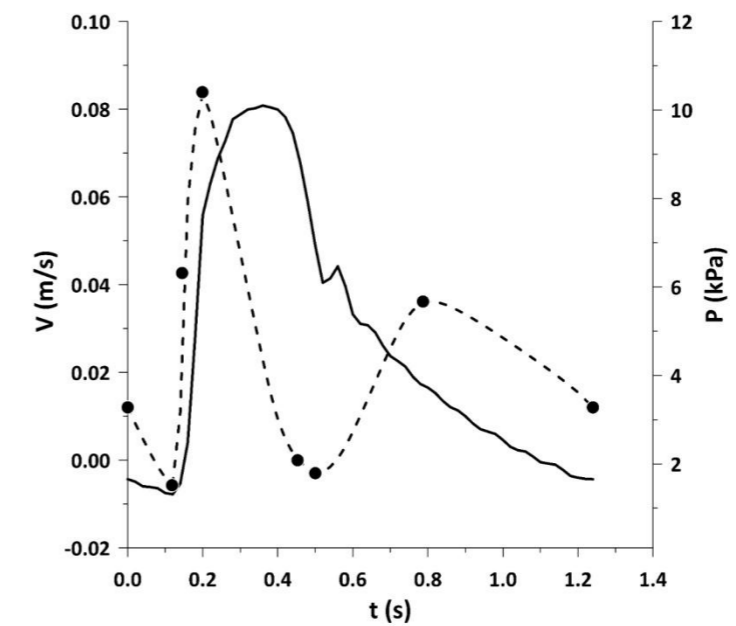
Σχήμα 8.1 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 1ο ασθενή πριν την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



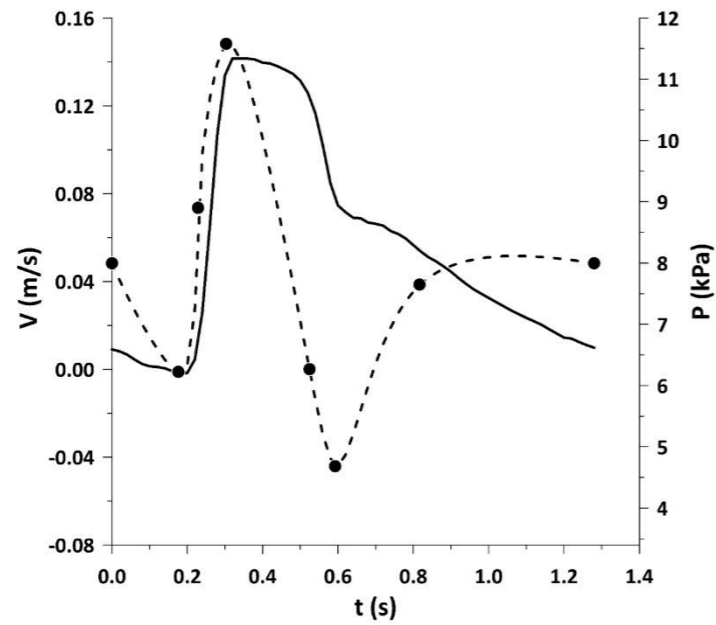
Σχήμα 8.2 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 1ο ασθενή πριν την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



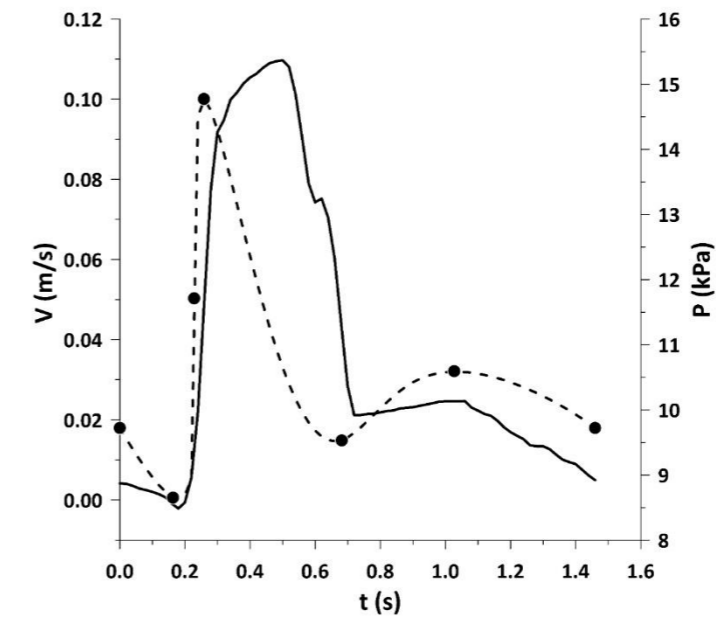
Σχήμα 8.3 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 2ο ασθενή πριν την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



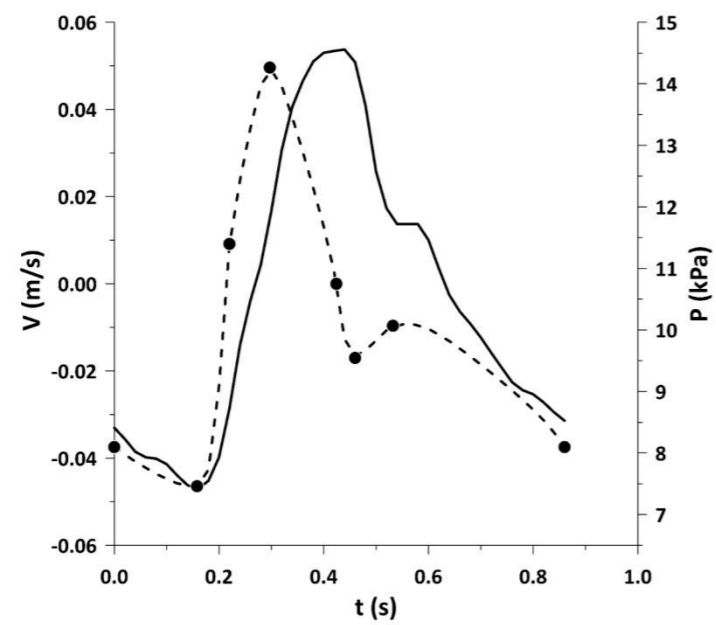
Σχήμα 8.4 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 2<sup>ο</sup> ασθενή μετά την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



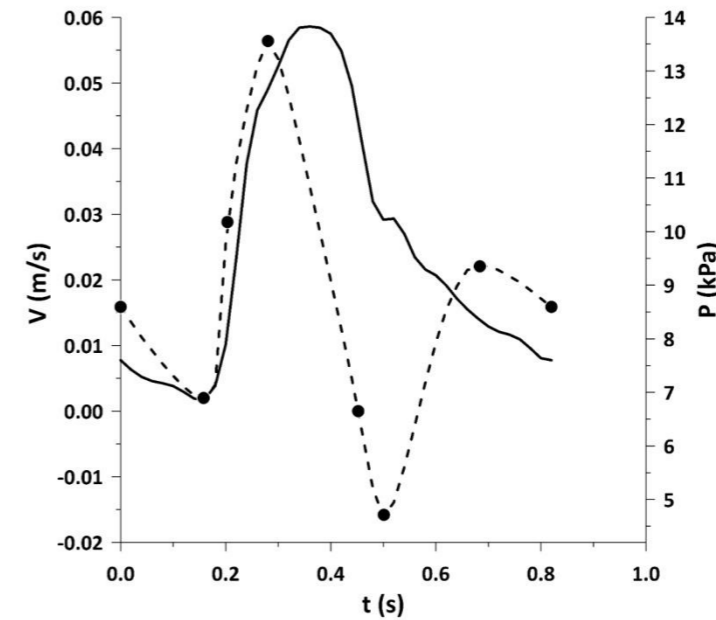
Σχήμα 8.5 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 3ο ασθενή πριν την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



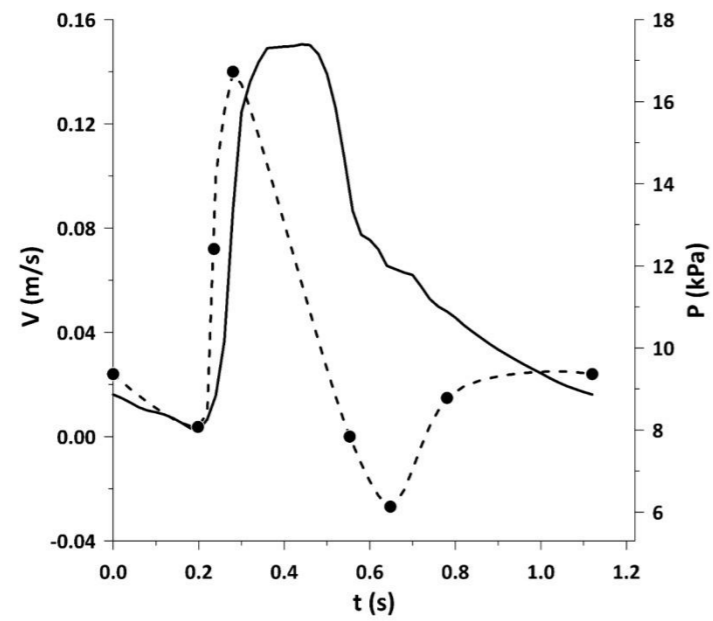
Σχήμα 8.6 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 3ο ασθενή μετά την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



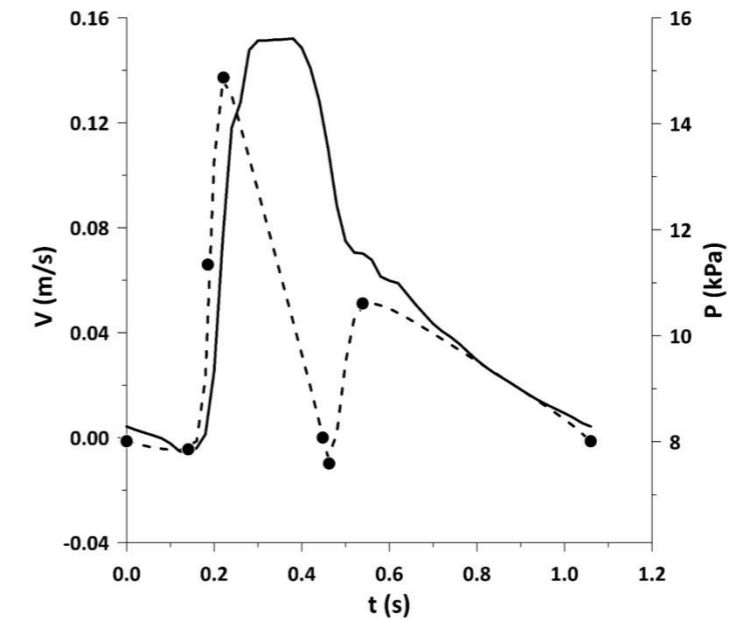
Σχήμα 8.7 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 4ο ασθενή πριν την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



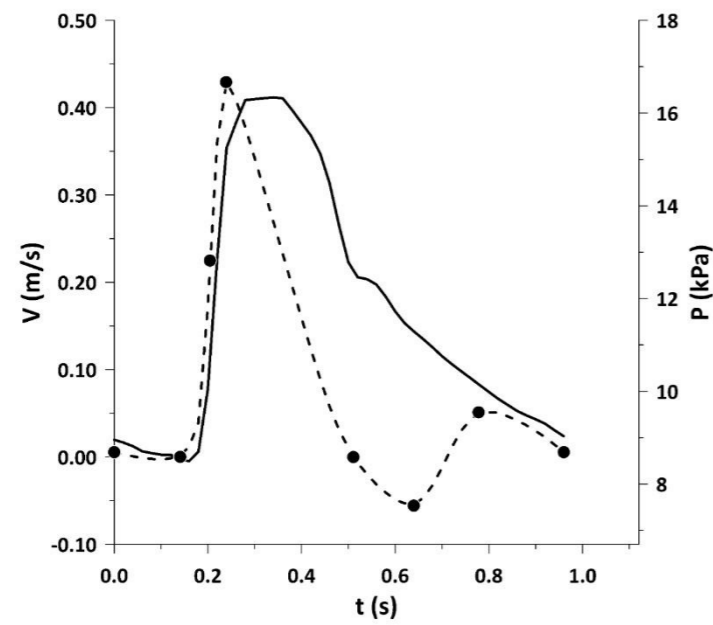
Σχήμα 8.8 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 4ο ασθενή μετά την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



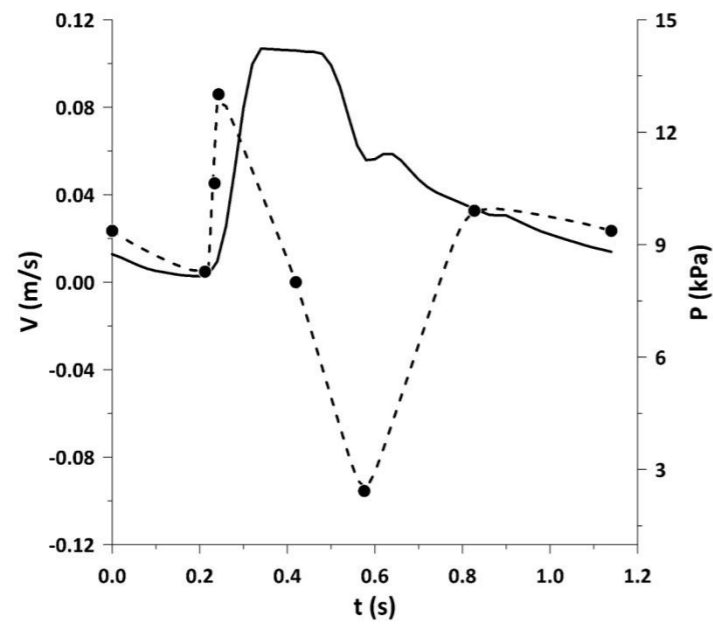
Σχήμα 8.9 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 5ο ασθενή πριν την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



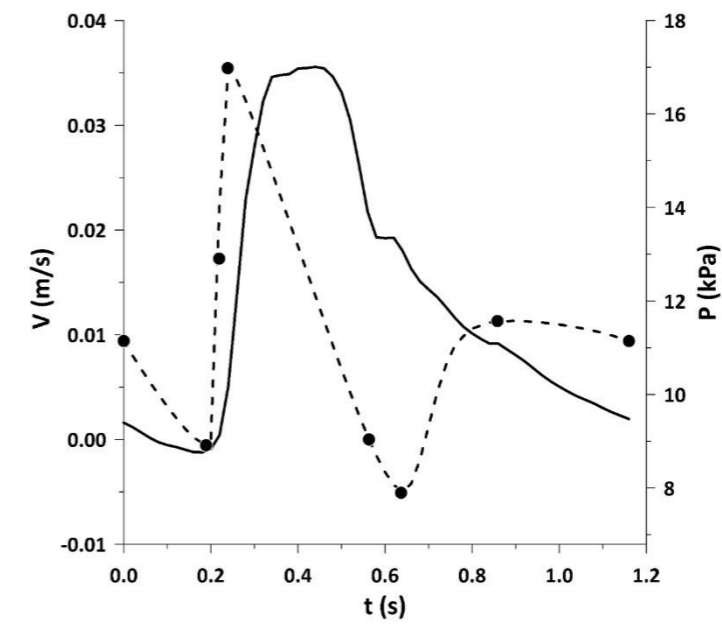
Σχήμα 8.10 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 5ο ασθενή μετά την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



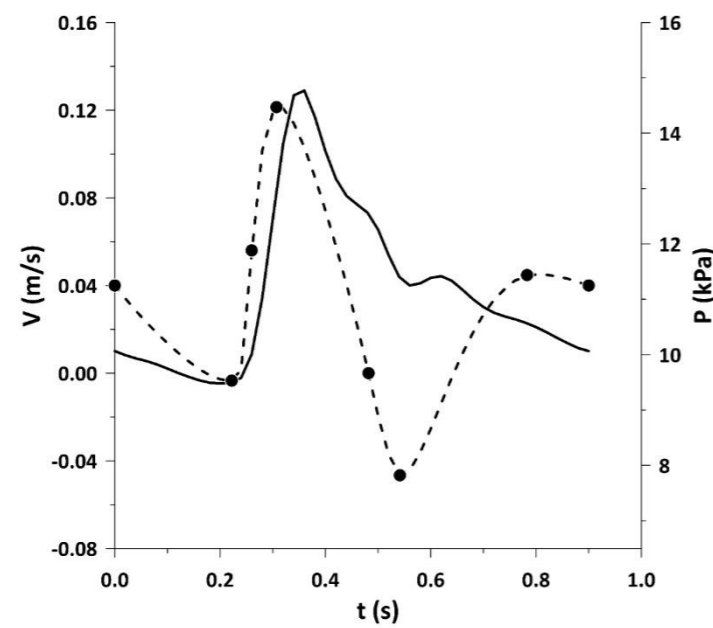
Σχήμα 8.11 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 7ο ασθενή πριν την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



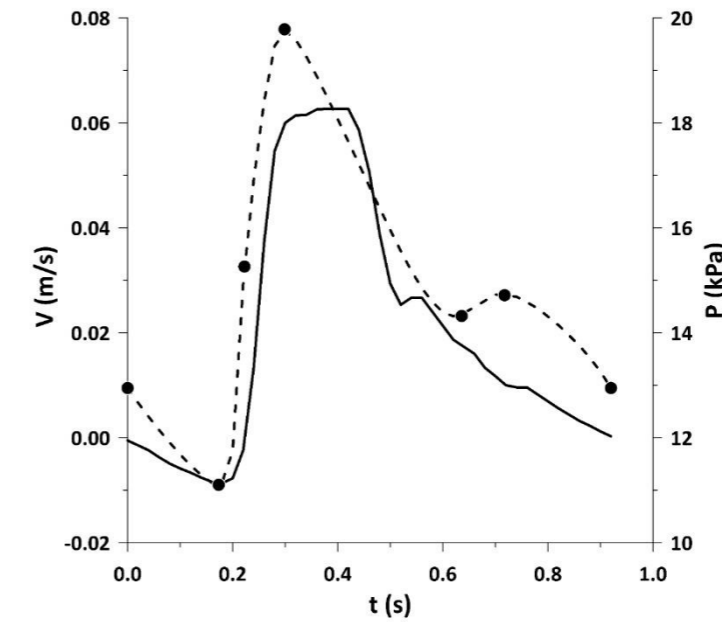
Σχήμα 8.12 Κυματο μορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 8ο ασθενή πριν την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



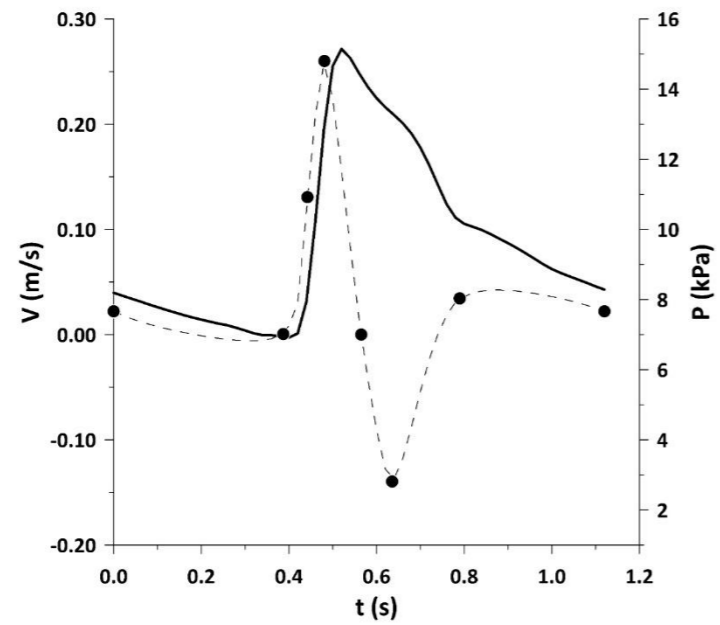
Σχήμα 8.13 Κυματο μορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 8ο ασθενή μετά την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



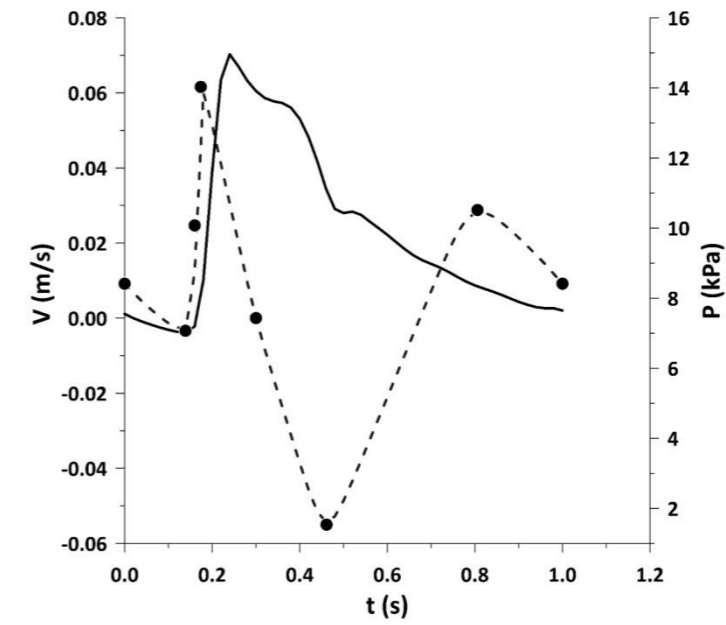
Σχήμα 8.14 Κυματο μορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 9ο ασθενή πριν την αποκατάσταση με ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



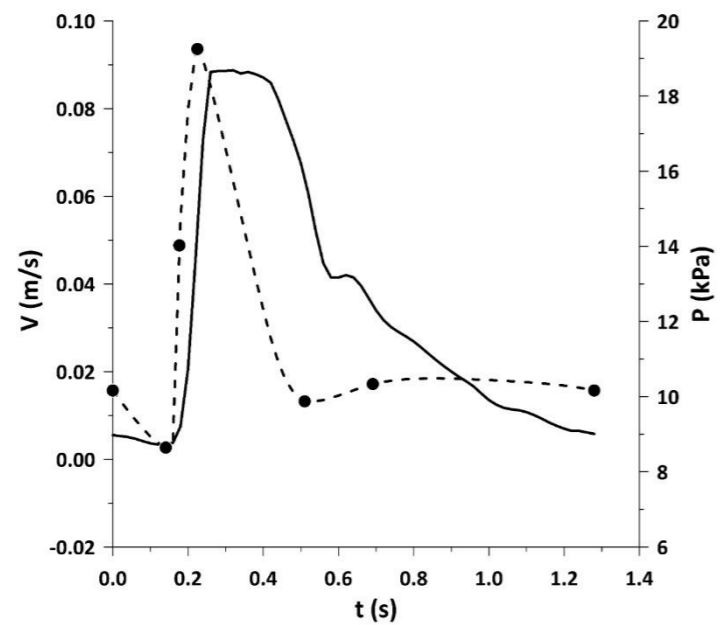
Σχήμα 8.15 Κυματο μορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 9ο ασθενή μετά την αποκατάσταση με ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



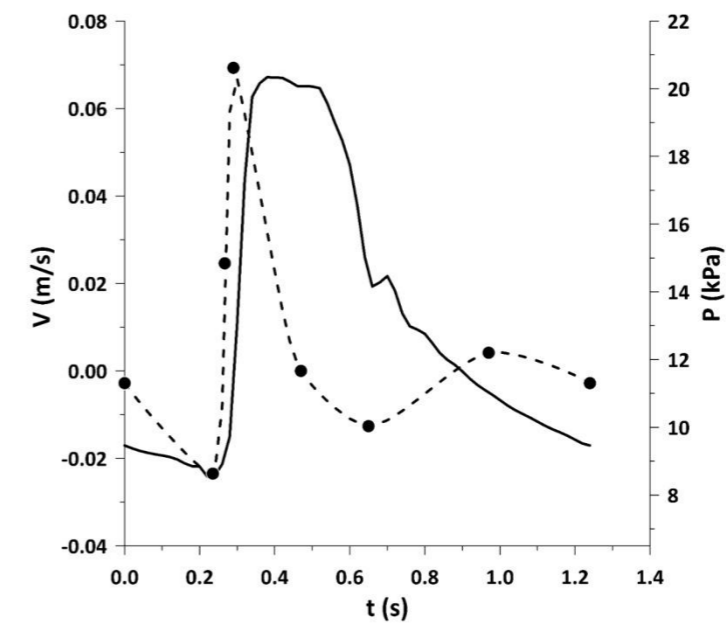
Σχήμα 8.16 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 10<sup>ο</sup> ασθενή πριν την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



Σχήμα 8.17 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 10<sup>ο</sup> ασθενή μετά την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.

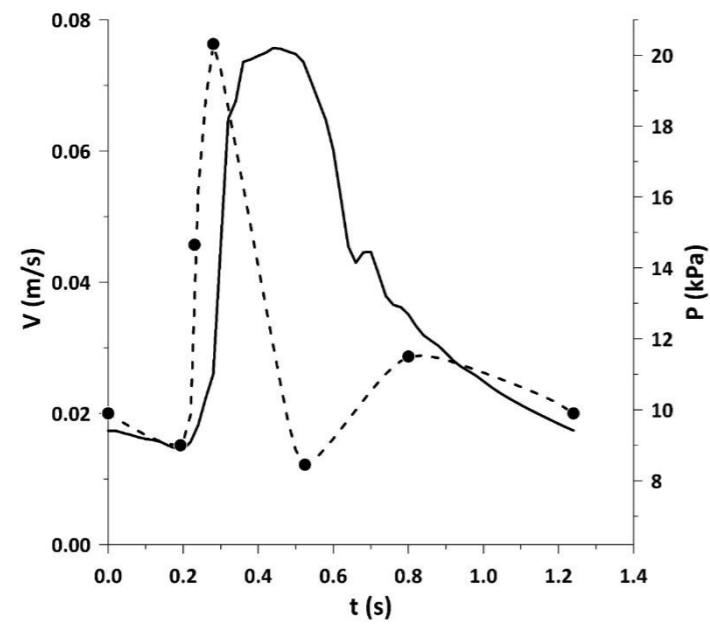


Σχήμα 8.18 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 11<sup>ο</sup> ασθενή πριν την αποκατάσταση με ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.

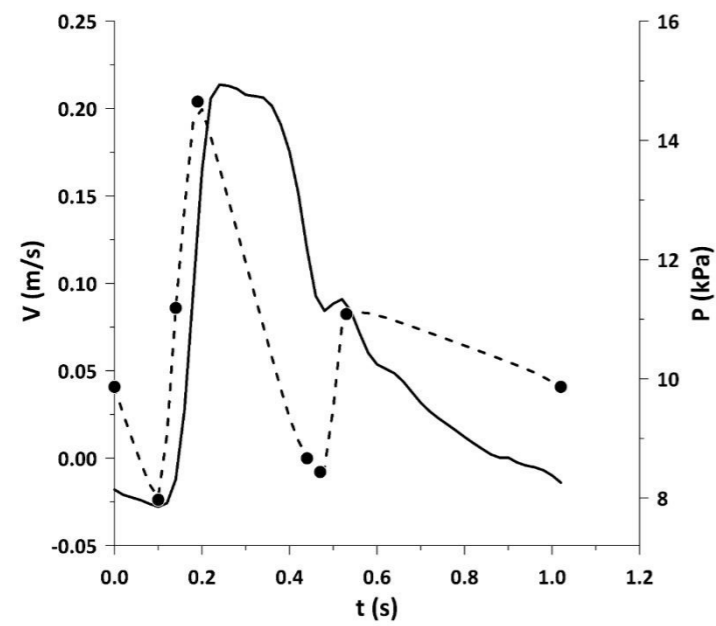


Σχήμα 8.19 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 11<sup>ο</sup> ασθενή μετά την αποκατάσταση με ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.

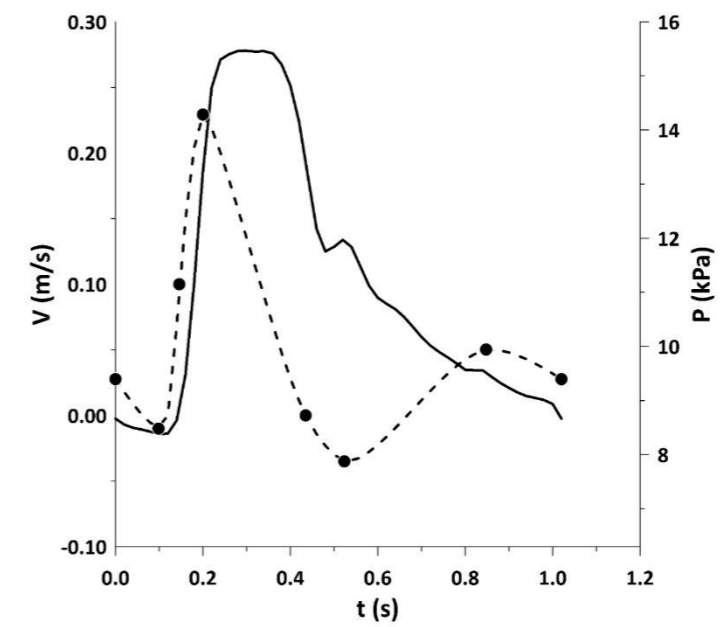




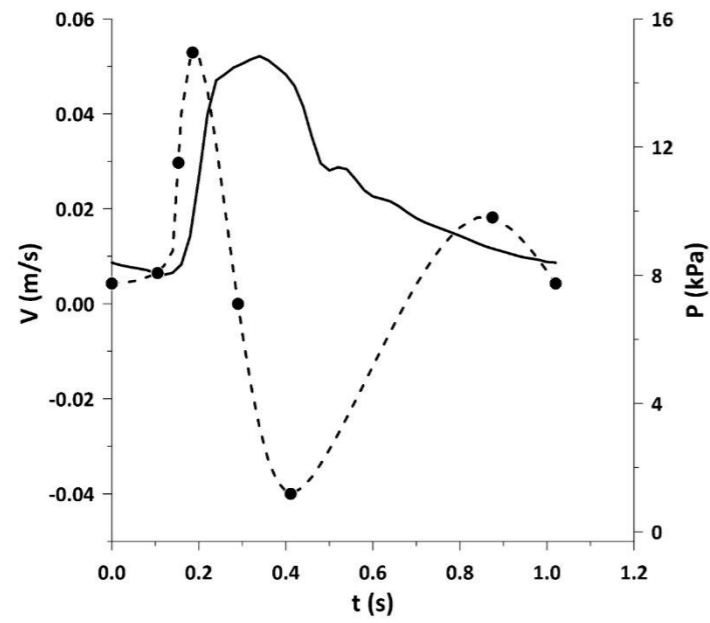
Σχήμα 8.20 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 11<sup>ο</sup> ασθενή μετά την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



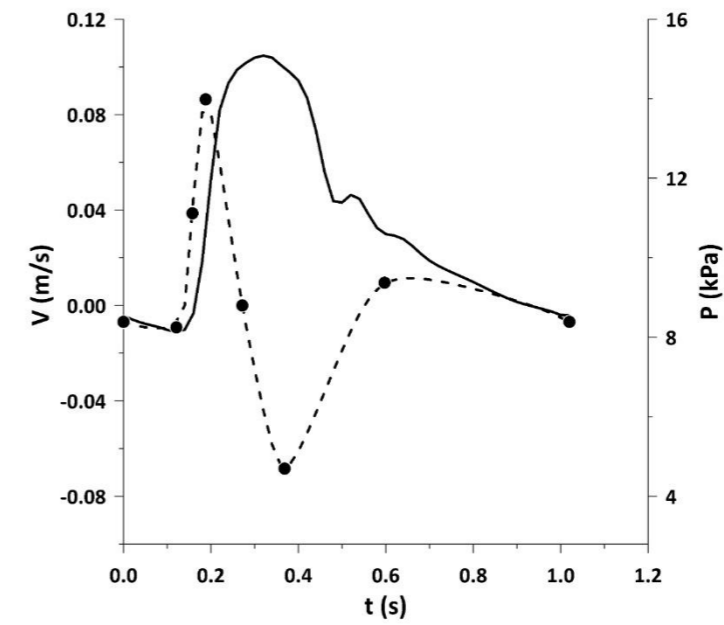
Σχήμα 8.21 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 13<sup>ο</sup> ασθενή πριν την αποκατάσταση με ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



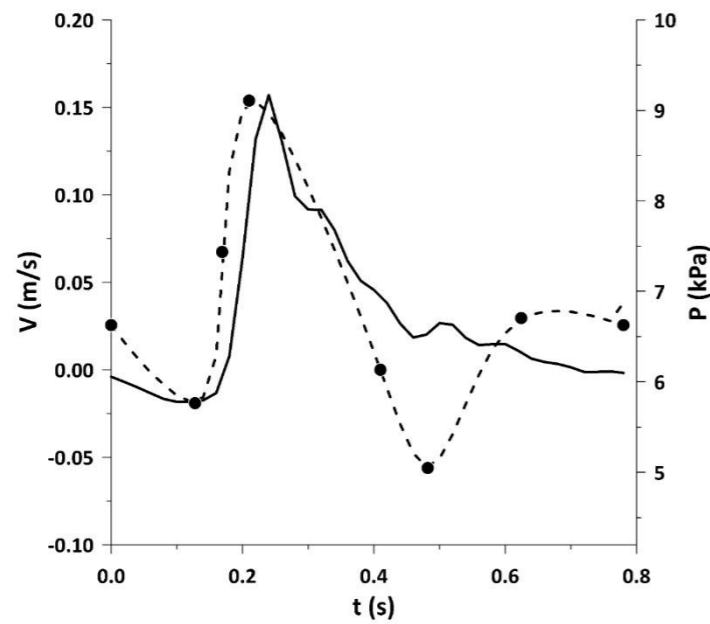
Σχήμα 8.22 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 13<sup>ο</sup> ασθενή πριν την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



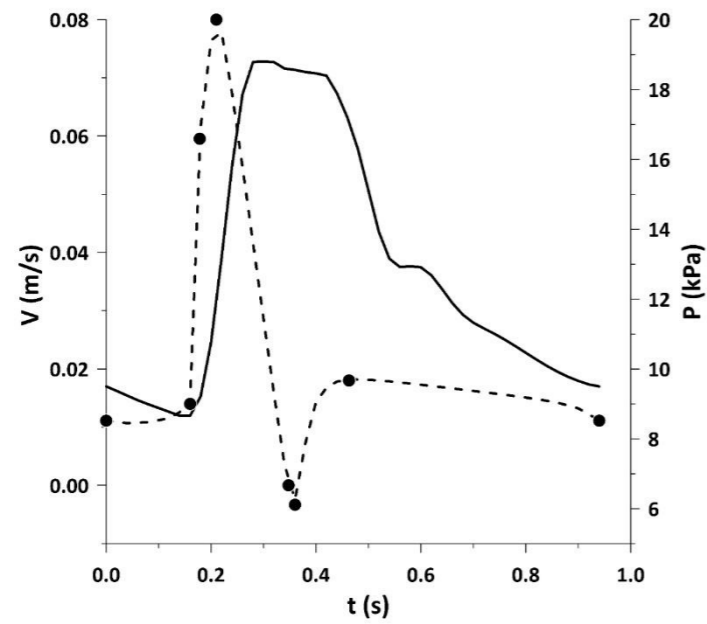
Σχήμα 8.23 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 13<sup>ο</sup> ασθενή μετά την αποκατάσταση με ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



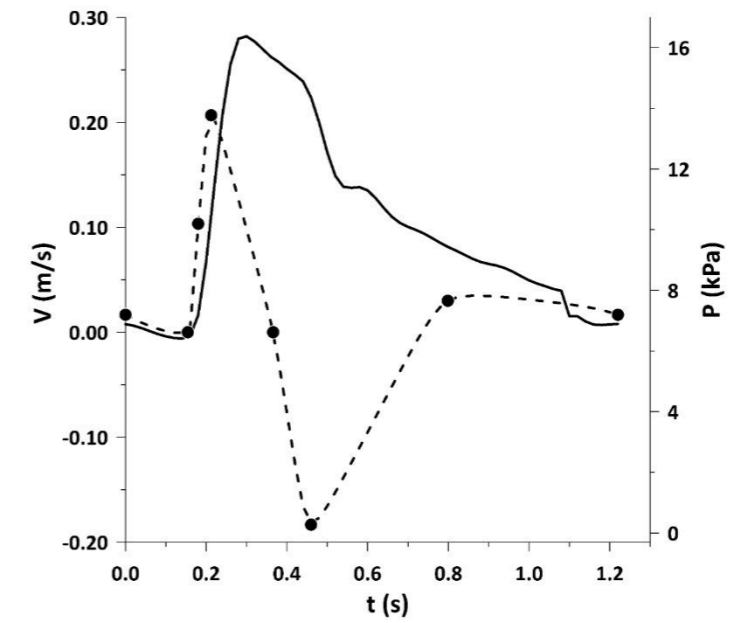
Σχήμα 8.24 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 13<sup>ο</sup> ασθενή μετά την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



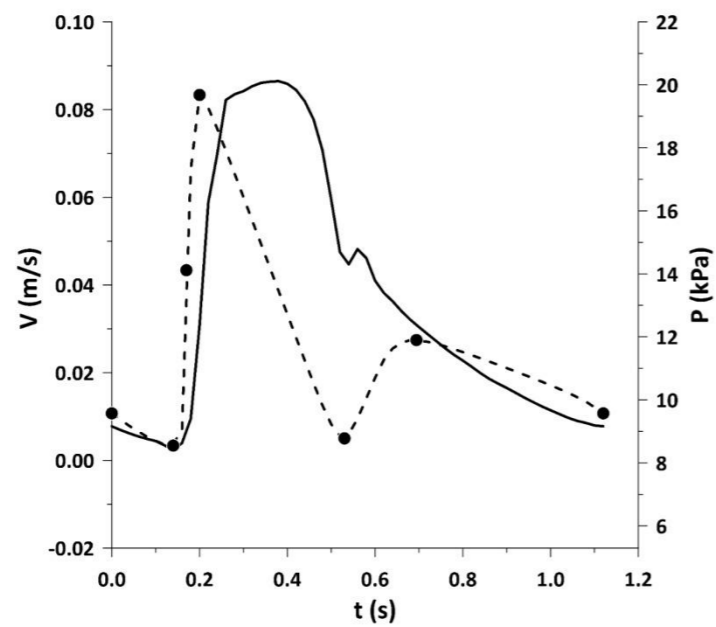
Σχήμα 8.25 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 14<sup>ο</sup> ασθενή πριν την αποκατάσταση με ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



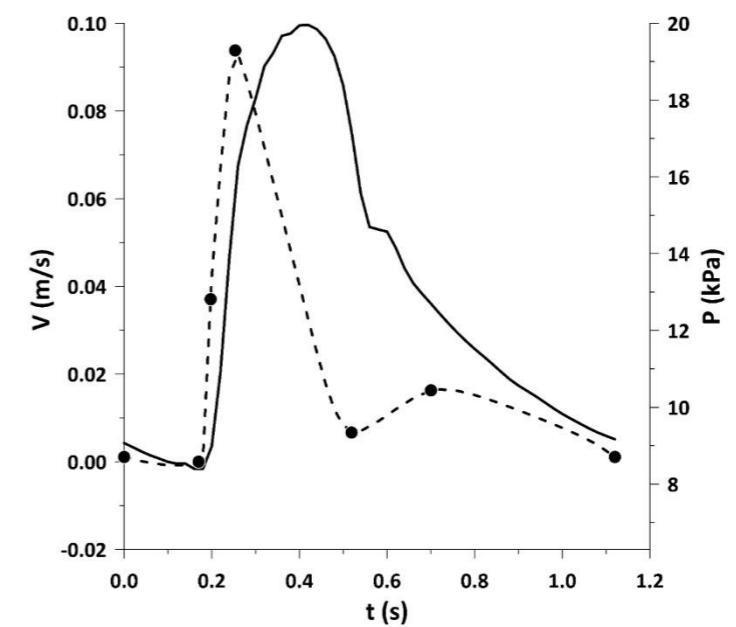
Σχήμα 8.26 Κυματο μορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 18<sup>ο</sup> ασθενή πριν την αποκατάσταση με ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



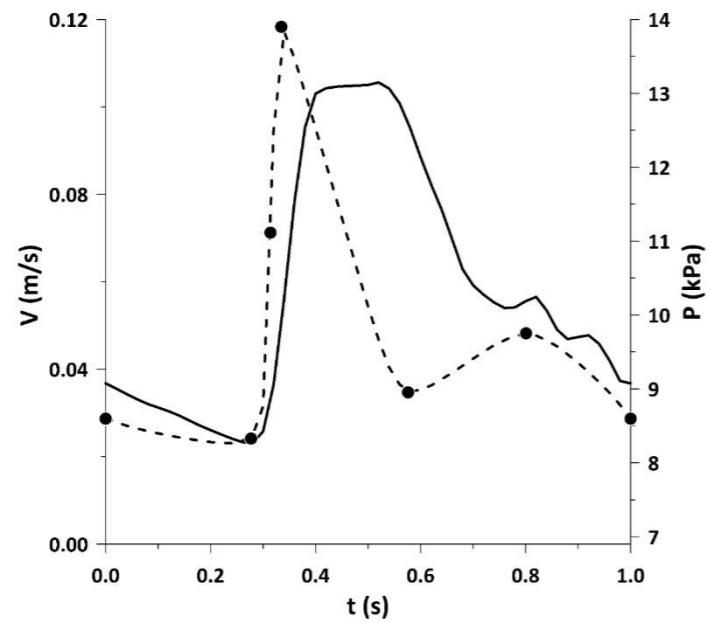
Σχήμα 8.27 Κυματο μορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για το 18<sup>ο</sup> ασθενή πριν την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



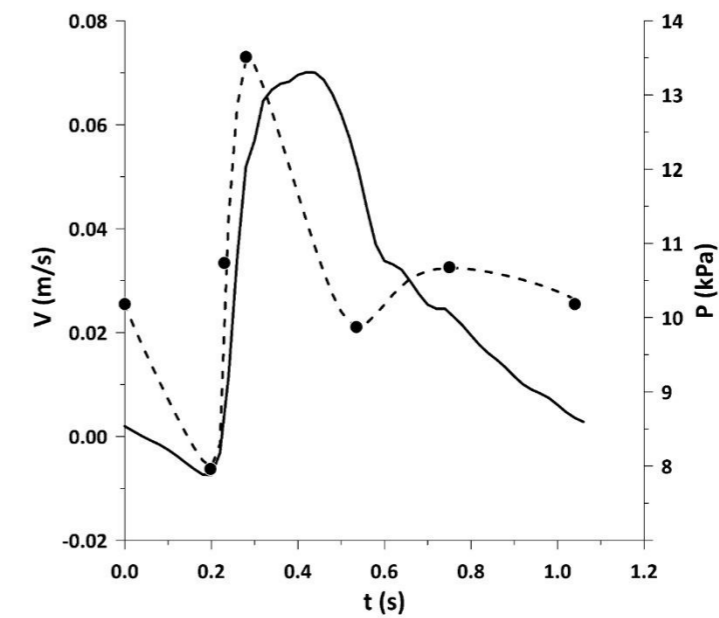
Σχήμα 8.28 Κυματο μορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 18<sup>ο</sup> ασθενή μετά την αποκατάσταση με ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



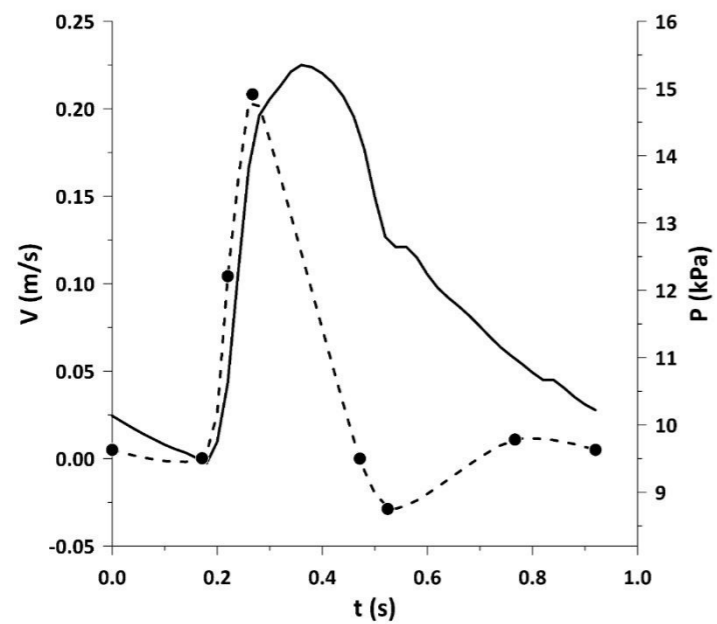
Σχήμα 8.29 Κυματο μορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 18<sup>ο</sup> ασθενή μετά την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



Σχήμα 8.30 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 20<sup>ο</sup> ασθενή πριν την αποκατάσταση με ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



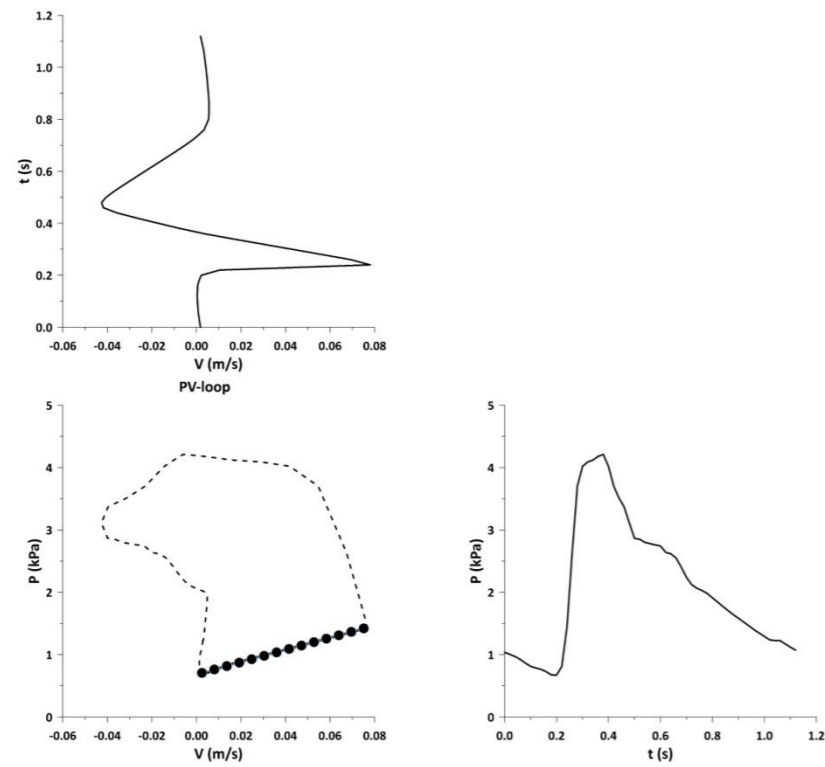
Σχήμα 8.31 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 20<sup>ο</sup> ασθενή μετά την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



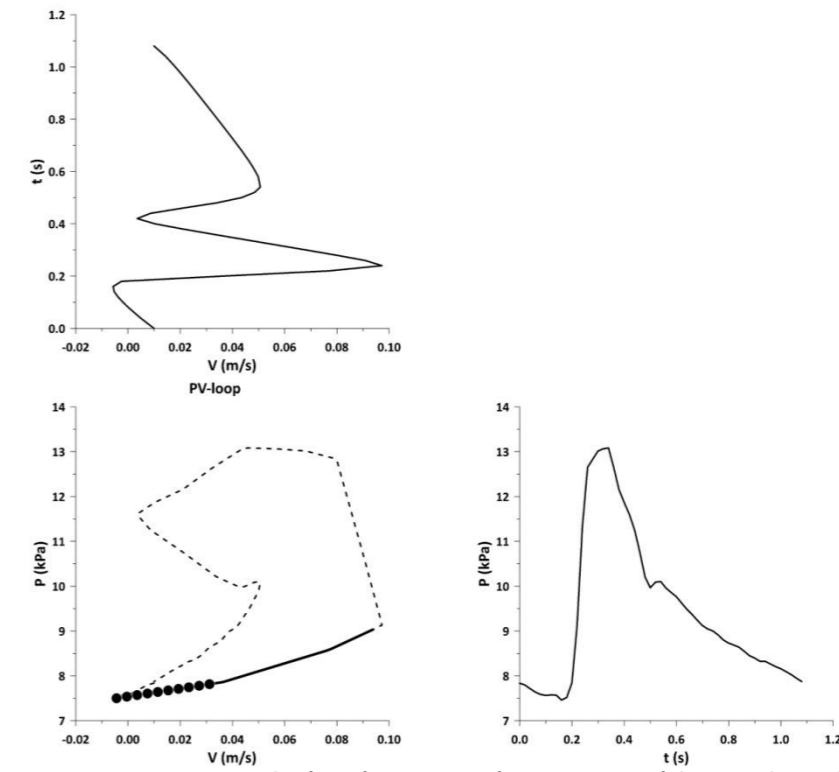
Σχήμα 8.32 Κυματομορφές Ταχύτητας και Πίεσης συναρτήσει χρόνου για τον 23<sup>ο</sup> ασθενή πριν την αποκατάσταση με στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.

Θα γίνει αντιληπτό στον αναγνώστη πως κατά περιπτώσεις απουσιάζουν καμπύλες των ασθενών που αφορούν συγκεκριμένη μέτρηση, είτε αναφορικά με τη χρονική στιγμή της λήψης (πριν ή μετά την αποκατάσταση του ανευρύσματος) είτε με το εύρος του δειγματοληπτικού παράθυρου (στενό ή ευρύ) όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως. Η μη πληρότητα αυτή των καμπυλών οφείλεται σε τεχνική αδυναμία λήψης δεδομένων.

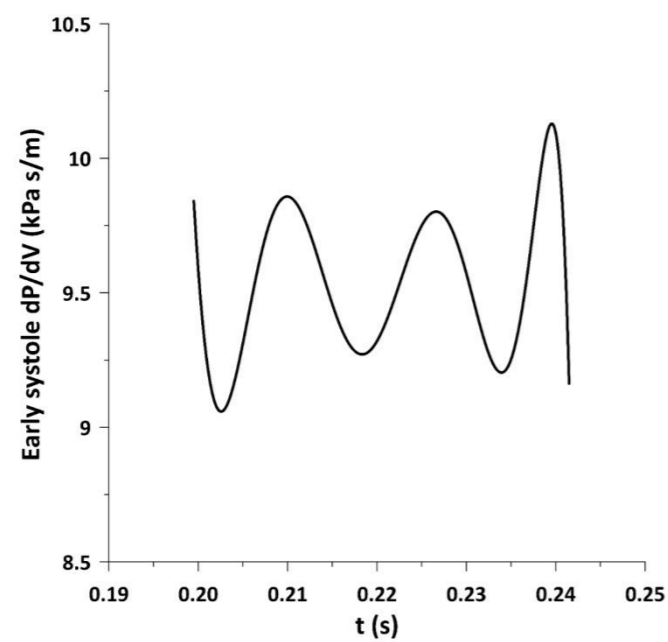
9 ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β: ΒΡΟΧΟΙ ΠΙΕΣΗΣ - ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ (PV-LOOPS)



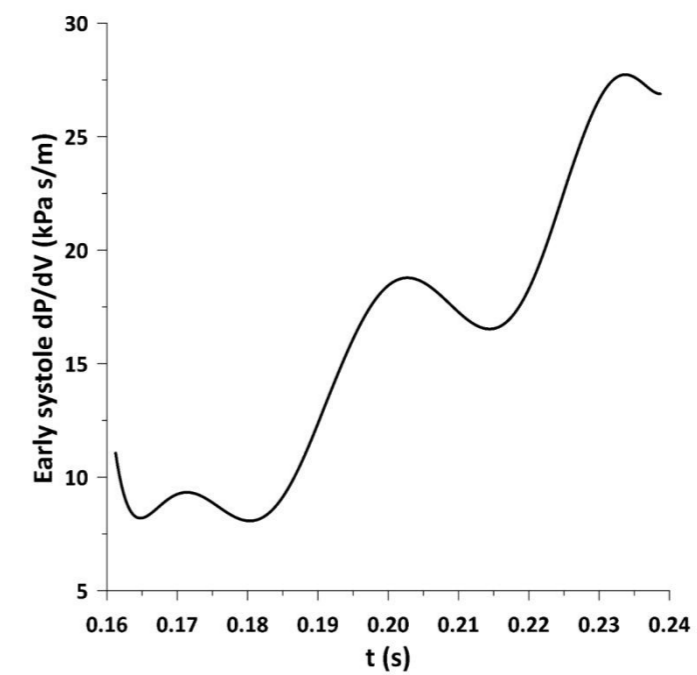
Σχήμα 9.1.α PV-Loop για τον 1ο ασθενή πριν την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



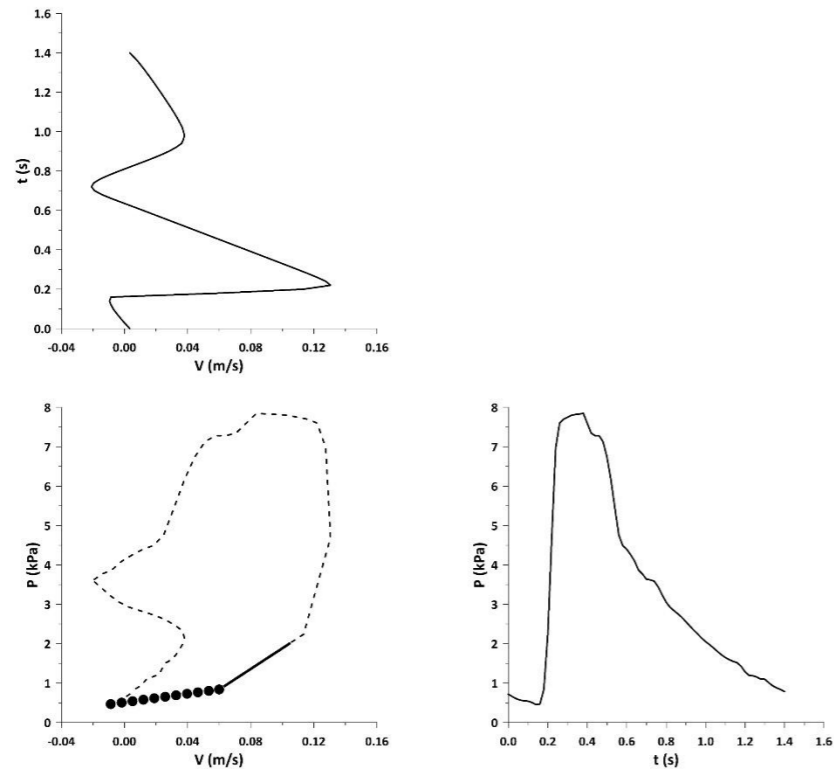
Σχήμα 9.2.α PV-Loop για τον 1ο ασθενή μετά την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



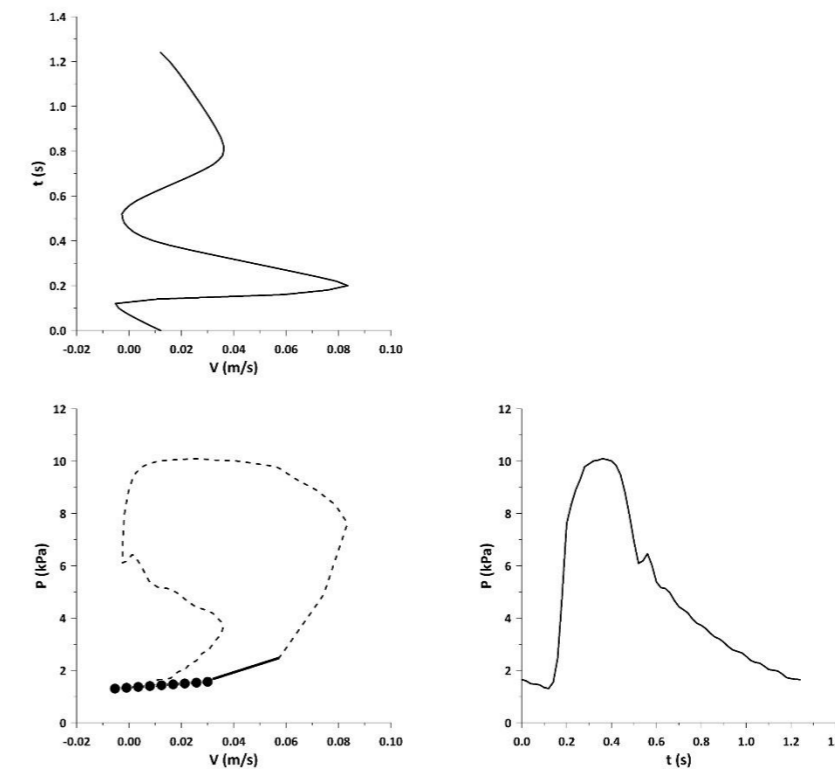
Σχήμα 9.1.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (1ος ασθενής).



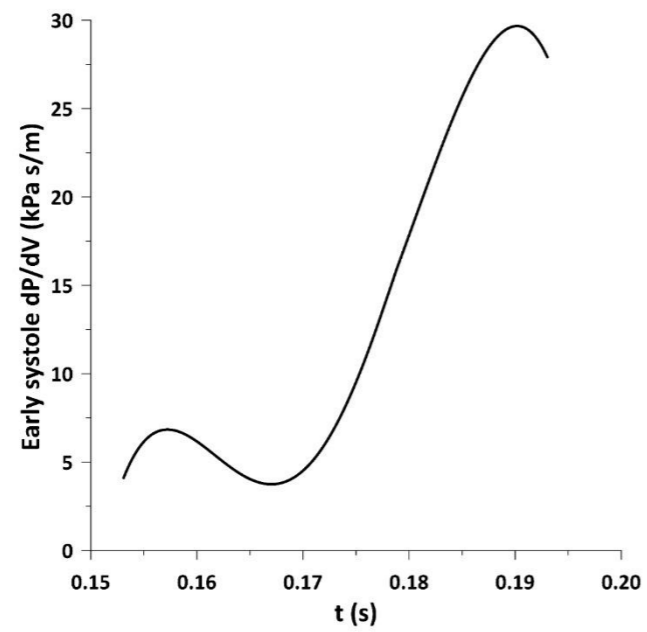
Σχήμα 9.2.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (1ος ασθενής).



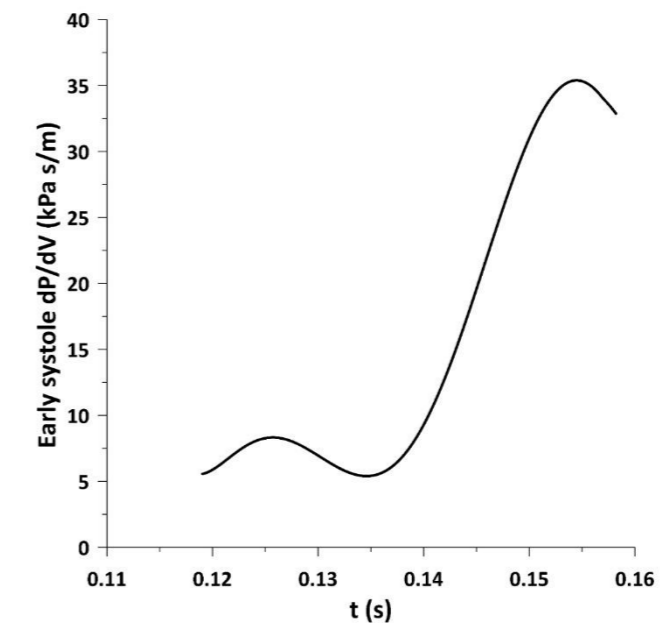
Σχήμα 9.3.α PV-Ισορ για τον 2ο ασθενή πριν την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



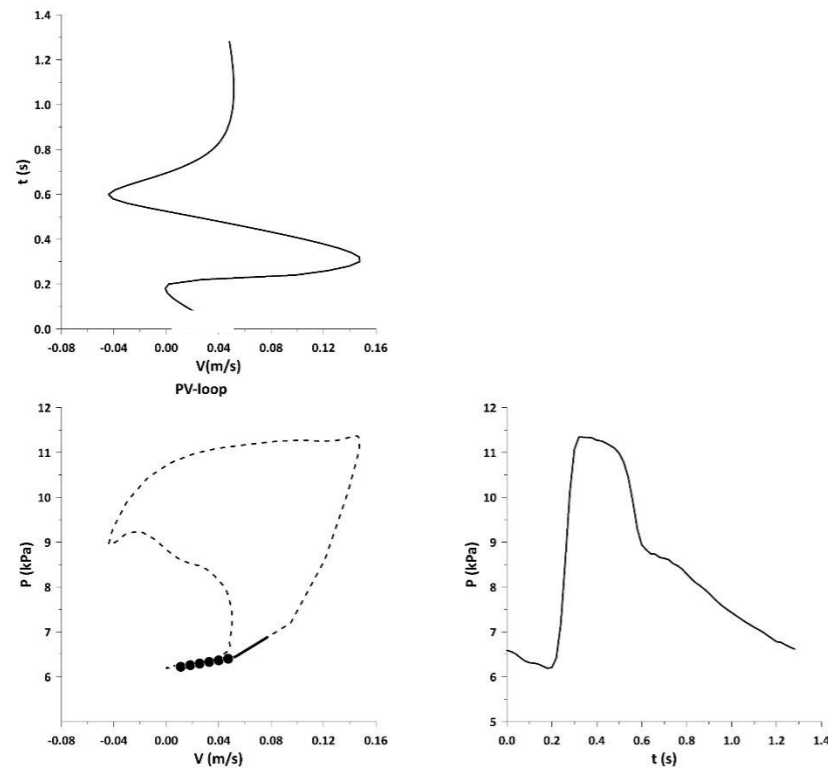
Σχήμα 9.4.α PV-Ισορ για τον 2ο ασθενή μετά την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



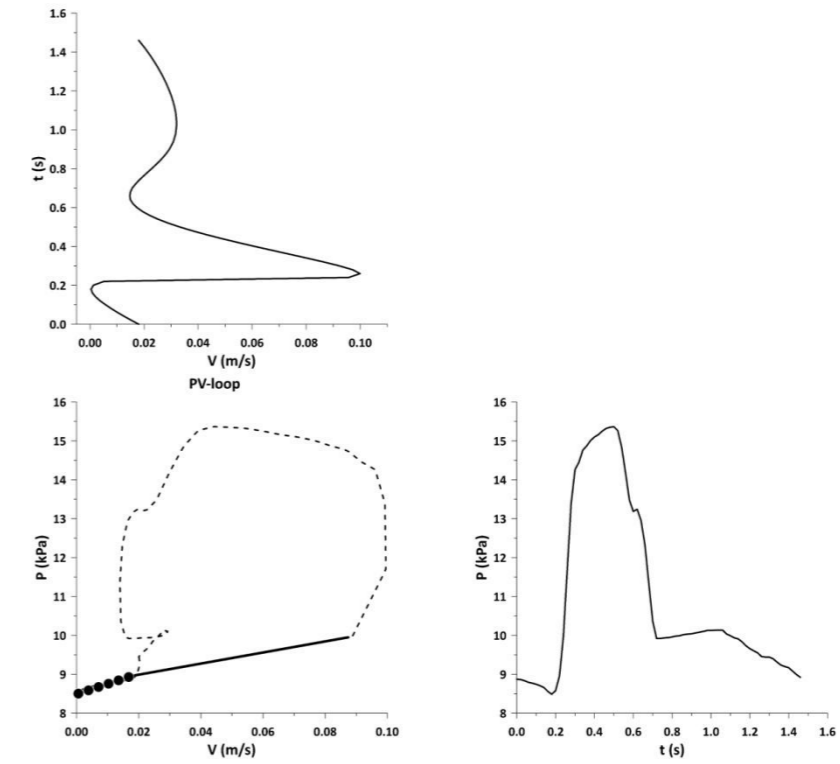
Σχήμα 9.3.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (2ος ασθενής).



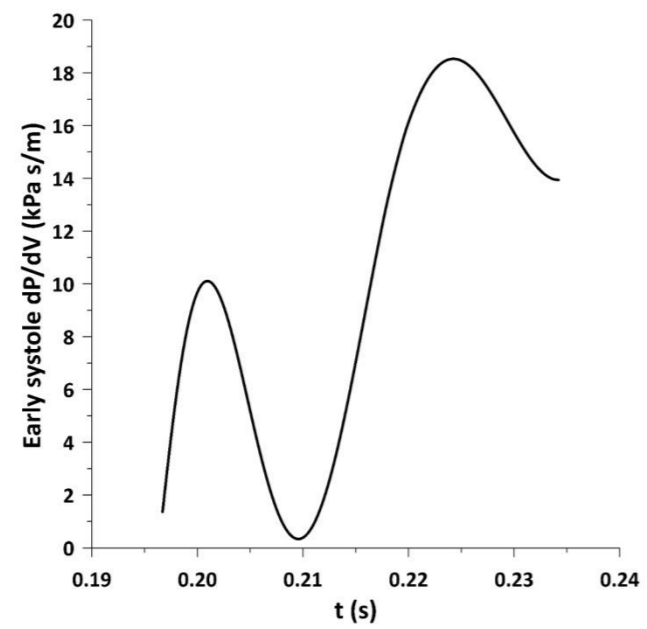
Σχήμα 9.4.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (2ος ασθενής).



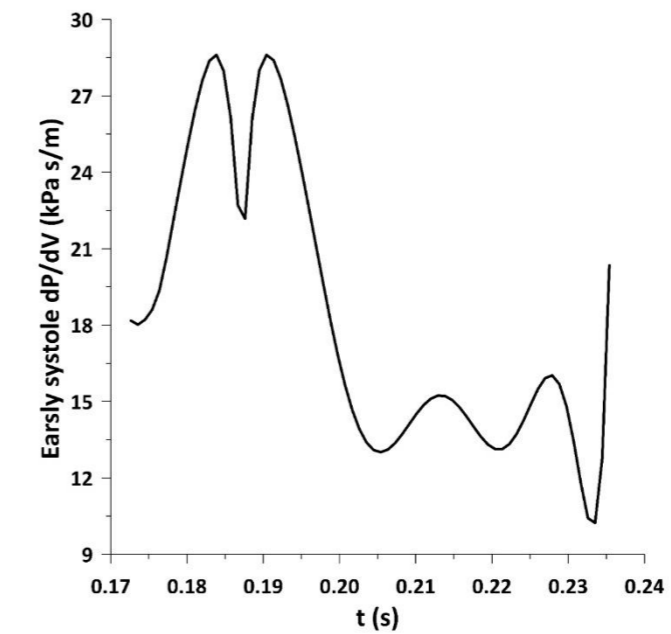
Σχήμα 9.5.α PV-loop για τον 3ο ασθενή πριν την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



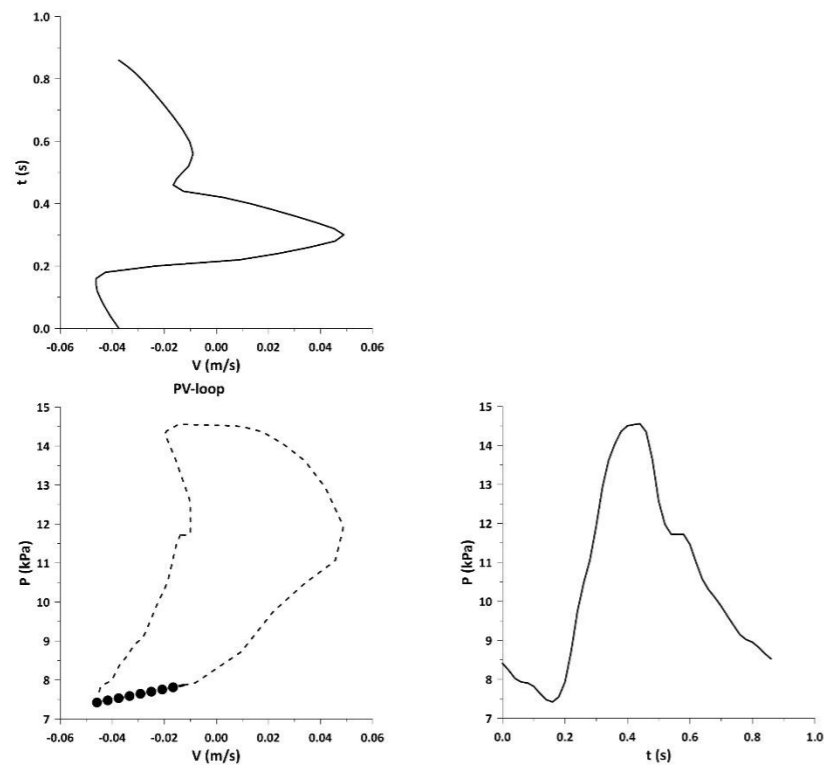
Σχήμα 9.6.α PV-loop για τον 3ο ασθενή μετά την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



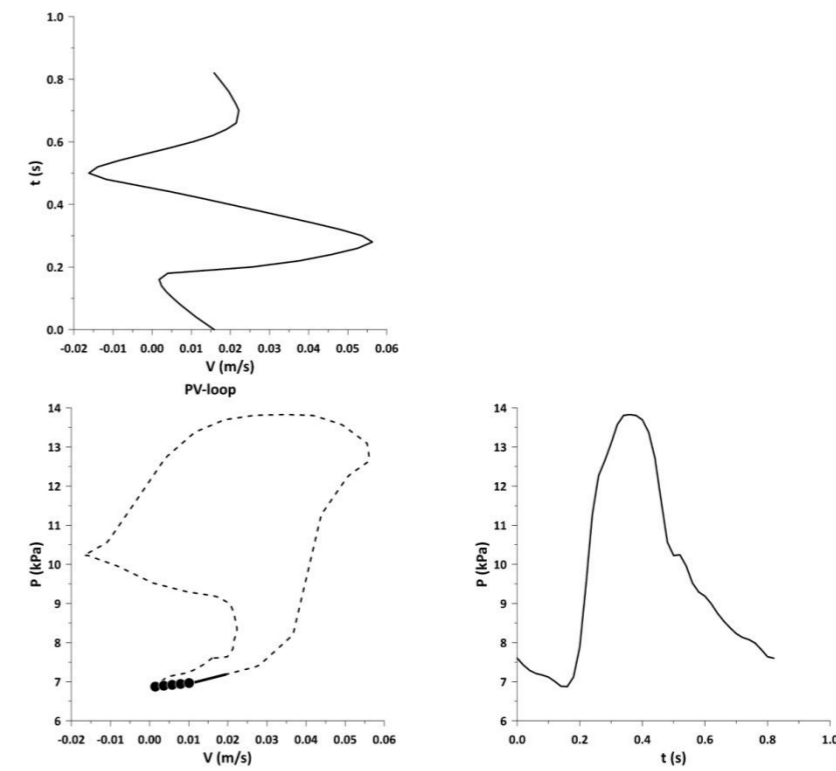
Σχήμα 9.5.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (3ος ασθενής).



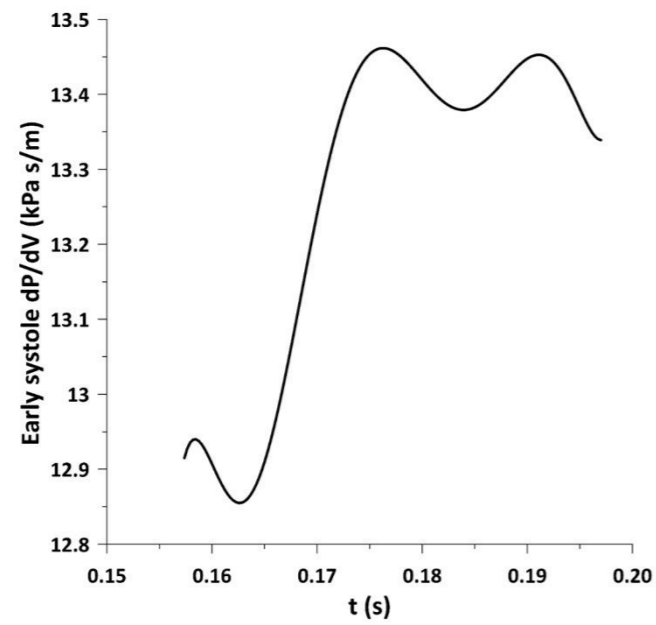
Σχήμα 9.6.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (3ος ασθενής).



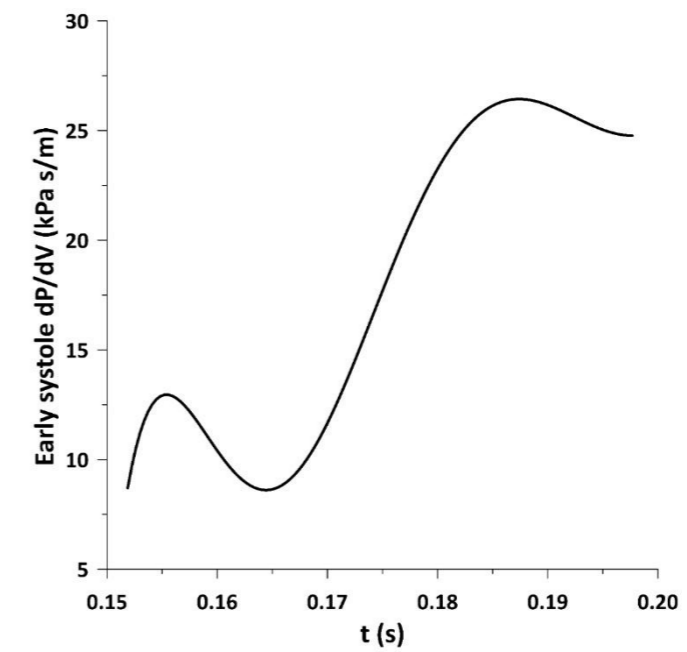
Σχήμα 9.7.α PV-loop για τον 4ο ασθενή πριν την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



Σχήμα 9.8.α PV-loop για τον 4ο ασθενή μετά την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.

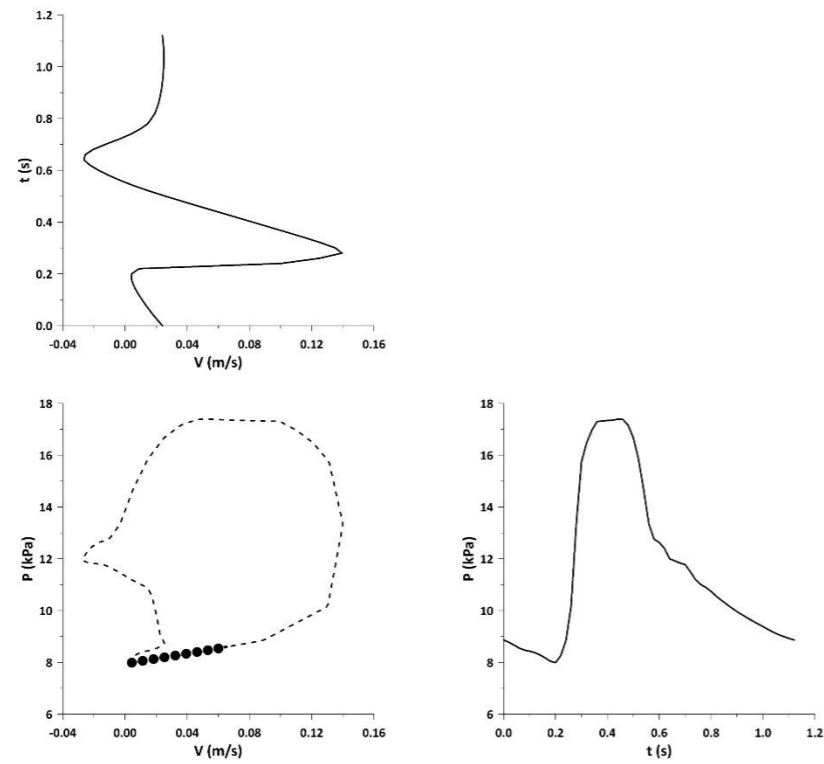


Σχήμα 9.7.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (4ος ασθενής).

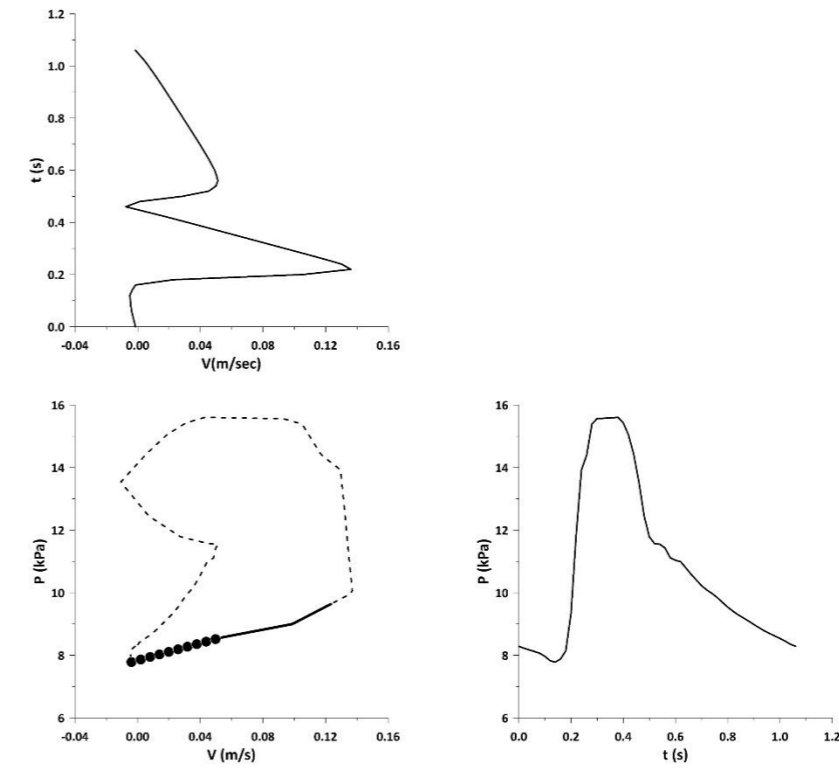


Σχήμα 9.8.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (4ος ασθενής).

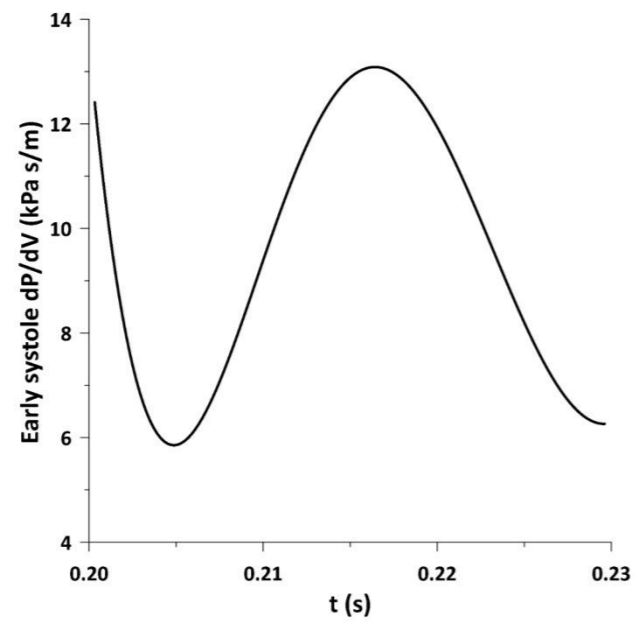




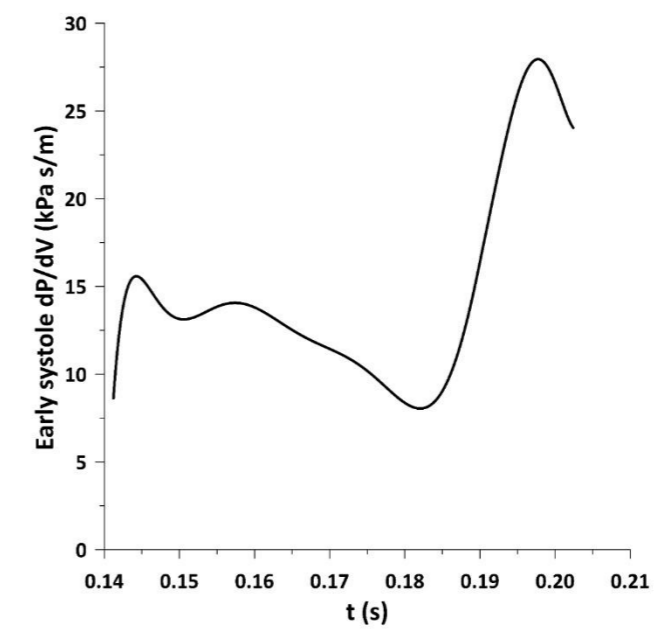
Σχήμα 9.9.α PV-Ιοορ για τον 5ο ασθενή πριν την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



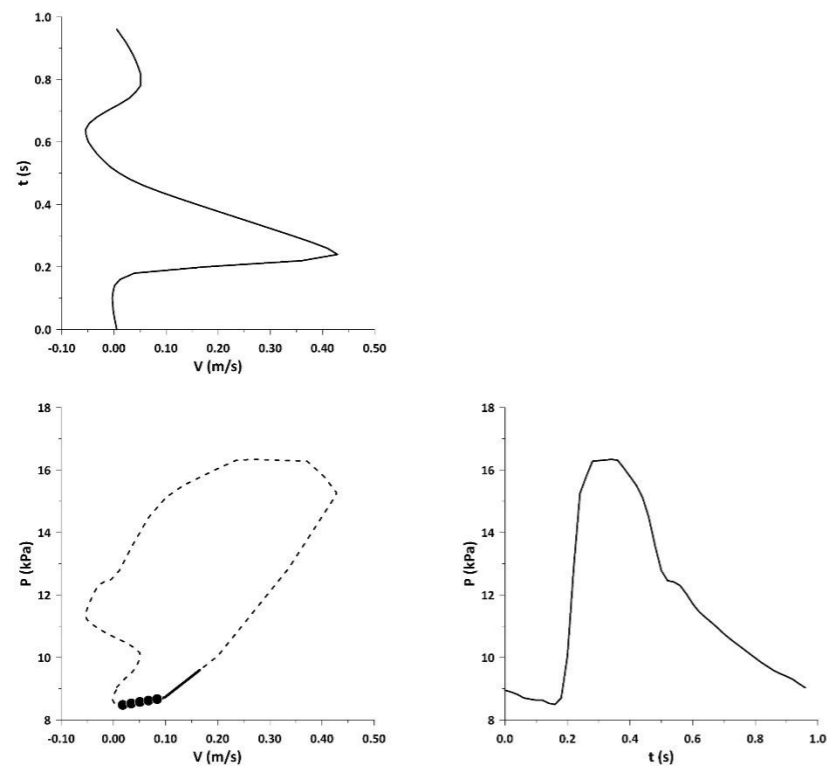
Σχήμα 9.10.α PV-Ιοορ για τον 5ο ασθενή μετά την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



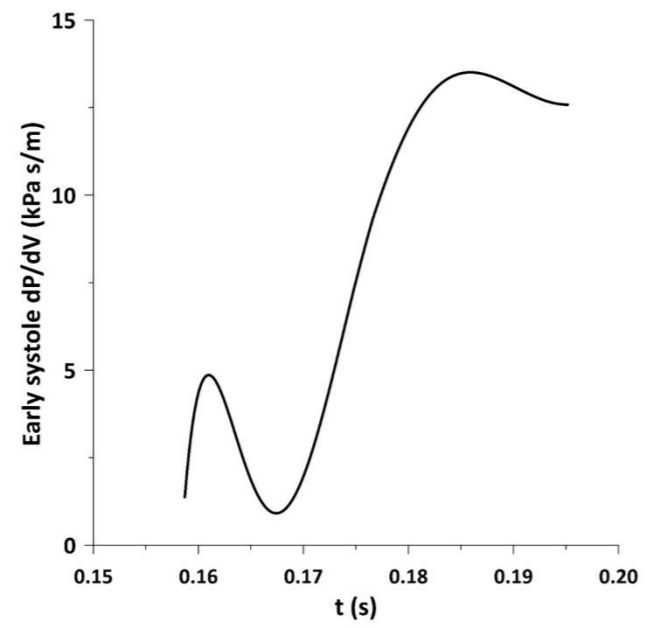
Σχήμα 9.9.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (5ος ασθενής).



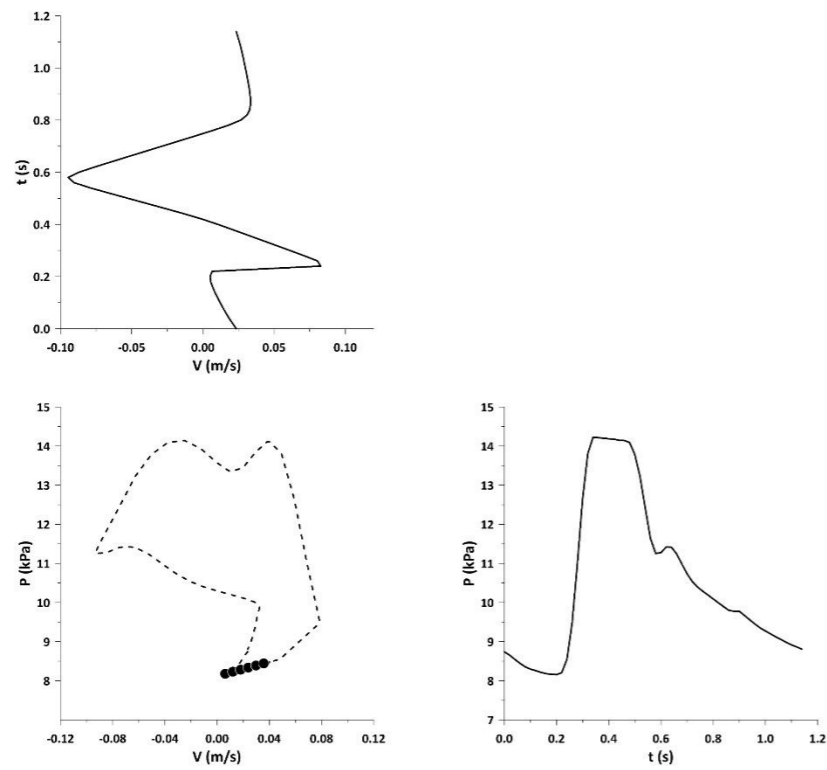
Σχήμα 9.10.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (5ος ασθενής).



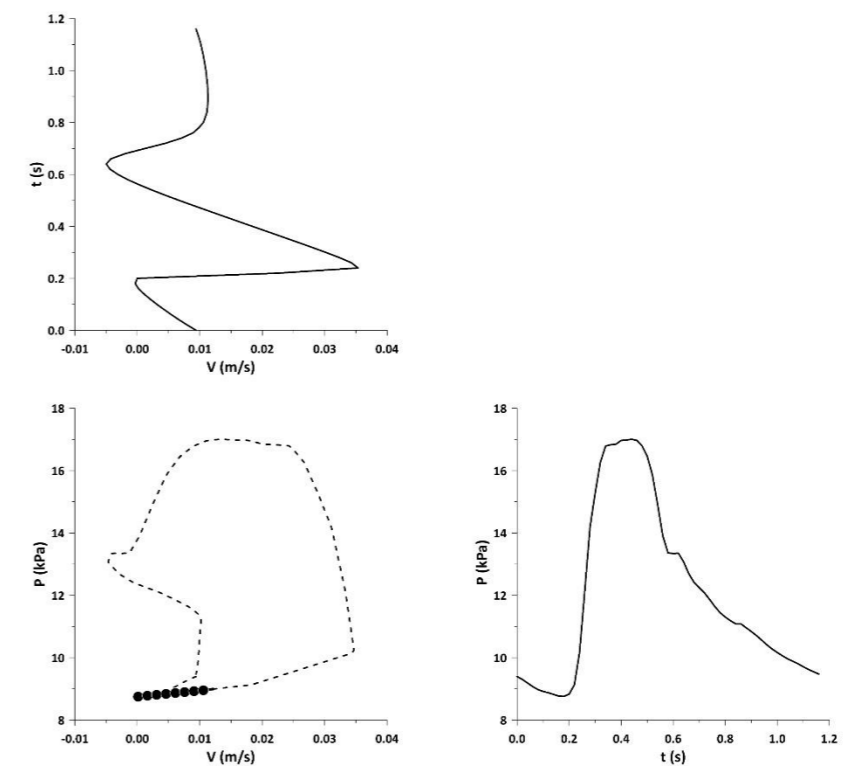
Σχήμα 9.11.α PV-loop για τον 7ο ασθενή πριν την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



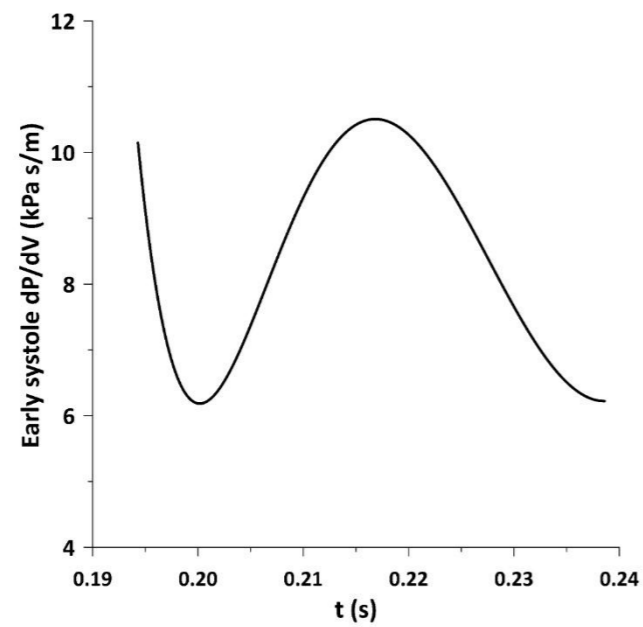
Σχήμα 9.11.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (7ος ασθενής).



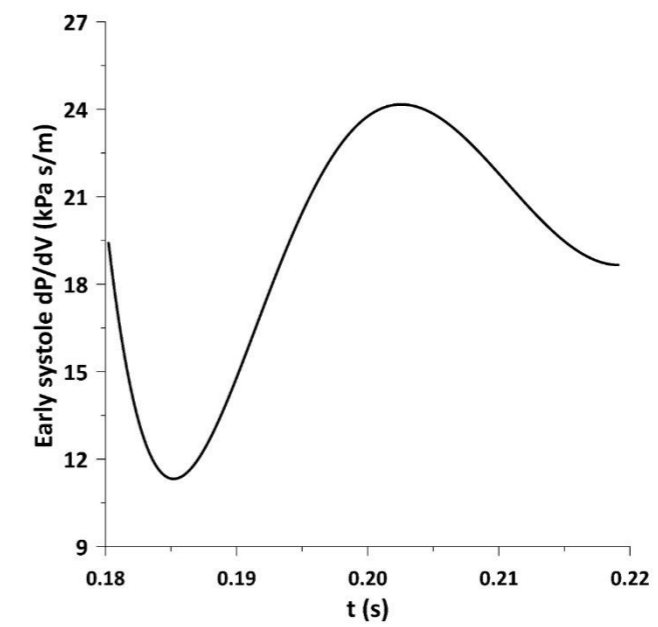
Σχήμα 9.12.α PV-Loop για τον 8ο ασθενή πριν την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



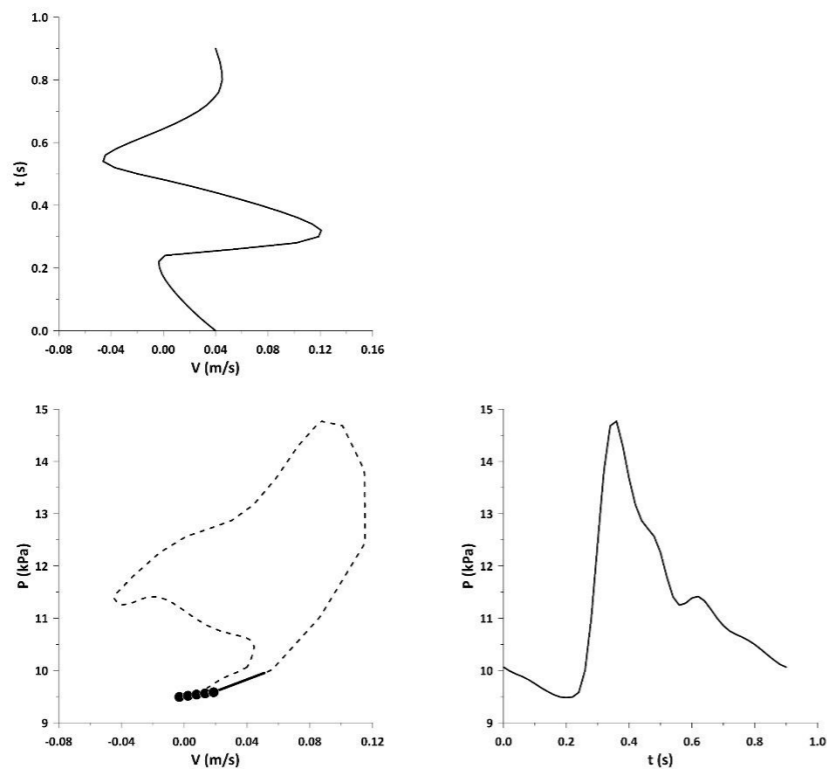
Σχήμα 9.13.α PV-Loop για τον 8ο ασθενή μετά την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



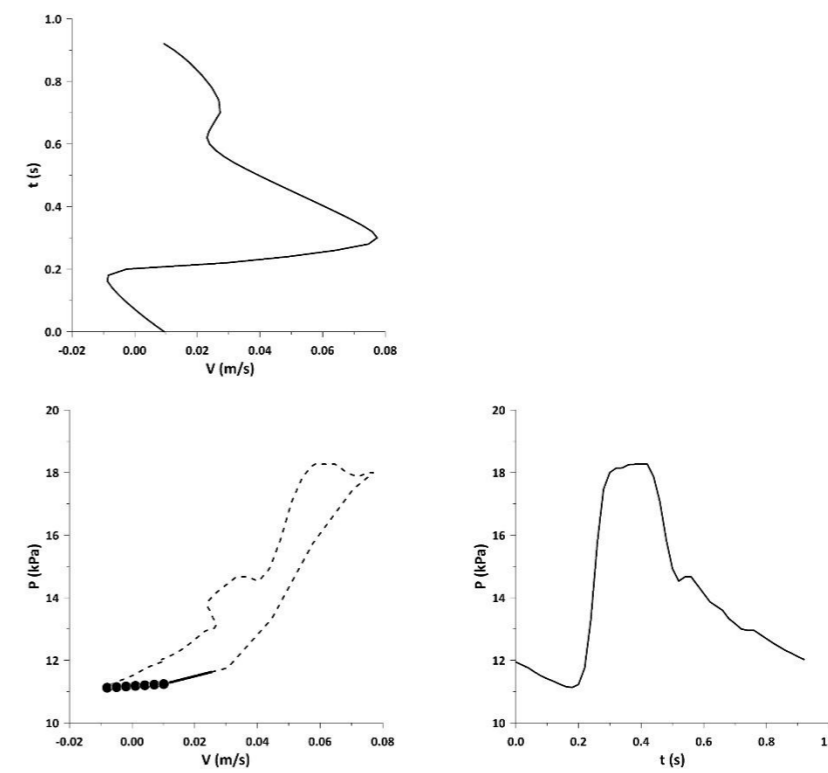
Σχήμα 9.12.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (8ος ασθενής).



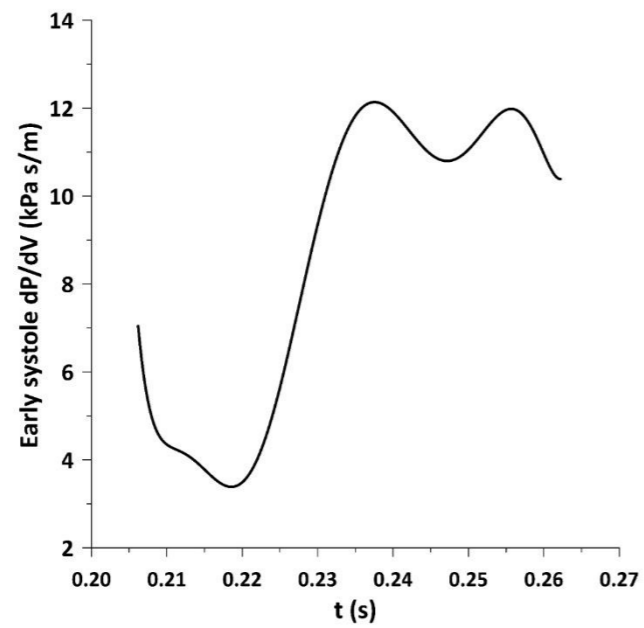
Σχήμα 9.13.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (8ος ασθενής).



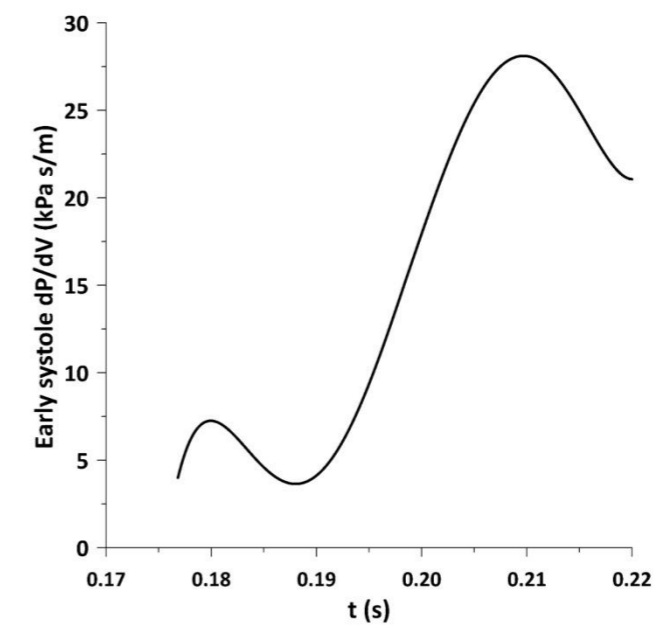
Σχήμα 9.14.α PV-Loop για τον 9ο ασθενή πριν την αποκατάσταση για ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



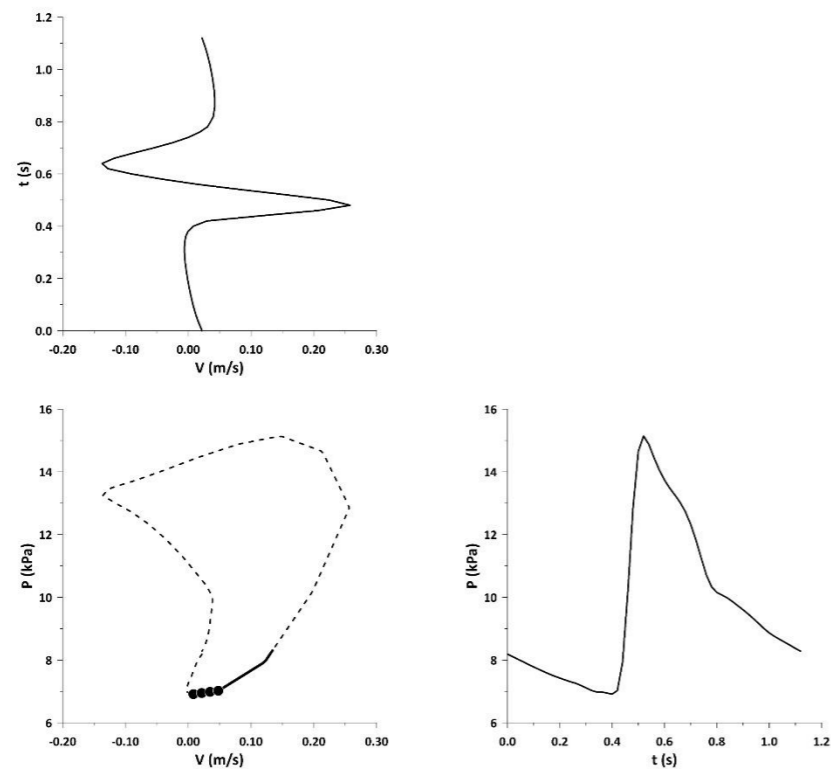
Σχήμα 9.15.α PV-Loop για τον 9ο ασθενή μετά την αποκατάσταση για ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



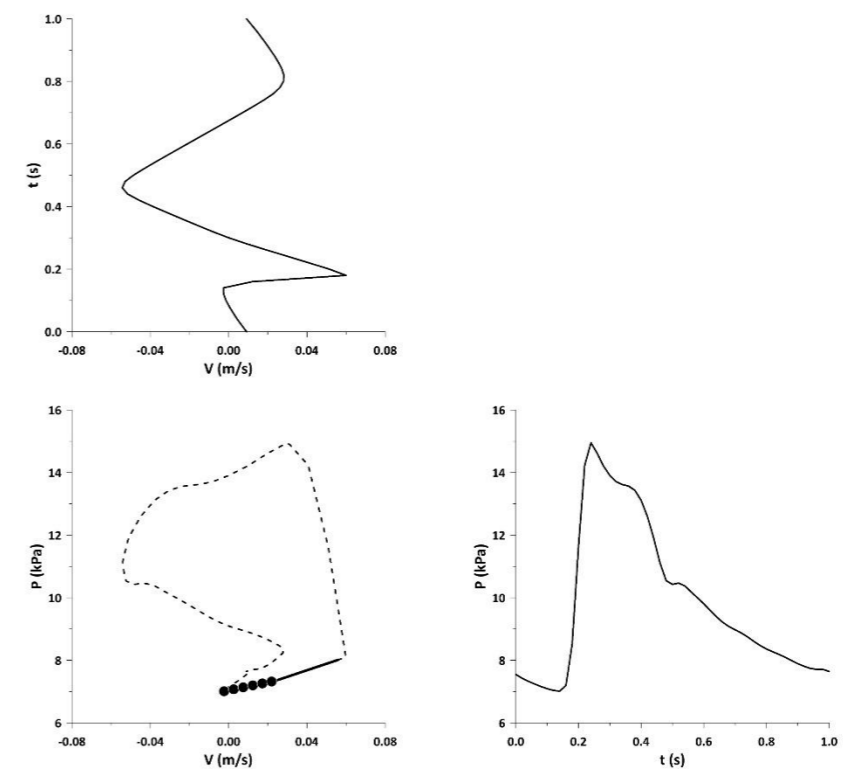
Σχήμα 9.14.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (9ος ασθενής).



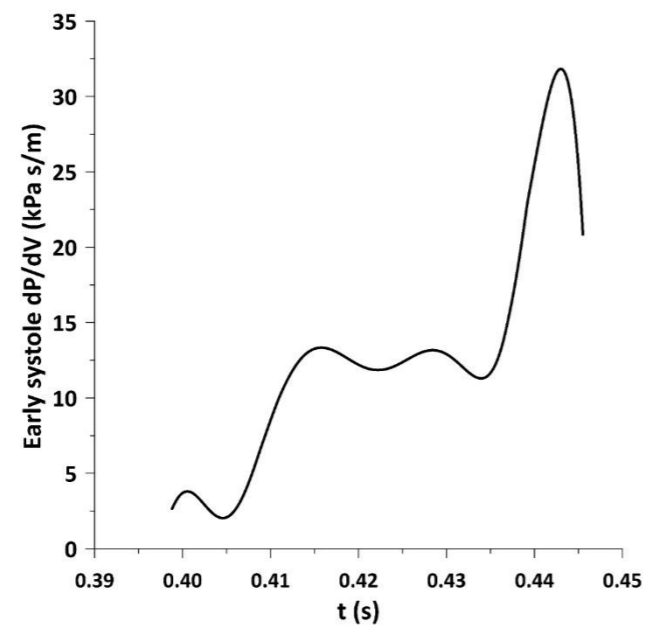
Σχήμα 9.15.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (9ος ασθενής).



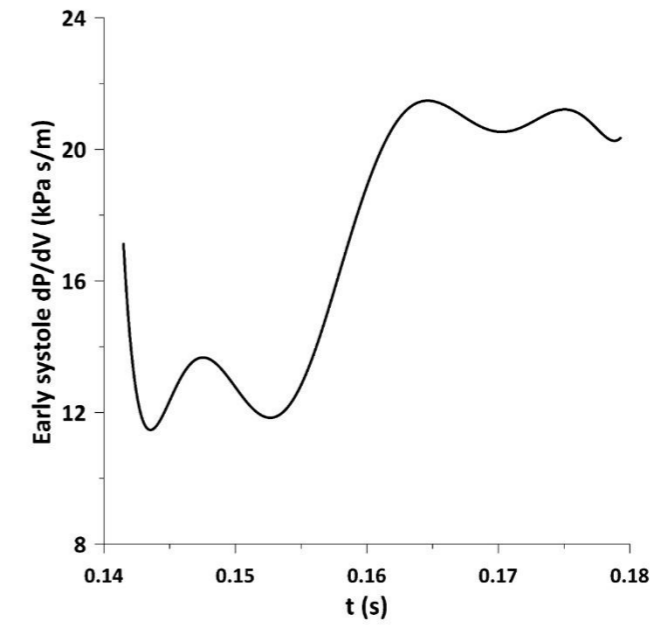
Σχήμα 9.16.α PV-Ιοορ για τον 10ο ασθενή πριν την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



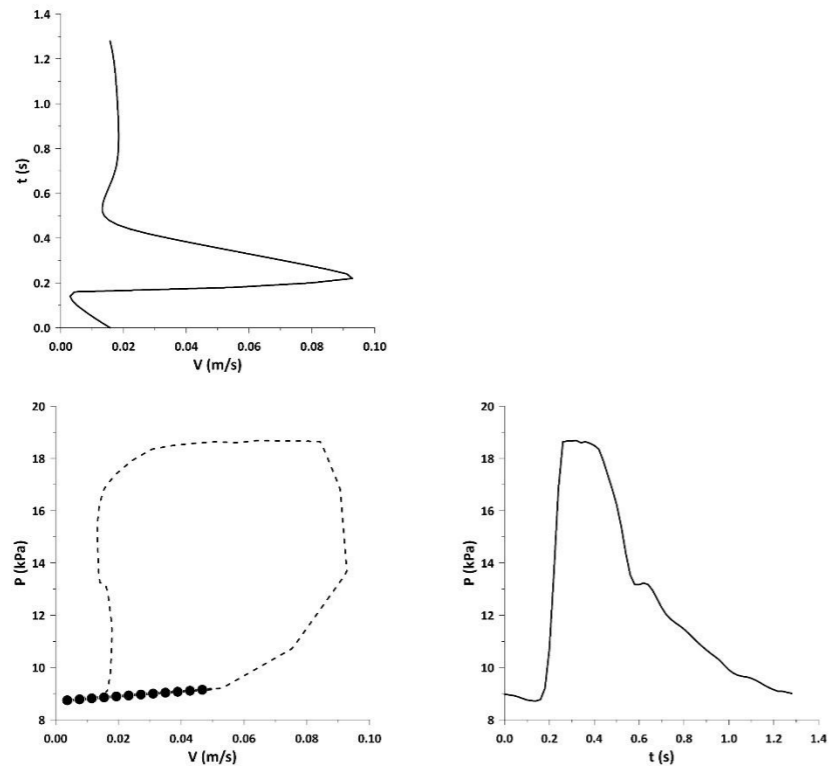
Σχήμα 9.17.α PV-Ιοορ για τον 10ο ασθενή μετά την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



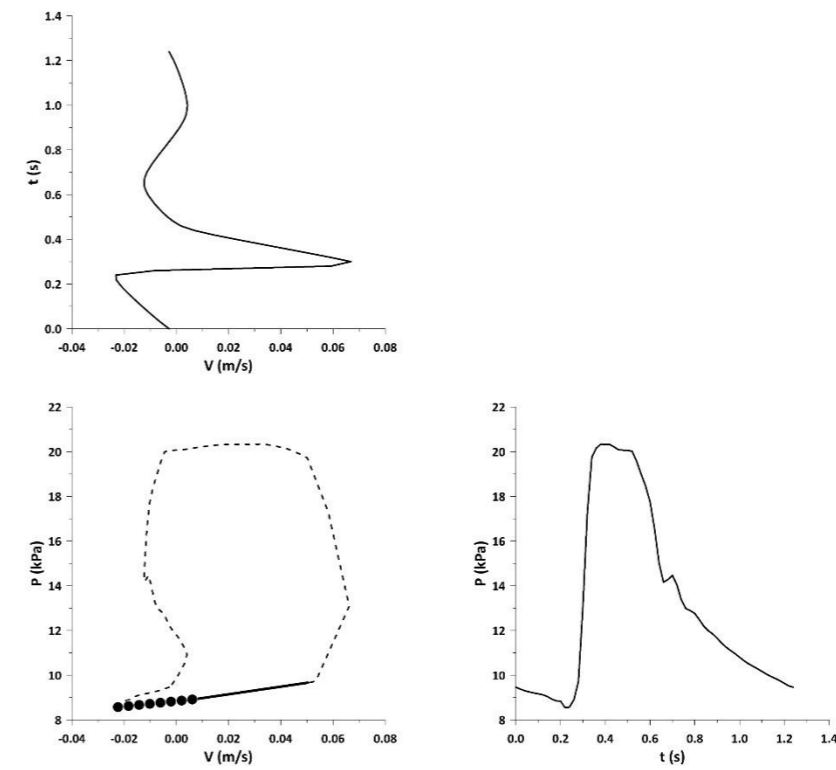
Σχήμα 9.16.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (10ος ασθενής).



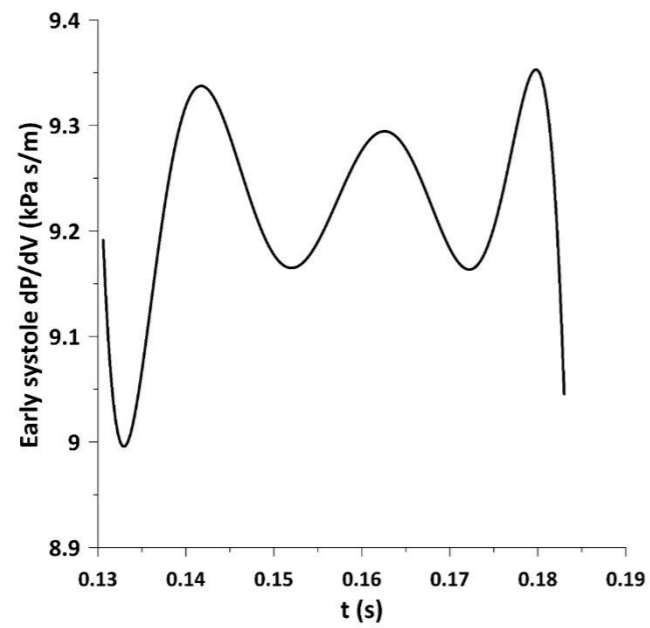
Σχήμα 9.17.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (10ος ασθενής).



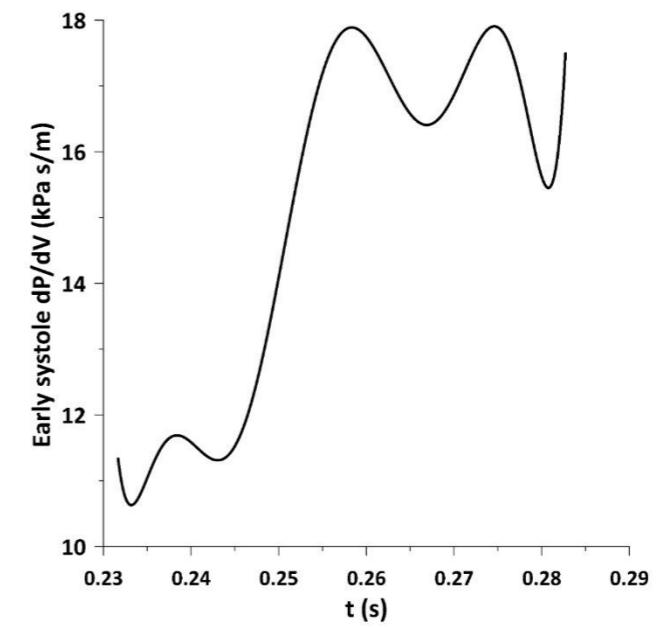
Σχήμα 9.18.α PV-Loop για τον 11ο ασθενή πριν την αποκατάσταση για ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



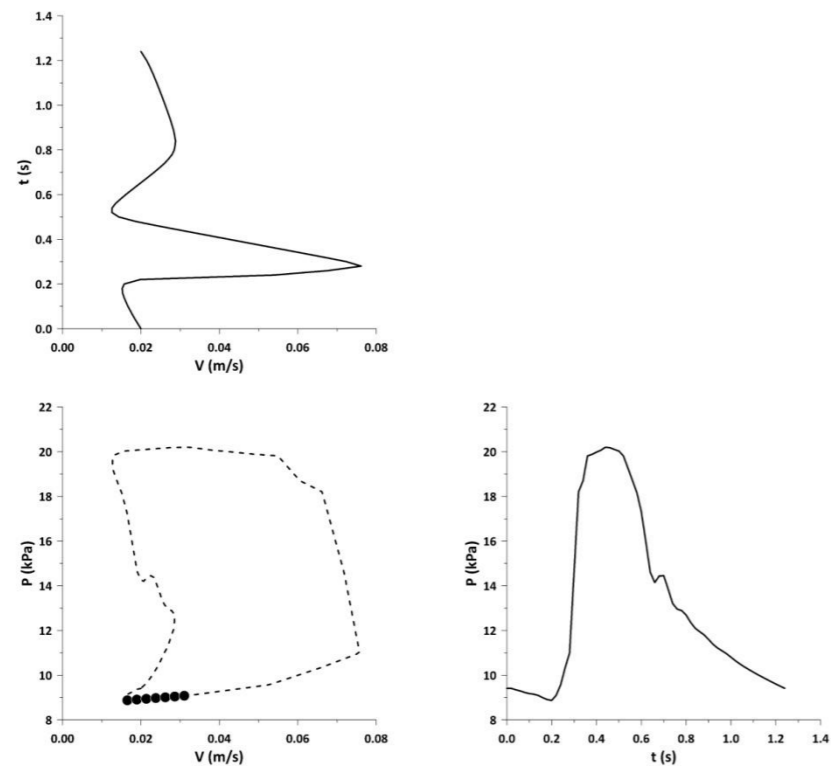
Σχήμα 9.19.α PV-Loop για τον 11ο ασθενή μετά την αποκατάσταση για ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



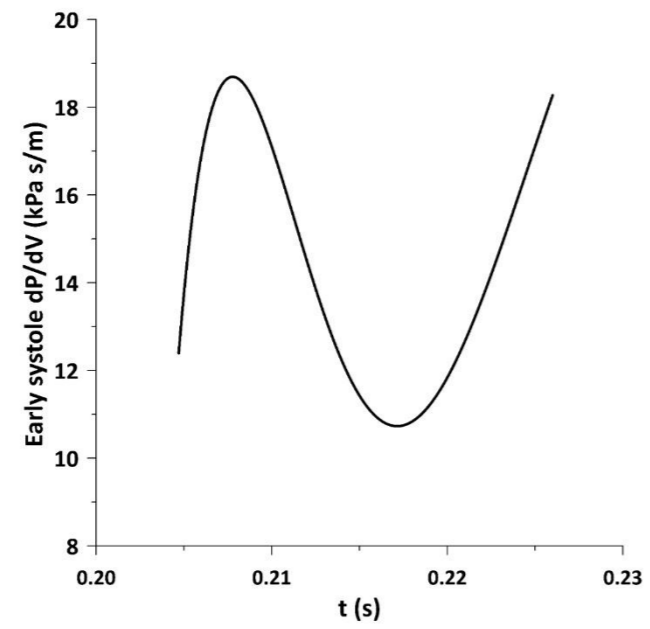
Σχήμα 9.18.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (11ος ασθενής).



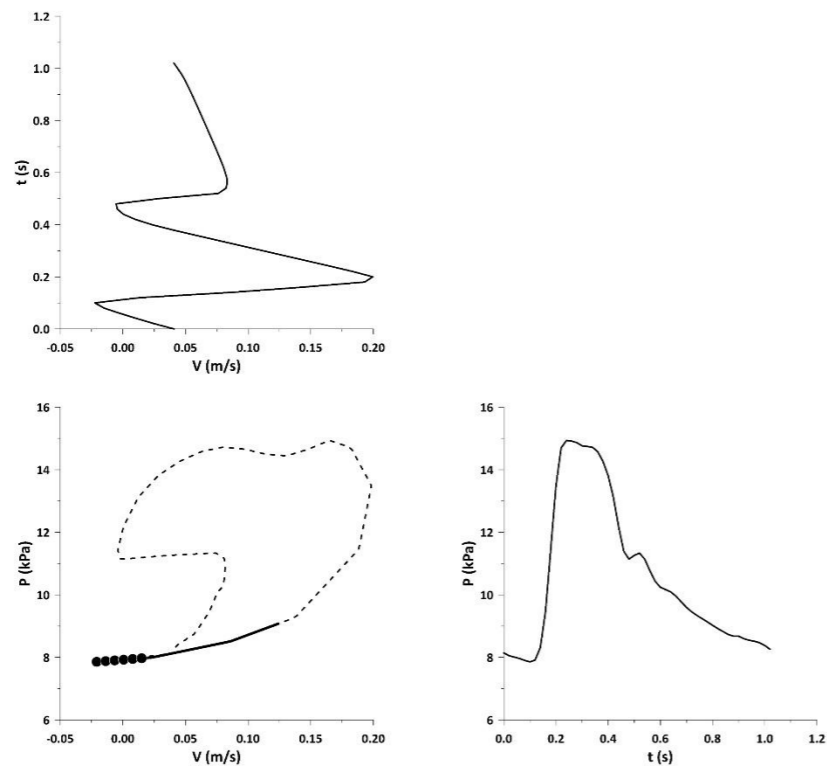
Σχήμα 9.19.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (11ος ασθενής).



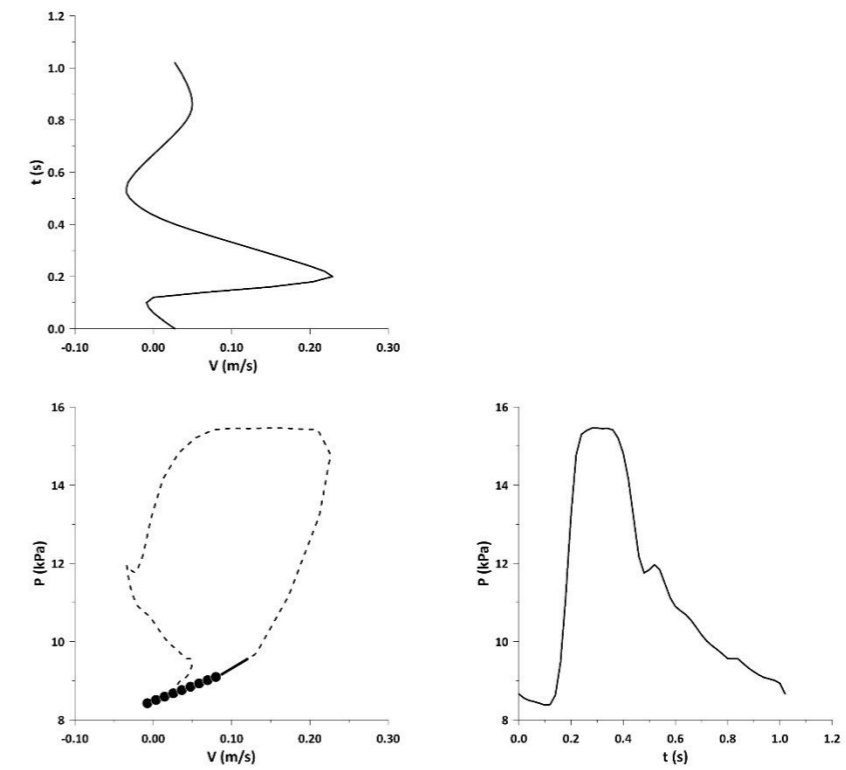
Σχήμα 9.20.α PV-loop για τον 11ο ασθενή μετά την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



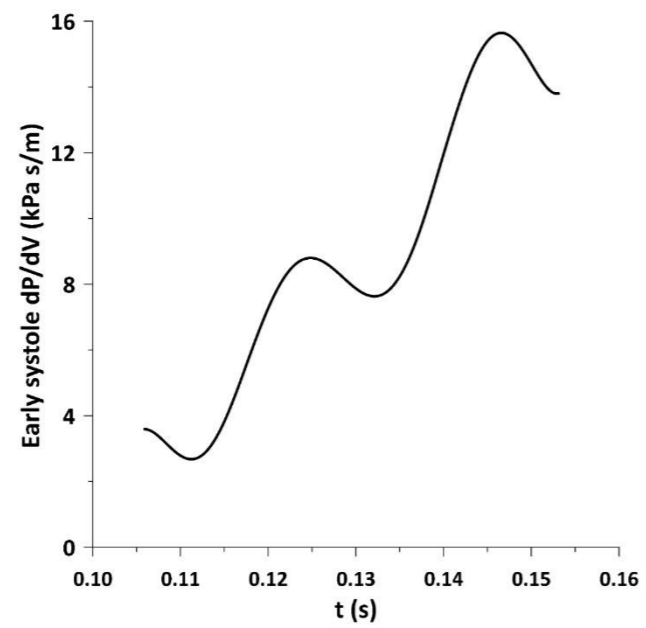
Σχήμα 9.20.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (11ος ασθενής).



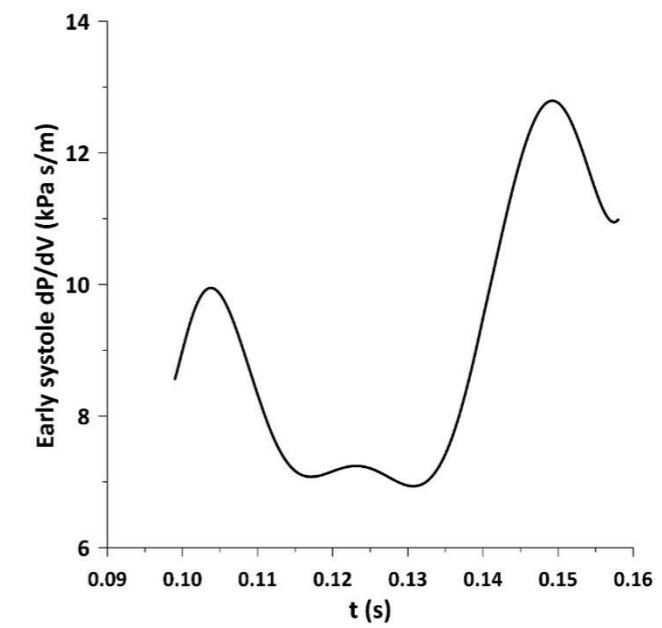
Σχήμα 9.21.α PV-loop για τον 13ο ασθενή πριν την απο κατάσταση για ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



Σχήμα 9.22.α PV-loop για τον 13ο ασθενή πριν την απο κατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.

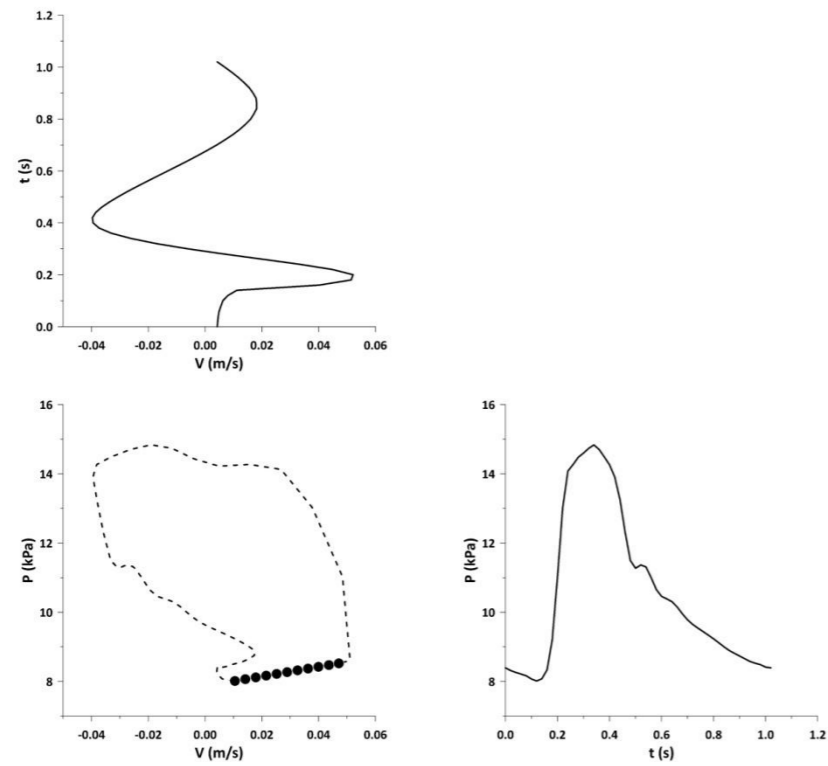


Σχήμα 9.21.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (13ος ασθενής).

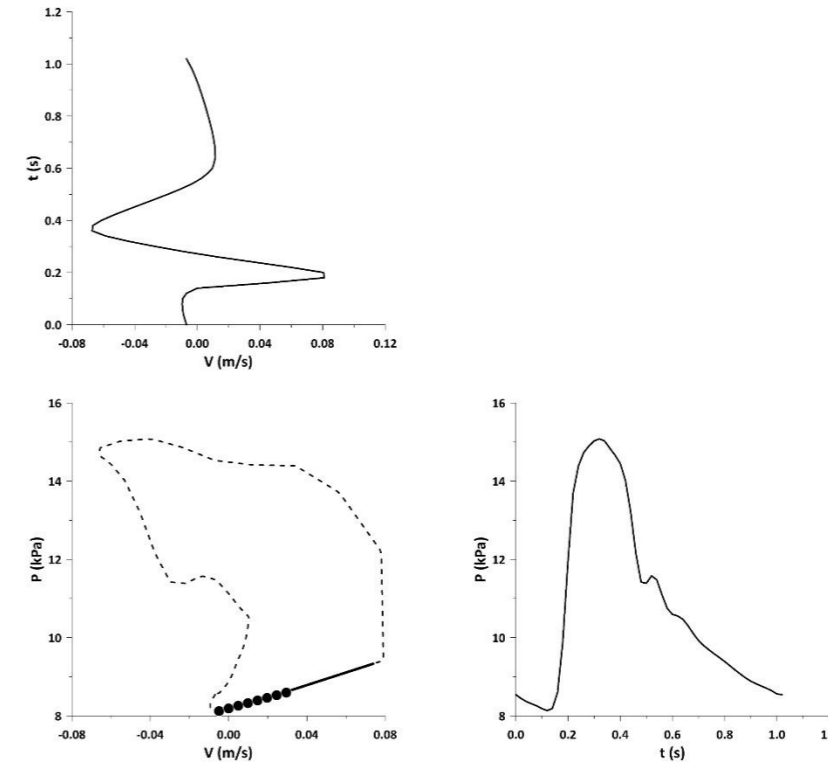


Σχήμα 9.22.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (13ος ασθενής).

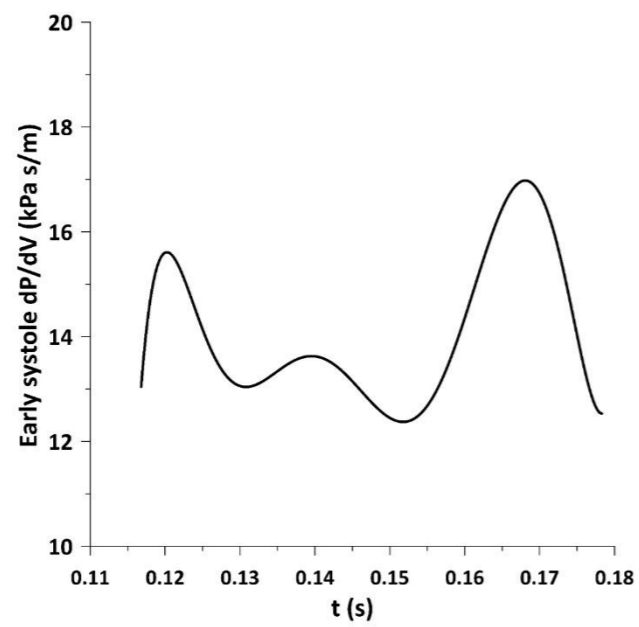




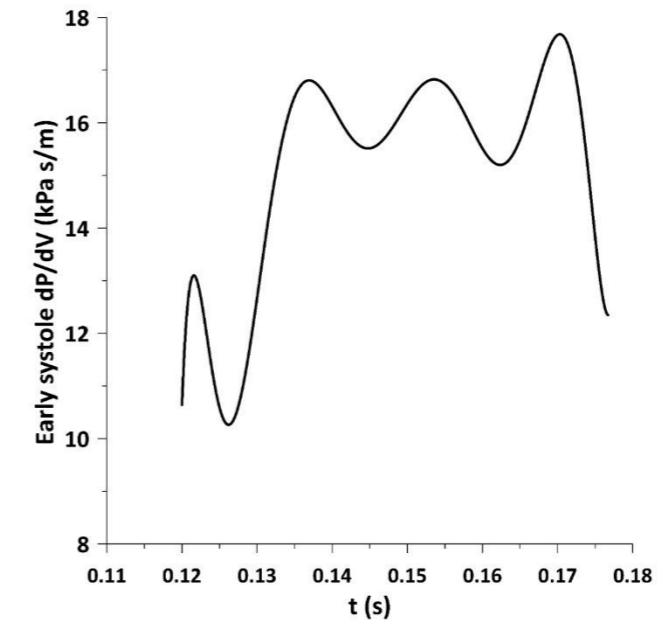
Σχήμα 9.23.α PV-Ιοορ για τον 13ο ασθενή μετά την αποκατάσταση για ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



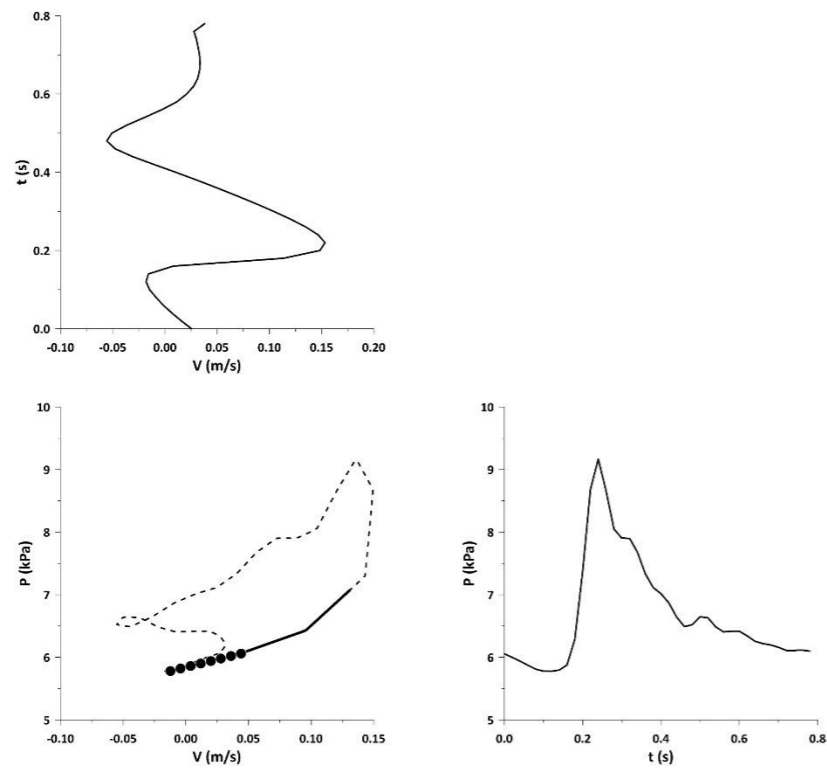
Σχήμα 9.24.α PV-Ιοορ για τον 13ο ασθενή μετά την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



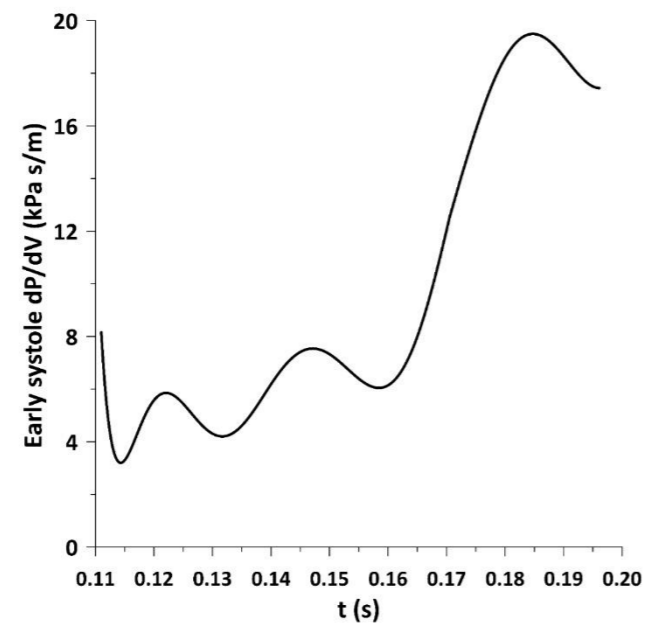
Σχήμα 9.23.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (13ος ασθενής).



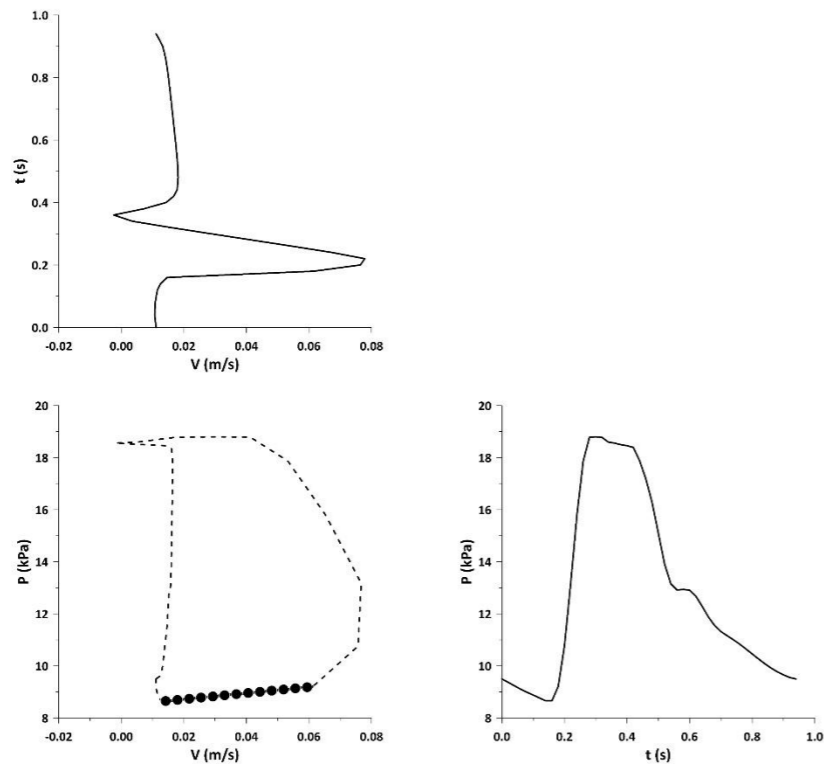
Σχήμα 9.24.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (13ος ασθενής).



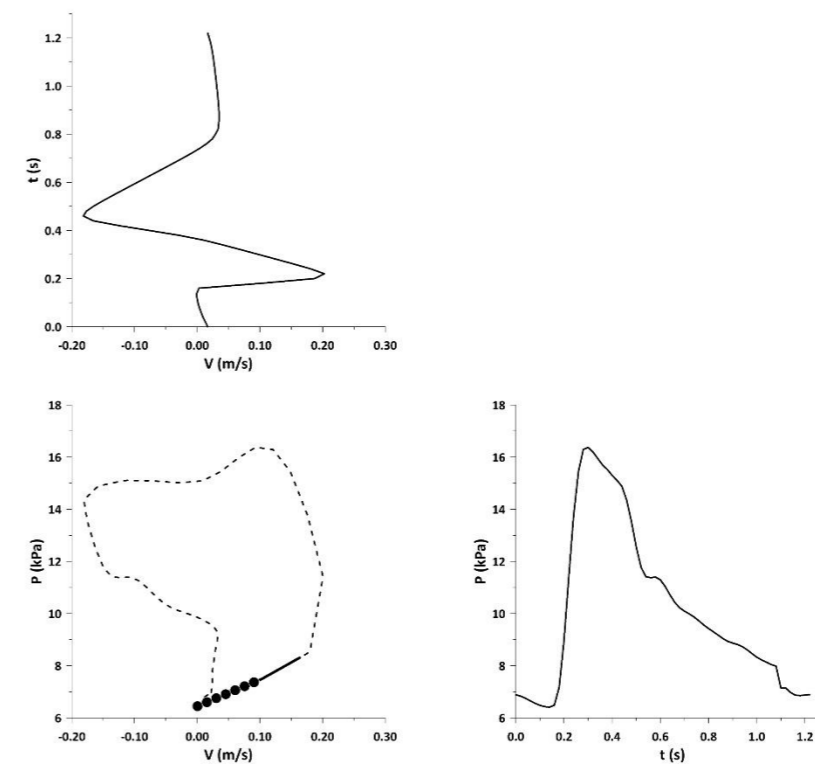
Σχήμα 9.25.α PV-loop για τον 14ο ασθενή πριν την απο κατάσταση για ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



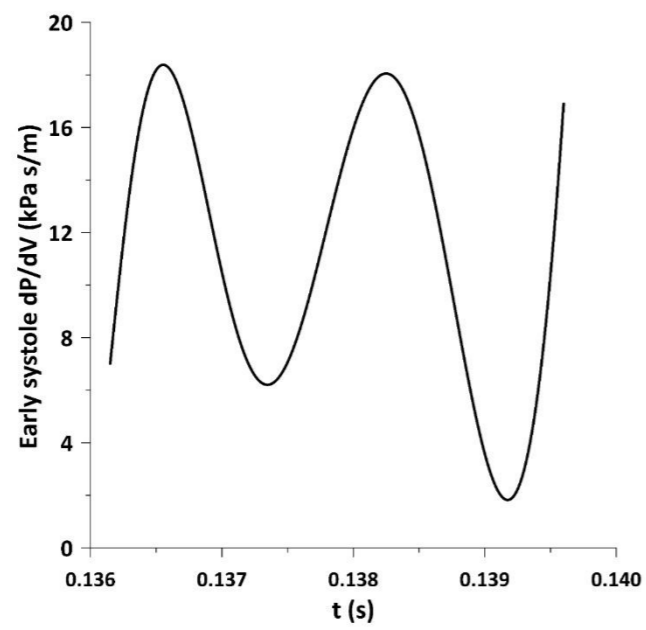
Σχήμα 9.25.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (14ος ασθενής).



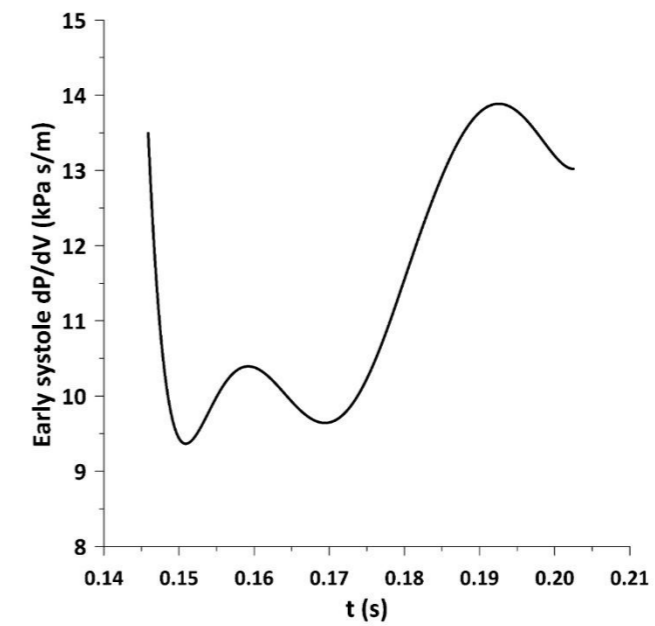
Σχήμα 9.26.α PV-loop για τον 18ο ασθενή πριν την απο κατάσταση για ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



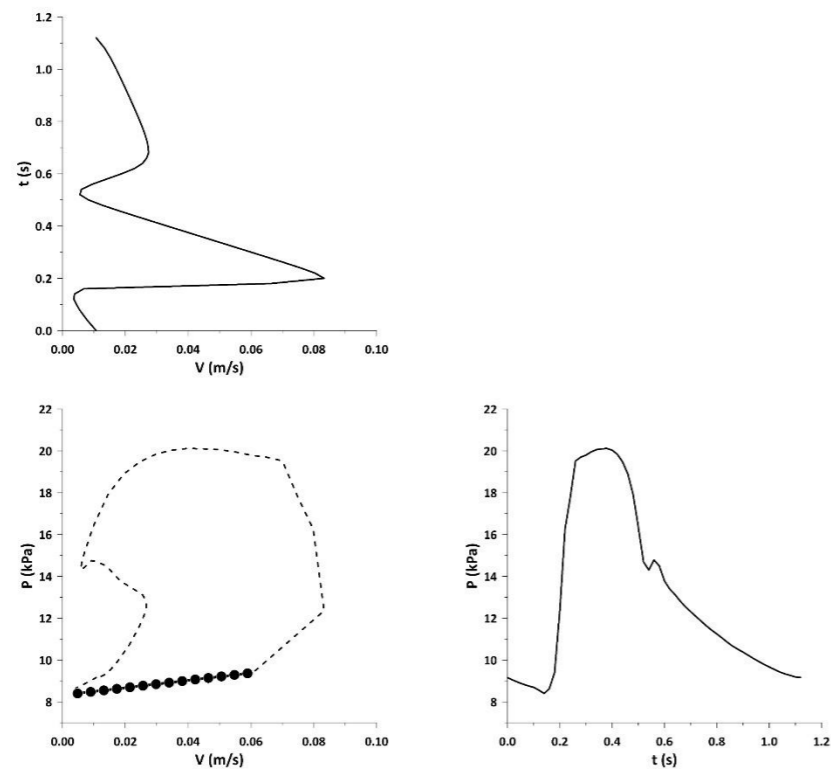
Σχήμα 9.27.α PV-loop για τον 18ο ασθενή πριν την απο κατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



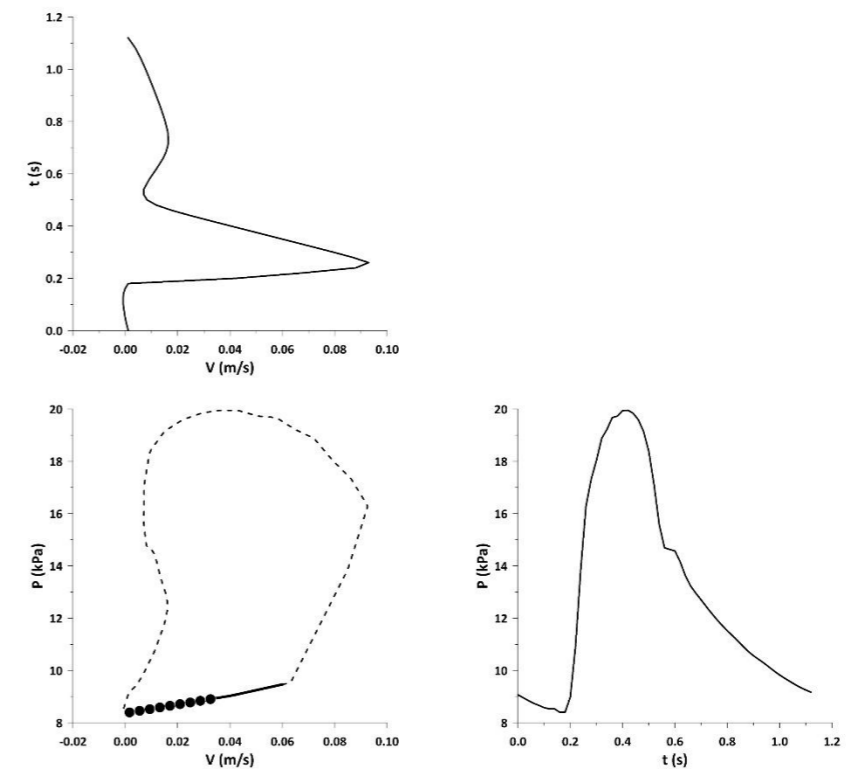
Σχήμα 9.26.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (18ος ασθενής).



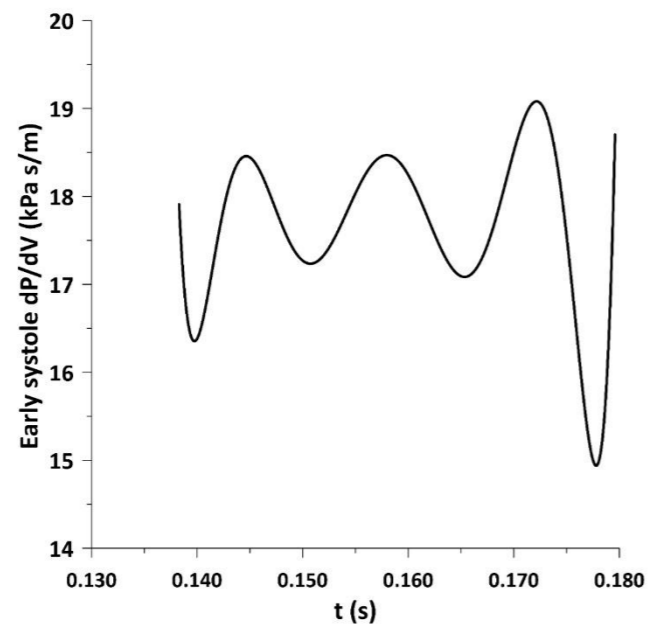
Σχήμα 9.27.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (18ος ασθενής).



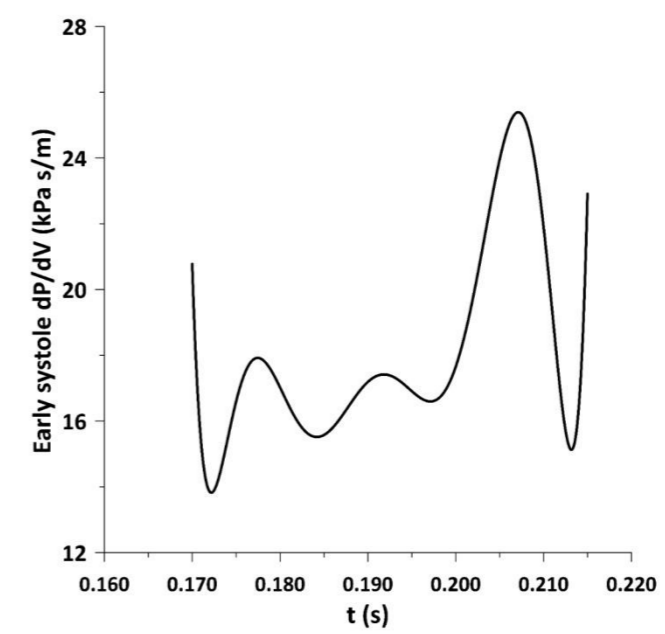
Σχήμα 9.28.α PV-Loop για τον 18ο ασθενή μετά την αποκατάσταση για ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



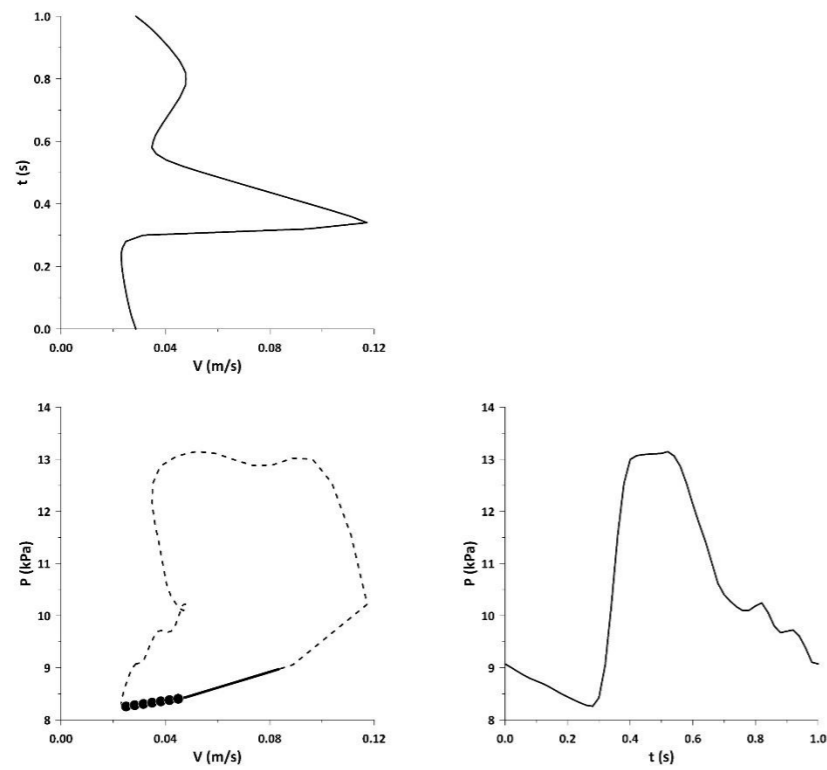
Σχήμα 9.29.α PV-Loop για τον 18ο ασθενή μετά την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



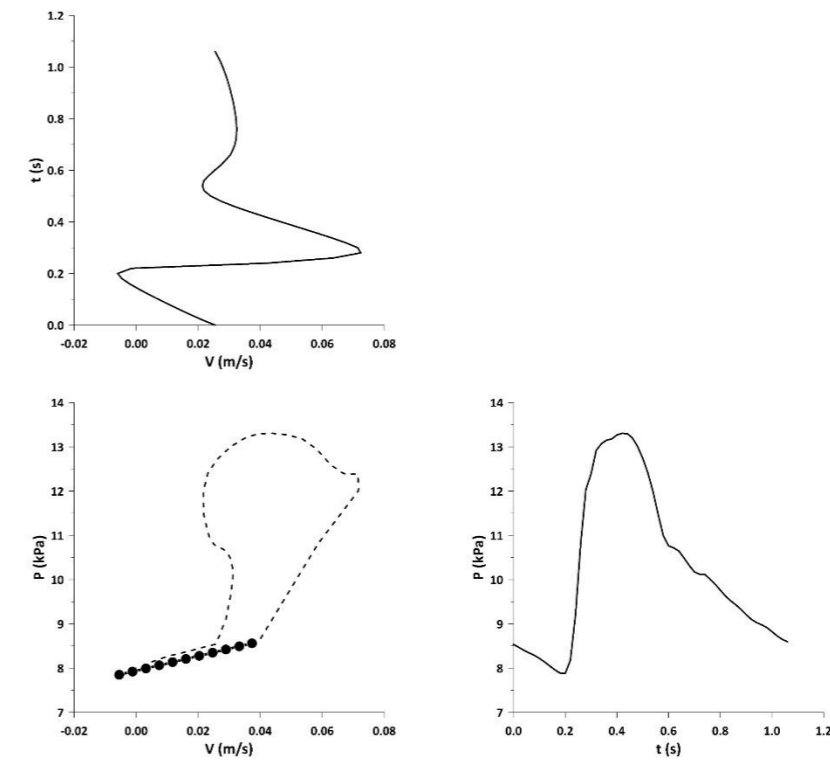
Σχήμα 9.28.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (18ος ασθενής).



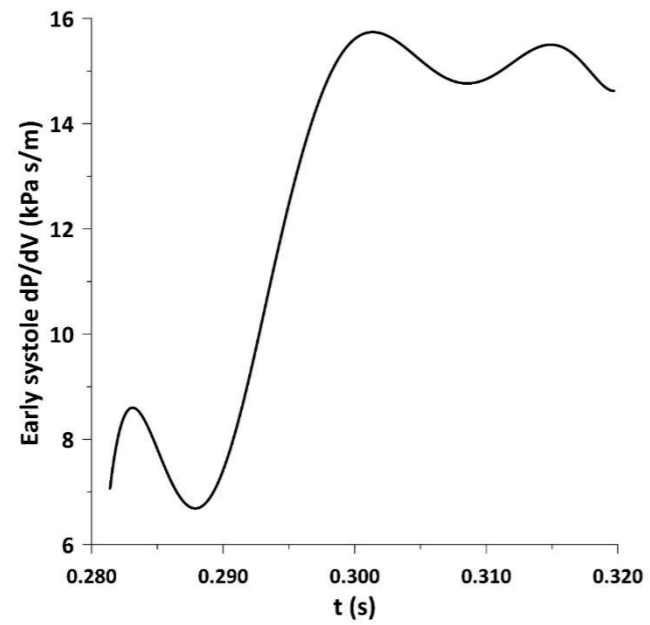
Σχήμα 9.29.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (18ος ασθενής).



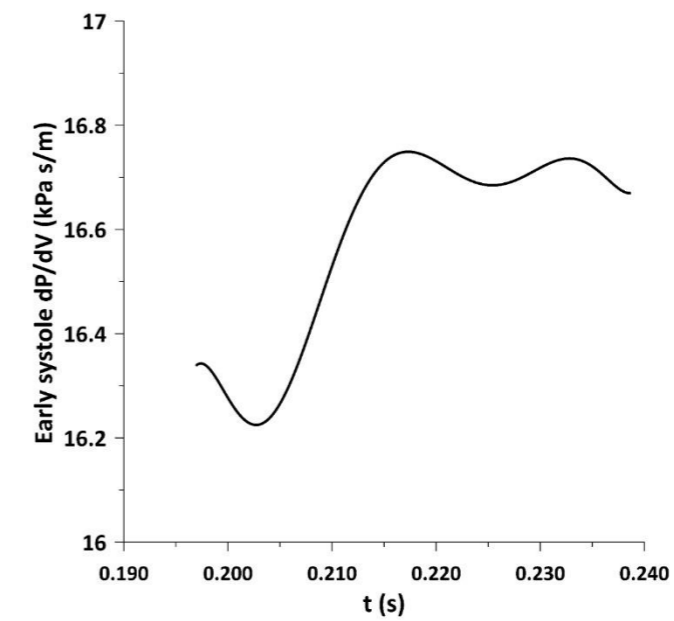
Σχήμα 9.30.α PV-Loop για τον 20ο ασθενή πριν την αποκατάσταση για ευρύ δειγματοληπτικό παράθυρο.



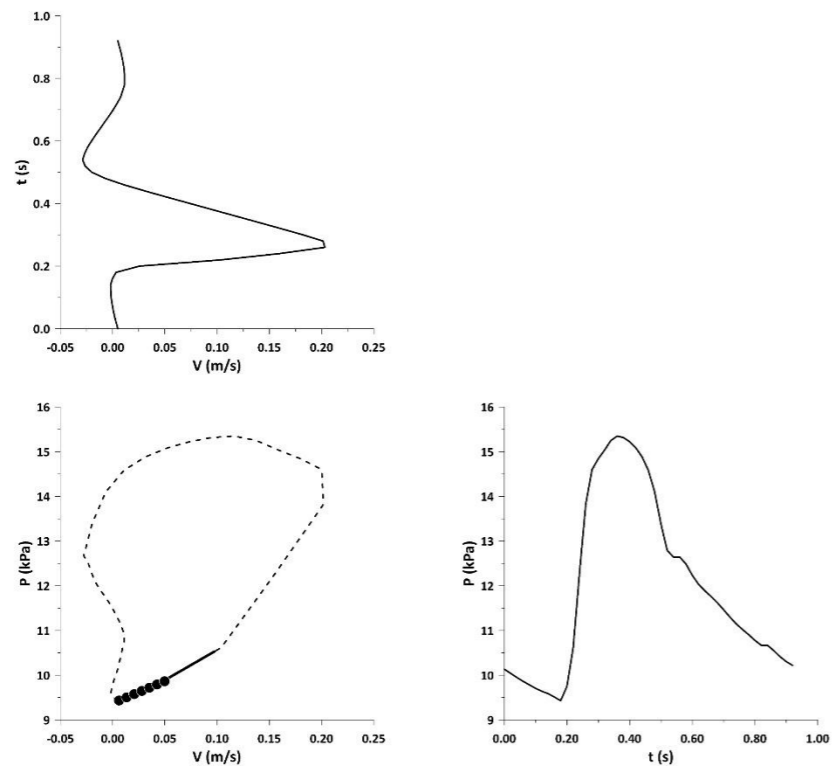
Σχήμα 9.31.α PV-Loop για τον 20ο ασθενή μετά την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



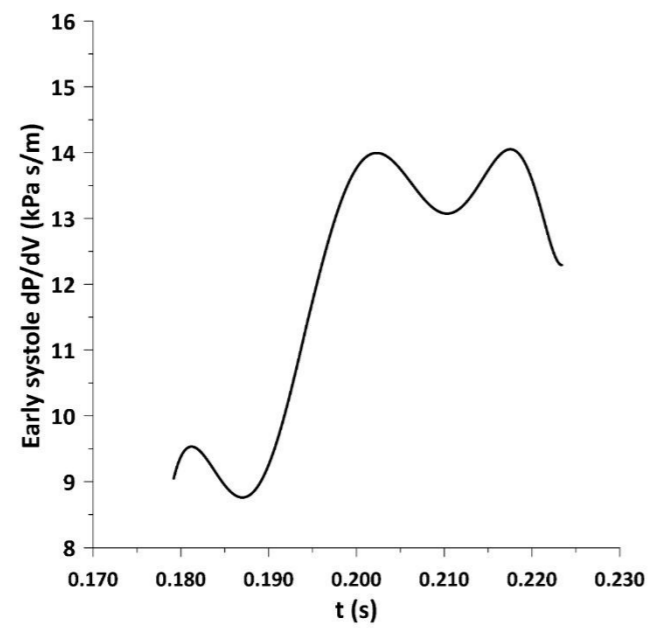
Σχήμα 9.30.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (20ος ασθενής).



Σχήμα 9.31.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (20ος ασθενής).



Σχήμα 9.32.α PV-Ισορ για τον 230 ασθενή πριν την αποκατάσταση για στενό δειγματοληπτικό παράθυρο.



Σχήμα 9.32.β Καμπύλη μεταβολής κλίσης στο early systole (23ος ασθενής).