



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΧΗΜΕΙΑΣ ΚΑΙ ΒΙΟΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ

ΤΙΤΛΟΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

**ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΟΥ
ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ**

ΝΤΑΦΗ ΕΛΙΣΣΑΒΕΤ

ΛΑΡΙΣΑ 2011

ΤΡΙΜΕΛΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗ

ΚΟΥΤΣΙΑΡΗΣ ΑΡΙΣΤΟΤΕΛΗΣ
ΓΙΑΝΝΟΥΚΑΣ ΑΘΑΝΑΣΙΟΣ
ΚΟΥΡΕΤΑΣ ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η δημιουργία πειραματικών μοντέλων έχει θετικά και αρνητικά στοιχεία. Ίσως το πιο θετικό της στοιχείο είναι ότι η μελέτη των στοιχείων που μας ενδιαφέρουν δεν περιορίζεται από τον ανθρώπινο παράγοντα (πειράματα in vivo). Στην παρούσα εργασία περιγράφεται μια πρώτη προσπάθεια μοντελοποίησης του καρδιαγγειακού συστήματος του ανθρώπου, καθώς και οι πρώτες μετρήσεις και τα αποτελέσματα.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Καθηγητή της Αγγειοχειρουργικής του Π.Θ., Γιαννούκα Αθανάσιο, για την παραχώρηση του εργαστηρίου και την κάλυψη των εξόδων. Τον Καθηγητή της Φυσιολογίας των Ζώων του Τμήματος Βιοχημείας και Βιοτεχνολογίας, Κουρέτα Δημήτριο, για τη βοήθεια του σε διαδικαστικά θέματα όσον αφορά την πτυχιακή εργασία. Επίσης, τον Θεοχάρη Νικόλαο για τη συμβολή του σε τεχνικά θέματα.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον συμβασιούχο Διδάσκοντα ΠΔ 407/80 του τμήματος της Ιατρικής του Π.Θ., Καθηγητή Εφαρμογών Πληροφορικής του ΤΕΙ Λάρισας του τμήματος Ιατρικών Εργαστηρίων, Κουτσιαρή Αριστοτέλη, για την πολύτιμη βοήθειά του στη γενική σχεδίαση της πτυχιακής εργασίας, στη συνδεσμολογία του μοντέλου, στη καθοδήγησή μου για την κατασκευή του μοντέλου και την επεξεργασία των εικόνων και των φωτογραφιών.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

	Σελίδα
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	5
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΕΙΣΑΓΩΓΗ	
1.1 Μορφή καρδιαγγειακού συστήματος	6
1.2 Φυσιολογική λειτουργία	
1.2.1 Αρτηριακός σφυγμός	9
1.2.2 Φλεβικός σφυγμός	10
1.2.3 Πίεση	12
1.2.4 Ταχύτητα και παροχή	13
1.2.5 Παλμός αιματικής πίεσης	15
1.2.6 Παλμός αιματικής ταχύτητας	19
1.2.7 Ιξώδες	20
1.2.8 Αντίσταση ροής και νόμος του Poiseuille	21
1.2.9 Αγγειοδιαστολή	23
1.2.10 Περιορισμοί ανάλυσης του νόμου του Poiseuille	25
1.3 Παθολογίες	
1.3.1 Αίμα	26
1.3.2 Αθηρωμάτωση	27
1.3.3 Ανευρύσματα	27
1.3.4 Φλέβες	29
1.4 Η χρησιμότητα των μοντέλων	30
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ – ΜΕΘΟΔΟΙ	
2.1 Σχεδιάγραμμα του μοντέλου	32
2.2 Κατασκευή του μοντέλου	34
2.3 Περιγραφή συνδεσμολογίας	37

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

3.1	Θεωρητικός υπολογισμός αντίστασης της ροής	40
3.2	Μετρήσεις σε επιλεγμένα σημεία	42
3.3	Διαφορά με τους θεωρητικούς υπολογισμούς	45
3.4	Μετρήσεις με αγγειοσυστολή	45

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ - ΣΥΖΗΤΗΣΗ

4.1	Ερμηνεία των αποτελεσμάτων	47
4.2	Παρουσία ανευρύσματος	47
4.3	Μελλοντικές βελτιώσεις	49
4.4	Μελλοντικές εφαρμογές	50

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	52
---------------------	----

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

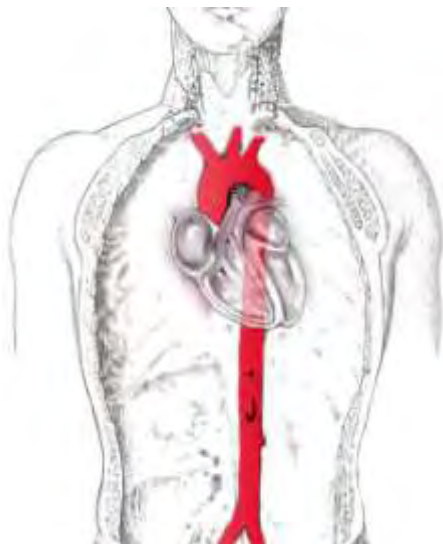
Παρά το γεγονός ότι το καρδιαγγειακό σύστημα είναι ένα κεντρικό θέμα στα μαθήματα φυσιολογίας είναι δύσκολο να εξασφαλιστεί στους φοιτητές εργαστηριακή εμπειρία επάνω σε ζητήματα αιμοδυναμικής. Γι' αυτό το λόγο, αναπτύχθηκε ένα μοντέλο κυκλοφορικού συστήματος από άμεσα διαθέσιμα υλικά με ένα λογικό κόστος. Χρησιμοποιώντας αυτό το μοντέλο, οι φοιτητές μπορούν να εξετάσουν την επίδραση που έχουν ο όγκος του αίματος, η ελαστικότητα των αγγείων και η δραστηριότητα της καρδιάς στην πίεση και στη ροή του αίματος. Το μοντέλο, επίσης, παρουσιάζει την επίδραση της διαμέτρου του αγγείου στην αντίσταση και στην ταχύτητα του ρευστού. Αυτό το σύστημα μπορεί ίσως να δώσει στους σπουδαστές μια πιο συγκεκριμένη, αίσθηση της καρδιαγγειακής φυσιολογίας. Τέλος, η απλή του κατασκευή επιτρέπει στους σπουδαστές την ανταλλαγή εξαρτημάτων, δίνοντάς τους μεγαλύτερη ευελιξία στους πειραματισμούς.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

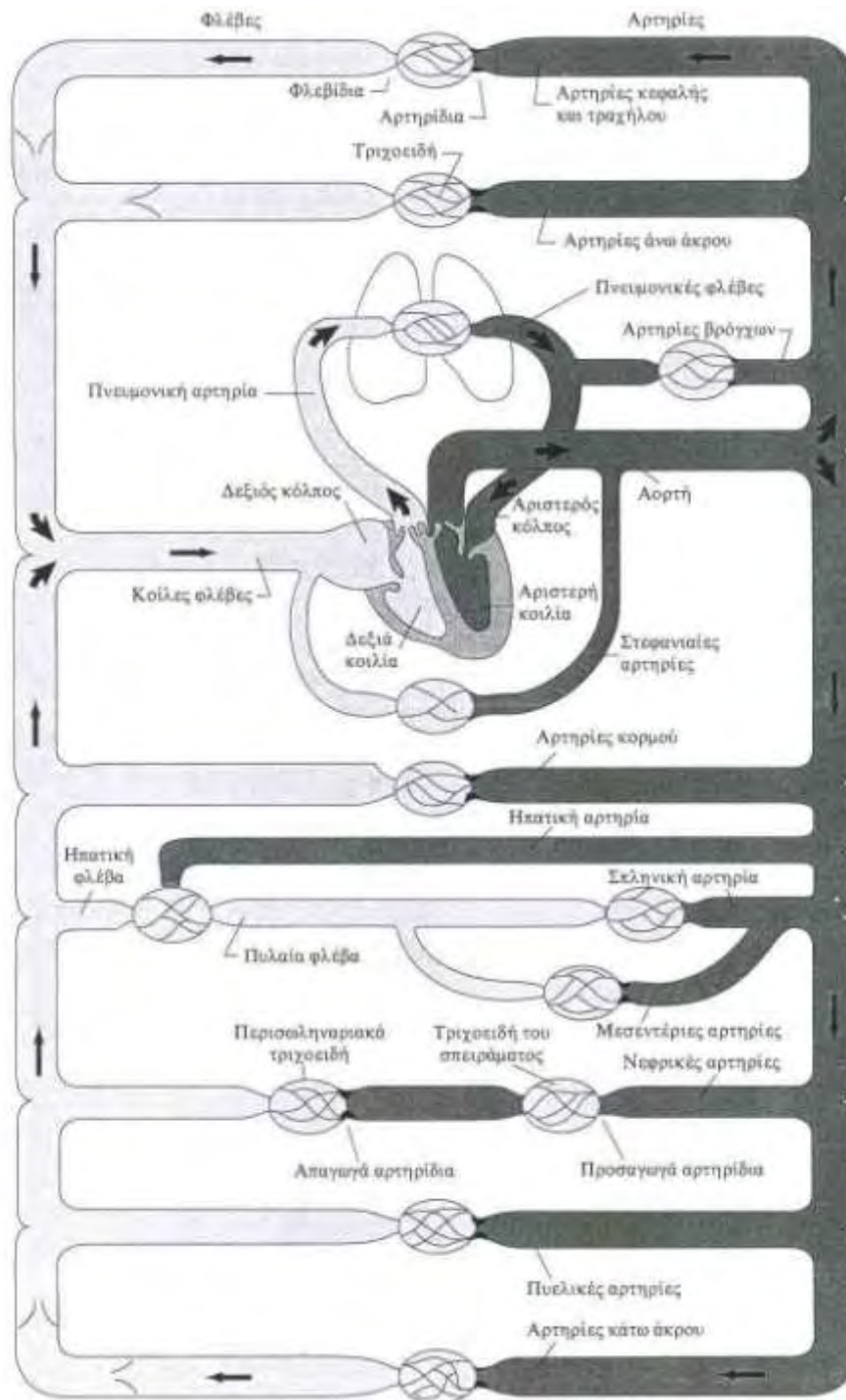
ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 Μορφή καρδιαγγειακού συστήματος

Το καρδιαγγειακό σύστημα αποτελείται από μία κεντρική «αντλία», την καρδιά, και από ένα σύστημα αγγείων: τις αρτηρίες, τα τριχοειδή και τις φλέβες. Μέσα σ' αυτό το σύστημα κυκλοφορεί αίμα. Μέσω των αρτηριών μεταφέρεται το αίμα, που στέλνει η καρδιά στους ιστούς μέσω μικρότερων αρτηριών, των αρτηριδίων, και στη συνέχεια μέσω των τριχοειδών. Η αορτή (εικ.1.1) είναι η πρώτη και κυριότερη αρτηρία του σώματος. Αποτελεί το βασικό κορμό από όπου ξεκινούν όλες οι αρτηρίες της μεγάλης κυκλοφορίας. Τα αγγεία που απαρτίζουν το κυκλοφορικό σύστημα φαίνονται στην εικόνα 1.2. Το ερυθρό, πλούσιο σε οξυγόνο αίμα, διοχετεύεται από την καρδιά σε ολόκληρο τον οργανισμό διαμέσου της αορτής. Το αίμα επιστρέφει την καρδιά από τους ιστούς μέσω μικρών φλεβών, των φλεβιδίων και των μεγαλύτερων φλεβών.



Εικόνα 1.1: Η καρδιά και τα κεντρικά αγγεία του κυκλοφορικού συστήματος (αορτή).



Εικόνα 1.2: Σχηματικό διάγραμμα της εν παραλλήλω και εν σειρά διάταξης των αγγείων που απαρτίζουν το κυκλοφορικό σύστημα. Τα τριχοειδή δίκτυα παριστάνονται με λεπτές γραμμές που συνδέουν τις αρτηρίες (δεξιά) με τις φλέβες (αριστερά). Τα μαύρα παχύτερα τμήματα πριν από τα δίκτυα των τριχοειδών παριστάνουν τα αρτηρίδια (αγγεία αντίστασης), (Berne & Levy, 2002).

Η καρδιά είναι η «αντλία» του κυκλοφορικού συστήματος: κοίλο μυώδες όργανο που αποτελείται από τους δύο κόλπους και τις δύο κοιλίες. Οι κόλποι επικοινωνούν με τις αντίστοιχες κοιλίες με τα κολποκοιλιακά στόμια. Η κίνηση του αίματος μέσω των κολποκοιλιακών στομίων ελέγχεται από τις κολποκοιλιακές βαλβίδες. Είναι η τριγλώχινη βαλβίδα για το δεξιό κολποκοιλιακό στόμιο και η διγλώχινη ή μιτροειδής βαλβίδα για το αριστερό κολποκοιλιακό στόμιο. Επίσης, στο στόμιο της πνευμονικής αρτηρίας (που ξεκινά από την δεξιά κοιλία) και στο στόμιο της αορτής (που ξεκινά από την αριστερή κοιλία) υπάρχουν οι μηννοειδείς βαλβίδες.

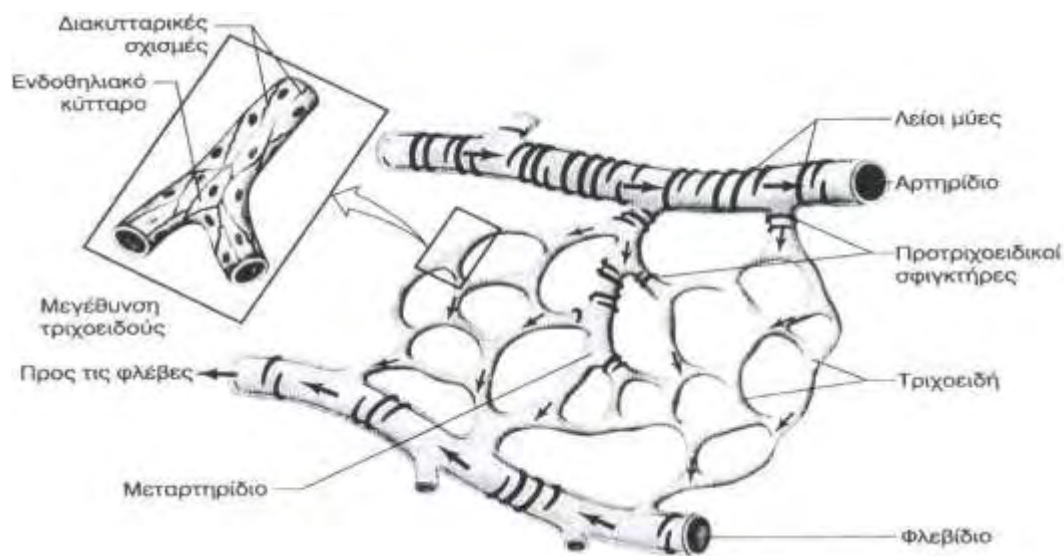
Η μεταφορά των μεταβολικών προϊόντων και των θρεπτικών ουσιών επιτελείται μέσω του αίματος από τα μεγάλα αγγεία και την καρδιά. Η ανταλλαγή όμως των προϊόντων και των παραπάνω ουσιών με τους ιστούς του σώματος επιτελείται με το μικροκυκλοφορικό σύστημα, το οποίο σε γενικές γραμμές αποτελείται από τα αρτηρίδια, τα τριχοειδή και τα φλεβίδια (εικόνα 1.3).

Το αίμα παίζει πολλαπλό φυσιολογικό ρόλο στον οργανισμό:

1. μεταφέρει από τους πνεύμονες στους ιστούς το βασικό μεταβολικό καύσιμο (O_2),
2. μεταφέρει θρεπτικά συστατικά από το πεπτικό σύστημα στους ιστούς,
3. απομακρύνει τα άχρηστα προϊόντα μεταβολισμού από τους ιστούς (CO_2),
4. μεταφέρει ορμόνες,
5. ρυθμίζει την περιεκτικότητα των ιστών σε H_2O , το pH και τη θερμοκρασία του σώματος,
6. μεταφέρει αντισώματα και άλλες ουσίες για την αντιμετώπιση λοιμογόνων παραγόντων.

Σ' αυτές τις βασικές λειτουργίες του αίματος θα πρέπει να προστεθούν και οι ειδικές λειτουργίες των λευκοκυττάρων και των αιμοπεταλίων, που θα αναφερθούν στη συνέχεια.

Το αίμα αποτελείται από το υγρό μέρος, το πλάσμα, που αντιπροσωπεύει το 55% του όγκου του αίματος, και από τα έμμορφα συστατικά, που αποτελούν το 45% περίπου του όγκου του αίματος (Σμοκοβίτης, 1985).



Εικόνα 1.3: Διάγραμμα μικροκυκλοφορίας. Παρατηρείται η απουσία λείου μύος στα τριχοειδή. (Vander et al, 2001)

1.2 Φυσιολογική λειτουργία

1.2.1 Αρτηριακός σφυγμός

Σε κάθε καρδιακό κύκλο οι αρτηρίες εναλλακτικά διευρύνονται και στενεύουν. Αυτή η κίνηση του τοιχώματος των αρτηριών καλείται *σφυγμός* (pulse) και μπορεί να καταγραφεί (σφυγμογράφημα).

Συγκεκριμένα, σε κάθε διοχέτευση αίματος από την αριστερή κοιλία της καρδιάς στην αορτή η πίεση που ασκείται στο τοίχωμα της αορτής προκαλεί μεταβολές στη διάμετρό της, οι οποίες μεταδίδονται σαν ένα κύμα προς την περιφέρεια. Οι κινήσεις αυτές του αορτικού τοιχώματος μεταδίδονται προς τη περιφέρεια με μία ταχύτητα που εξαρτάται από την ελαστικότητα των αρτηριών. Στην αορτή η ταχύτητα είναι 4-5 m/sec, ενώ σε αρτηρίες μέσου μεγέθους 5-14 m/sec και στις μικρές αρτηρίες 20 m/sec, ή και περισσότερο (Κατσαμούρης και Χατζηνικολάου, 2001).

Η ταχύτητα του κύματος σφυγμού που μεταδίδεται κατά μήκος του αρτηριακού τοιχώματος δεν πρέπει να συγχέεται με την ταχύτητα ροής του αίματος μέσα στις

αρτηρίες. Η ταχύτητα ροής του αίματος είναι πολύ μικρότερη (Κατσαμούρης και Χατζηνικολάου, 2001).

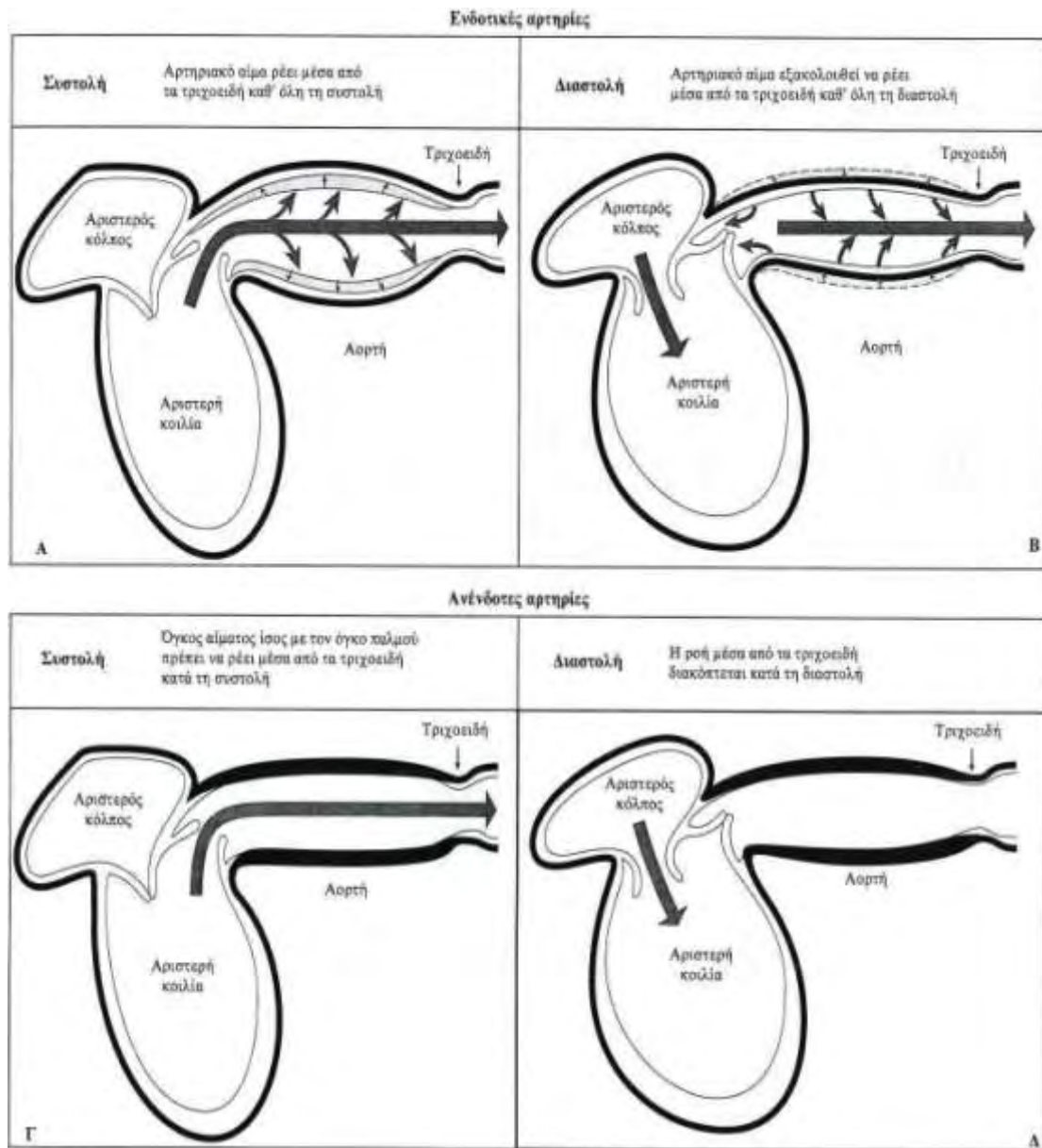
Ο σφυγμός μπορεί να ψηλαφηθεί σε επιφανειακές αρτηρίες. Ο αριθμός των σφυγμών φυσιολογικά αντιστοιχεί στον αριθμό των καρδιακών παλμών. Η συχνότητα και τα χαρακτηριστικά του σφυγμού παρουσιάζουν διαγνωστικό ενδιαφέρον.

Η καρδιά σε κάθε παλμό διοχετεύει στην αορτή και στην πνευμονική αρτηρία ένα ορισμένο όγκο αίματος. Με τη διοχέτευση αυτού του όγκου αίματος στις αρτηρίες, οι οποίες παρουσιάζουν ελαστικότητα, το τοίχωμά τους διατείνεται, αλλά γρήγορα επανέρχεται στην προηγούμενη θέση του. Έτσι, αναπτύσσεται μία μεγάλη σχετικά πίεση. Η πίεση αυτή μειώνεται κατά μήκος των αρτηριών από την αντίσταση που παρουσιάζεται στη ροή του αίματος. Κατά συνέπεια, η καρδιά, η οποία διοχετεύει το αίμα στις αρτηρίες και η ελαστικότητα του τοιχώματος των αρτηριών δημιουργούν την απαραίτητη πίεση για την τροφοδότηση των ιστών με αίμα. Το αίμα ρέει στα τριχοειδή καθ' όλη τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου, όταν οι αρτηρίες έχουν φυσιολογική ενδοτικότητα (εικ.1.4). Κατά τον ίδιο τρόπο η λειτουργία της καρδιάς και οι μηχανικές ιδιότητες των φλεβών εξασφαλίζουν τον όγκο εκείνο αίματος τον οποίο η καρδιά προωθεί ένας αρτηρίες. Επομένως, η λειτουργία της καρδιάς είναι ένας κρίκος - ίσως ο πιο σημαντικός, αλλά ωστόσο ένας κρίκος σε μία κυκλική αλυσίδα γεγονότων, με την αλληλεπίδραση των οποίων επιτυγχάνεται η συνεχής κυκλοφορία του αίματος στον οργανισμό.

1.2.2 Φλεβικός σφυγμός

Διακυμάνσεις στην πίεση, παρόμοιες με αυτές που συμβαίνουν στο δεξιό κόλπο της καρδιάς, μπορούν να παρατηρηθούν και να καταγραφούν στη σφαγίτιδα φλέβα (φλεβικός σφυγμός, φλεβογράφημα). Το φλεβογράφημα παρουσιάζει τρία έπαρματα a, c, και v. Το έπαρμα a του φλεβικού σφυγμού παράγεται κατά τη σύσπαση του δεξιού κόλπου. Κατά τη σύσπαση του κόλπου, η κεντρομόλος ροή του αίματος στις μεγάλες φλέβες (επιστροφή φλεβικού αίματος) προσωρινά παρεμποδίζεται, η πίεση στις φλέβες αυτές αυξάνεται και παράγεται το έπαρμα a. Το έπαρμα c παράγεται κατά την έναρξη της συστολής των κοιλιών, όταν η τριγλώχινη βαλβίδα κλείνει και προέχει μέσα στο δεξιό κόλπο. Το έπαρμα v παράγεται, κυρίως, από την πίεση που αναπτύσσεται μέσα στο δεξιό κόλπο ως άμεσο αποτέλεσμα της επιστροφής του φλεβικού αίματος (Κατσαμούρης και Χατζηνικολάου, 2001). Το φλεβογράφημα

παρουσιάζει (εκτός από τα επάρματα a, c, v) και δύο κοιλάνσεις, τις x και y, κατά τη φάση που ο όγκος του αίματος στις φλέβες μειώνεται.



Εικόνα 1.4: Το αίμα ρέει στα τριχοειδή καθ' όλη τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου, όταν οι αρτηρίες έχουν φυσιολογική ενδοτικότητα. **Α.** Όταν οι αρτηρίες έχουν φυσιολογική ενδοτικότητα, ένα σημαντικό κλάσμα του όγκου παλμού εναποθηκεύεται στις αρτηρίες κατά την κοιλιακή συστολή. Τα αρτηριακά τοιχώματα υφίστανται διάταση. **Β.** Κατά την κοιλιακή διαστολή, τα προηγουμένως διατεταμένα τοιχώματα εκτονώνονται. Ο όγκος του αίματος που μετατοπίζεται με την αναπήδηση αυτή εξασφαλίζει την συνεχή τριχοειδική ροή καθ' όλη τη διάρκεια διαστολής. **Γ.** Όταν οι αρτηρίες είναι ανένδοτες, ελάχιστο ποσοστό του όγκου παλμού μπορεί να εναποθηκευθεί στις αρτηρίες. Έτσι, σχεδόν το σύνολό του εξαναγκάζεται να ρεύσει μέσα από τα τριχοειδή κατά τη διάρκεια της συστολής. **Δ.** Οι ανένδοτες αρτηρίες δεν παρουσιάζουν αξιοσημείωτη εκτόνωση κατά τη διαστολή. Γι' αυτό, η τριχοειδική ροή σχεδόν διακόπτεται κατά τη διάρκεια διαστολής. (Berne & Levy, 2002)

1.2.3 Πίεση

Στο σημείο αυτό είναι ανάγκη να γίνει διάκριση μεταξύ πίεσης, δύναμης και ενέργειας. Στην ιατρική βιβλιογραφία οι όροι αυτοί χρησιμοποιούνται ως απόλυτα ισοδύναμοι και αυτό συχνά δημιουργεί σύγχυση.

Τι ακριβώς είναι η πίεση; Στα στερεά είναι η έκφραση της δύναμης, η οποία εφαρμόζεται σε κάθε μονάδα επιφάνειας. Στα υγρά, ο ορισμός αυτός, ενώ μερικές φορές είναι ικανοποιητικός, άλλοτε δημιουργεί προβλήματα. Στις περιπτώσεις αυτές είναι καλύτερα να κατανοείται η πίεση ενεργειακά, δηλαδή ως το περιεχόμενο ενέργειας ενός συγκεκριμένου όγκου ή με άλλα λόγια ως ενεργειακή πυκνότητα. Τότε, αν αναφερόμαστε σε κάποιο συγκεκριμένο όγκο, οι έννοιες της πίεσης και της ενέργειας είναι ισοδύναμες.

Χαρακτηριστική είναι η περίπτωση της εξίσωσης του Bernoulli, όπου αν δεν γίνει αυτή η διασάφηση, όλα φαίνονται παράδοξα. Στην αιμοδυναμική ιδιαίτερα, η ενεργειακή προσέγγιση της πίεσης μας απαλλάσσει από μετρήσεις μαζών και όγκων, καθώς στις εξισώσεις μας η μάζα και ο όγκος αντικαθίσταται από τη σταθερή και επακριβώς προσδιορισμένη πυκνότητα. Συνεπώς η πίεση μπορεί να εκφραστεί είτε ως δύναμη η οποία ασκείται ανά μονάδα επιφάνειας είτε ως ενέργεια η οποία περιέχεται ανά μονάδα όγκου (Κατσαμούρης και Χατζηνικολάου, 2001).

Την έκφραση αυτή της πίεσης μπορούμε να την κατανοήσουμε πολύ εύκολα, όταν εκφράσουμε την πίεση, την ενέργεια και την δύναμη με τις γνωστές μας σχέσεις. Έτσι, αν P η πίεση, F η δύναμη, E η ενέργεια, A η επιφάνεια, m η μάζα, a η επιτάχυνση και l το μήκος, τότε οι σχέσεις οι οποίες συνδέουν μεταξύ τους τα μεγέθη και οι αντίστοιχες εξισώσεις διαστάσεων (μήκους L , μάζας M , χρόνου T) έχουν ως εξής:

$$F = m \cdot a \qquad F = \{L^1 \cdot M^1 \cdot T^{-2}\}$$

$$E = F \cdot l \qquad E = \{L^2 \cdot M^1 \cdot T^{-2}\}$$

$$P = F/A \qquad P = \{L^{-1} \cdot M^1 \cdot T^{-2}\}$$

Αλλά και ο λόγος E/V έχει τις ίδιες διαστάσεις με την πίεση P , αφού:

$$E/V = \{L^2 \cdot M^1 \cdot T^{-2}\} / \{L^3 \cdot M^0 \cdot T^0\} = \{L^{-1} \cdot M^1 \cdot T^{-2}\} = P$$

Οι πιο κοινές μονάδες μέτρησης της πίεσης είναι το Pascal ($Pa = Nt/m^2$), η ατμόσφαιρα ($1atm \cong 101kPa$) και τα χιλιοστά στήλης υδραργύρου ($760mmHg = 1atm$, $1mmHg \cong 133Pa$). Οι φυσιολογικές τιμές πίεσης στην κυκλοφορία του αίματος ενός ενήλικου ατόμου είναι $P_s \cong 120mmHg$ η συστολική πίεση και $P_d \cong 80mmHg$ η διαστολική πίεση.

1.2.4 Ταχύτητα και παροχή

Οι όροι παροχής αίματος (volume flow) και ταχύτητα ροής του αίματος (velocity of flow) σημαίνουν δύο διαφορετικά πράγματα. Ο πρώτος όρος αναφέρεται στη ροή ενός ορισμένου όγκου αίματος στη μονάδα του χρόνου και εκφράζεται κατά συνέπεια σε cm^3/sec (όγκος/ μονάδα του χρόνου). Ο δεύτερος όρος αναφέρεται στην απόσταση που διανύει το αίμα στη μονάδα του χρόνου και εκφράζεται σε cm/sec (απόσταση/ μονάδα χρόνου).

Η ταχύτητα της ροής του αίματος (V) είναι ανάλογη της παροχής αίματος (Q) και αντιστρόφως ανάλογη της ολικής διατομής των αγγείων σε κάθε τμήμα της κυκλοφορίας (A):

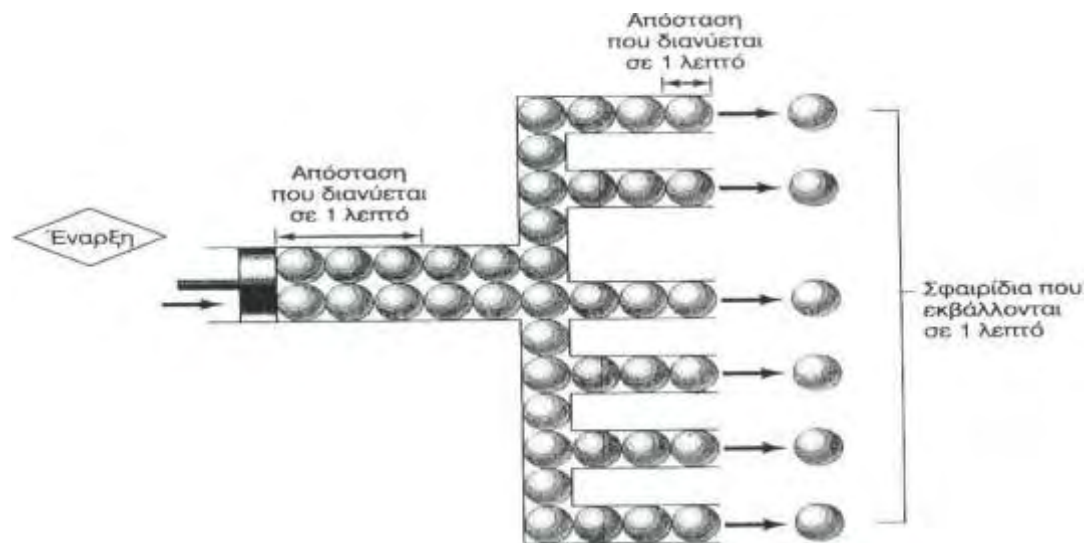
$$Q = V \cdot A \quad (m^3/sec)$$

$$V = Q/A, \quad (A = \pi r^2) \quad (1)$$

Πρέπει να διευκρινιστεί ότι η ολική διατομή μπορεί να αφορά ένα μόνο μεγάλο αγγείο ή πολλά μικρότερα αγγεία σε «παράλληλη διάταξη». (Για παράδειγμα, η ολική διατομή της αορτής του ανθρώπου είναι $4,5 \text{ cm}^2$, ενώ η ολική διατομή των αιμοφόρων τριχοειδών ανέρχεται σε 4.500 cm^2 περίπου).

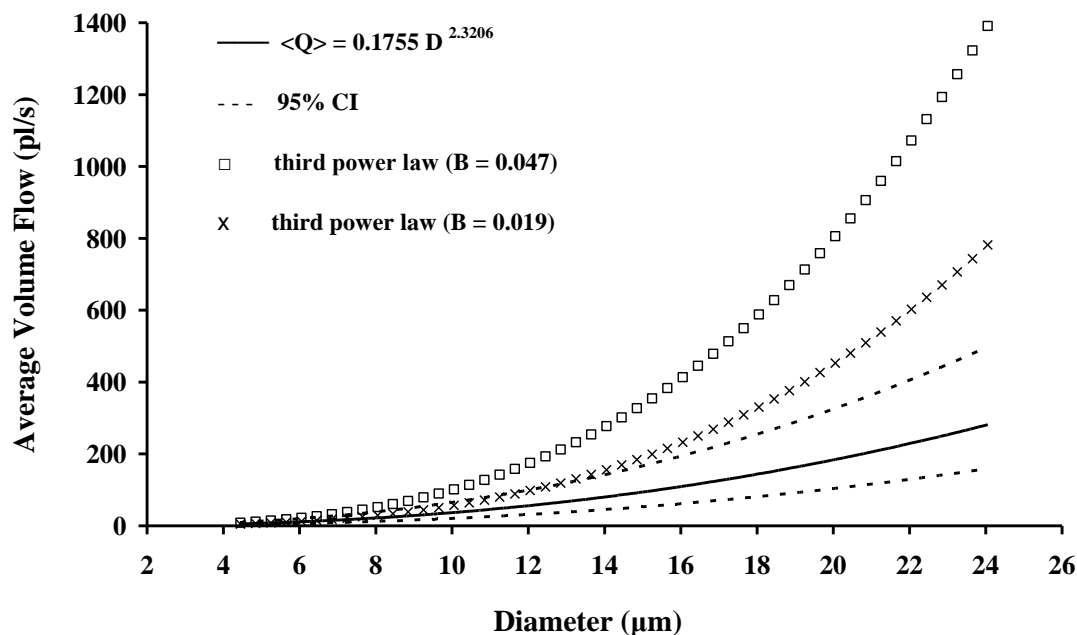
Επομένως σύμφωνα με τον παραπάνω τύπο, όσο μεγαλύτερη είναι η ολική διατομή των αγγείων τόσο μικρότερη είναι η ταχύτητα της ροής του αίματος, και αντιστρόφως. Στην εικόνα 1.5 απεικονίζεται η σχέση ανάμεσα στη συνολική επιφάνεια διατομής και στην ταχύτητα ροής. Η συνολική επιφάνεια διατομής των μικρών σωληνίσκων είναι τρεις φορές μεγαλύτερη από αυτή του μεγάλου

σωληνίσκου. Ανάλογα, η ταχύτητα ροής στους μικρούς σωληνίσκους είναι το ένα τρίτο εκείνης του μεγάλου σωληνίσκου (Vander et al, 2001).



Εικόνα 1.5: Σχέση ανάμεσα στη συνολική επιφάνεια διατομής και στην ταχύτητα ροής. Η συνολική επιφάνεια διατομής των μικρών σωληνίσκων είναι τρεις φορές μεγαλύτερη από αυτή του μεγάλου σωληνίσκου. Ανάλογα, η ταχύτητα ροής στους μικρούς σωληνίσκους είναι το ένα τρίτο εκείνης του μεγάλου σωληνίσκου. (Vander et al, 2001)

Η ταχύτητα της ροής του αίματος μειώνεται προοδευτικά από την αορτή, όπου είναι η μέγιστη (μικρή ολική διατομή), προς τα τριχοειδή αγγεία, στα οποία η ταχύτητα της ροής του αίματος είναι ελάχιστη (μεγάλη ολική διατομή). Κατά την επιστροφή, όμως, του αίματος στην καρδιά, η ταχύτητα της ροής του αίματος στις μεγάλες φλέβες αυξάνεται και πάλι προοδευτικά. Έτσι, λοιπόν, η μέση ταχύτητα της ροής του αίματος είναι πολύ μεγάλη στην αορτή, πολύ μικρή στα τριχοειδή και ενδιάμεση στις φλέβες. (Στο σκύλο και στον άνθρωπο, για παράδειγμα, η μέγιστη ταχύτητα της ροής του αίματος στην ανιούσα αορτή είναι 100-200 cm/sec). στην εικόνα 1.6 φαίνεται η ποσοτικοποίηση της αιματικής παροχής σε σχέση με τη διάμετρο των μετατριχοειδικών φλεβιδίων του ανθρώπινου επιπεφυκότα *in vivo*.



Εικόνα 1.6: Ποσοτικοποίηση της αιματικής παροχής σε σχέση με τη διάμετρο των μετατριχοειδικών φλεβιδίων του ανθρώπινου επιπεφυκότα *in vivo*. Η ποσοτικοποίηση βασίστηκε σε μέτρηση της αξονικής ταχύτητας της στήλης των ερυθροκυττάρων μέσα στα φλεβίδια με τη βοήθεια ειδικού απεικονιστικού συστήματος το οποίο συναρμολογήθηκε στην Πανεπιστημιακή Οφθαλμολογική Κλινική Λάρισας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, στα πλαίσια ερευνητικού προγράμματος με το ΤΕΙ Λάρισας. (Koutsiaris et al, 2007)

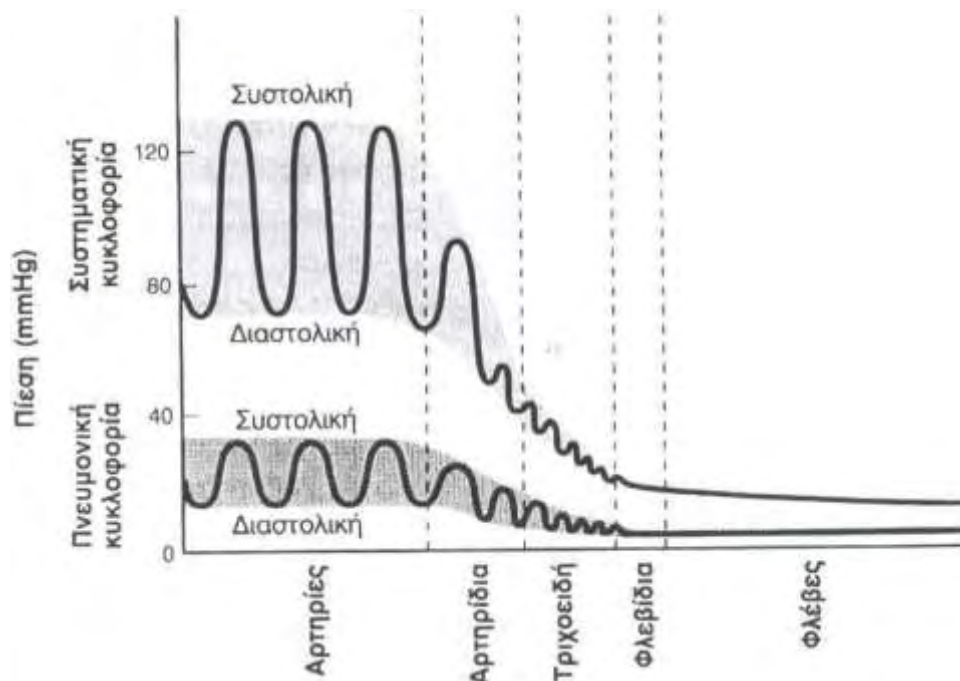
1.2.5 Παλμός αιματικής πίεσης

Η αορτή και άλλες συστηματικές αρτηρίες έχουν παχιά τοιχώματα τα οποία περιέχουν μεγάλες ποσότητες ελαστικού ιστού. Παρότι έχουν λείο μυ, οι αρτηρίες μπορούν για λόγους ευκολίας, να θεωρηθούν ως ελαστικοί σωλήνες. Επειδή οι αρτηρίες έχουν μεγάλη ακτίνα, χρησιμεύουν ως σωλήνες χαμηλής αντίστασης οι οποίοι άγουν το αίμα στα διάφορα όργανα. Η δεύτερη σημαντικότερη λειτουργία τους, που σχετίζεται με την ελαστικότητά τους, είναι η ιδιότητά τους να ενεργούν ως μία «δεξαμενή πίεσης» για τη διατήρηση της αιματικής ροής σε όλους τους ιστούς κατά τη διάρκεια της διαστολής (Vander et al, 2001). Η συστολική πίεση είναι πολύ υψηλότερη στη συστηματική κυκλοφορία απ' ό, τι στην πνευμονική κυκλοφορία, ομοίως και η διαστολική πίεση.

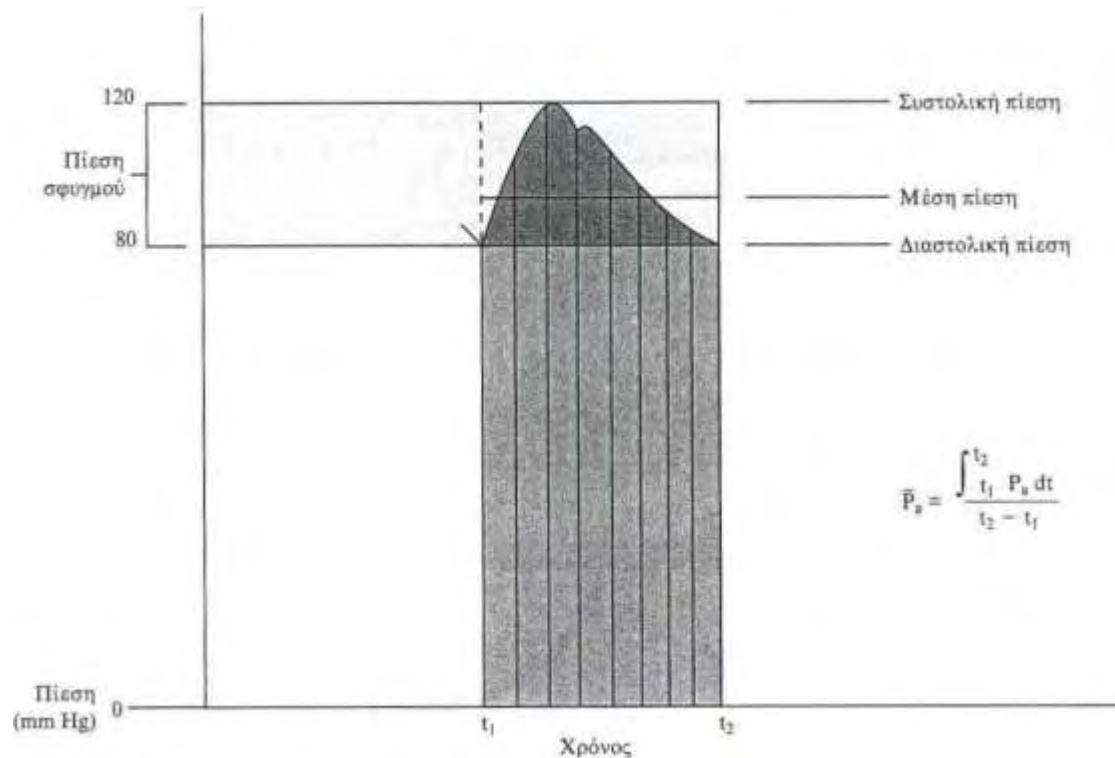
Επίσης η συστολική και η διαστολική πίεση μειώνεται από τις αρτηρίες προς τις φλέβες (εικ. 1.7), αλλά στην συστηματική κυκλοφορία η πτώση των δύο πιέσεων είναι πολύ πιο απότομη από τις αρτηρίες προς τα τριχοειδή σε σχέση με την πνευμονική.

Η συστολική, διαστολική και μέση αρτηριακή πίεση, καθώς και η πίεση σφυγμού παρουσιάζεται στην εικόνα 1.8.

Όπως φαίνεται στην εικόνα 1.9, τα σημαντικά χαρακτηριστικά είναι η αντιστρόφως ανάλογη σχέση μεταξύ ταχύτητας και διατομής, η μεγάλη πτώση της πίεσης στις μικρές αρτηρίες και στα αρτηρίδια, η μέγιστη διατομή και η ελάχιστη ταχύτητα ροής στα τριχοειδή, καθώς και η μεγάλη χωρητικότητα του φλεβικού συστήματος. η μικρή αλλά απότομη πτώση της πίεσης στη κοίλη φλέβα επισημαίνει το σημείο εισόδου των αγγείων αυτών στη θωρακική κοιλότητα και αντικατοπτρίζει των επίδραση της αρνητικής ενδοθωρακικής πίεσης. Για να επιτευχθεί η σχηματική παρουσίαση της ταχύτητας και της διατομής σε απλή γραμμική κλίμακα μόνο προσεγγίσεις είναι δυνατές στις χαμηλές τιμές.

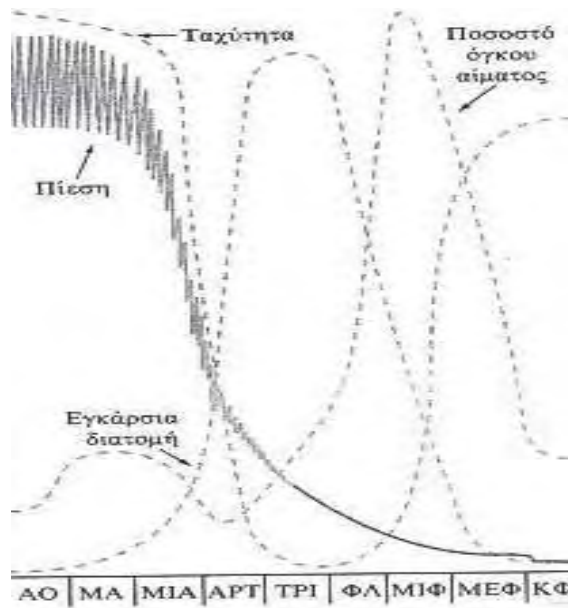


Εικόνα 1.7: Πιέσεις στο αγγειακό σύστημα. (Vander et al, 2001)

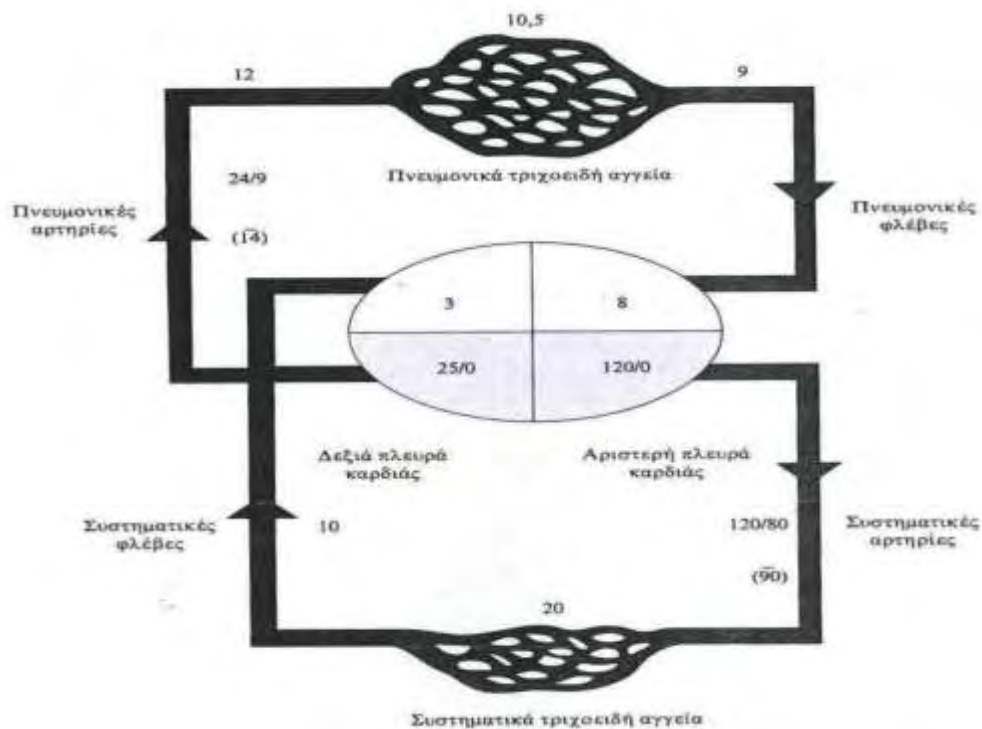


Εικόνα 1.8: Συστολική, διαστολική και μέση αρτηριακή πίεση φραγμού καθώς και πίεση σφυγμού. Η μέση αρτηριακή πίεση (P_a) αντιπροσωπεύεται από την περιοχή κάτω από την καμπύλη αρτηριακής πίεσης (πιο σκούρα περιοχή) διαιρούμενη διά της διάρκειας του καρδιακού κύκλου (t_2-t_1). (Berne & Levy, 2002)

Στην εικόνα 1.10 απεικονίζεται σχηματικά η κατανομή της φασικής ή της μέσης πίεσης εντός της συστημικής και πνευμονικής κυκλοφορίας σε ένα φυσιολογικό και σε ηρεμία ενήλικο άτομο στη ραχιαία κλινήρη (ύπτια) θέση. Εφόσον η καρδιακή παροχή πρέπει να είναι η ίδια και στα δύο κυκλώματα σε σταθερή κατάσταση διότι βρίσκονται εν σειρά, η αντίσταση στη ροή διά μέσου των πνευμόνων είναι μικρότερη από 10% αυτής στο υπόλοιπο σώμα. Επιπροσθέτως, οι πιέσεις στους θαλάμους του αριστερού τμήματος της καρδιάς είναι υψηλότερες από αυτές του δεξιού τμήματος της καρδιάς. Έτσι, οποιαδήποτε συγγενή ανοίγματα μεταξύ της δεξιάς και της αριστερής πλευράς της καρδιάς ευνοούν τη ροή από τα αριστερά προς τα δεξιά.



Εικόνα 1.9: Πίεση, ταχύτητα ροής, διατομή και χωρητικότητα των αγγείων της συστημικής κυκλοφορίας. ΑΟ αορτή, ΜΑ μεγάλες αρτηρίες, ΜΙΑ μικρές αρτηρίες, ΑΡΤ αρτηρίες, ΤΡΙ τριχοειδή, ΦΛ φλεβίδια, ΜΙΦ μικρές φλέβες, ΜΕΦ μεγάλες φλέβες, ΚΦ κοίλες φλέβες. (Berne & Levy, 2002)



Εικόνα 1.10: Σχηματική απεικόνιση της κατανομής της φασικής ή της μέσης πίεσης εντός της συστημικής και πνευμονικής κυκλοφορίας σε ένα φυσιολογικό και σε ηρεμία ενήλικο άτομο στη ραχιαία κλινήρη (ύπτια) θέση. Όλες οι πιέσεις εμφανίζονται σε χιλιοστόμετρα υδραργύρου (mmHg), (Berne & Levy, 2002).

1.2.6 Παλμός αιματικής ταχύτητας

Ο όρος «παλμός ταχύτητας» εμφανίστηκε πριν 41 χρόνια (Rosenblum) για να περιγράψει την περιοδική αλλαγή της ταχύτητας που παρατηρήθηκε στον εγκεφαλικά αρτηρίδια των ποντικών. Στην ίδια εργασία, είχε υποστηριχθεί ότι η συχνότητα των παλμών ταχύτητας ήταν ίδια με την καρδιακή συχνότητα.

Με τον παλμό ταχύτητας, δύο παράμετροι μπορούν να εκτιμηθούν:

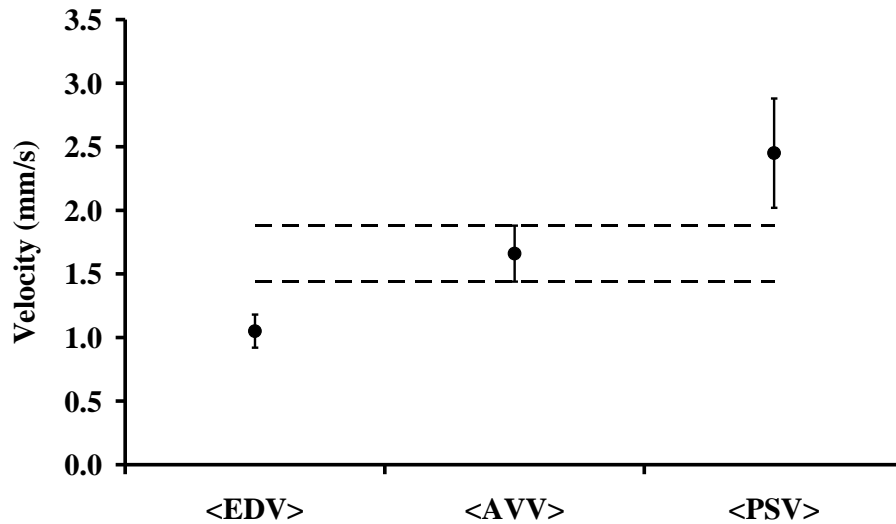
- (1) η μέση ταχύτητα του παλμού κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου AVV (μέση τιμή ταχύτητας) και
- (2) το μέγεθος του πάλμωσης της ταχύτητας.

Οι παράμετροι αυτές είναι σημαντικές για την εκτίμηση των άλλων αιμοδυναμικών παραμέτρων, όπως τη μέση ροή του όγκου και τη μέση διατμητική τάση.

Το μέγεθος της πάλμωσης συνήθως ποσοτικοποιείται με τον δείκτη αντίστασης (RI) του Pourcelot.

$$RI = \frac{PSV - EDV}{PSV}, \quad \text{όπου } EDV = \text{ελάχιστη διαστολική ταχύτητα} \quad \text{και} \\ PSV = \text{μέγιστη συστολική ταχύτητα}$$

Μια σχετικά υψηλή μέση RI για ένα συγκεκριμένο ιστό δείχνει ότι η ορθή εκτίμηση της ταχύτητας εξαρτάται από τον καρδιακό κύκλο. Μία μόνο μέτρηση της ταχύτητας κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου δεν είναι αρκετή, δεδομένου ότι μπορεί να οδηγήσει είτε σε μια υποτίμηση ή και υπερεκτίμηση της πραγματικής μέσης τιμής της ταχύτητας (AVV). Μία μόνο μέτρηση της ταχύτητας ίση με το EDV οδηγεί σε μια υποτίμηση της μέσης ταχύτητας κατά 36,7% της AVV, ενώ μια μόνο μέτρηση ίση με την PSV οδηγεί σε μια υπερεκτίμηση της μέσης ταχύτητας κατά 32,2% της AVV (εικ.1.11), (Koutsiaris et al, 2010).



Εικόνα 1.11: Οι μέσες τιμές του άκρου των διαστολικών πιέσεων (<EDV>), η μέσες τιμές της ταχύτητας (<AVV>) και το άκρο των συστολικών πιέσεων (<PSV>) των μικροαγγείων φαίνονται σαν τελείες με μαύρο χρώμα, (Koutsiaris et al, 2010).

1.2.7 Ιξώδες

Ο συντελεστής ιξώδους, μ , είναι πολύ χαρακτηριστικός για τα υγρά. Το ιξώδες δεν εκφράζει πυκνότητα, αλλά την παχύτητα και πηκτότητα ενός ρευστού. Το λάδι, για παράδειγμα, είναι πιο πηκτό, έχει μεγαλύτερο ιξώδες από το νερό, είναι όμως πιο ελαφρύ από αυτό, γιατί έχει μικρότερη πυκνότητα και γι' αυτό επιπλέει. Ακριβέστερα, μπορούμε να πούμε ότι το ιξώδες, η εσωτερική τριβή ενός υγρού, αποτελεί το μέτρο της ικανότητάς του να επιτρέπει δια μέσου της μάζας του τη διάδοση της ορμής και εκφράζει το μέτρο αντίστασης του υγρού σε διάτμηση.

Από τη σχέση $\tau_{yx} = -\mu(du/dy)$, όπου du/dy είναι ο δείκτης γωνιακής παραμόρφωσής του, προκύπτει ότι η μονάδα του ιξώδους είναι το $\text{g}\cdot\text{mPa}\cdot\text{sec}$. Ο συνδυασμός αυτός καλείται poise. Στην πράξη συνήθως χρησιμοποιούμε το centipoise (cp) το οποίο ισούται με $0.01 \text{ poise} \cong 1\text{mPa}\cdot\text{sec}$.

Για να κατανοήσουμε ποσοτικά το μέτρο αυτό, ας δούμε μερικά παραδείγματα: στη θερμοκρασία των 20°C , ο αέρας έχει ιξώδες 0.0018 cp , ο φυσιολογικός όρος 1.016 cp , η αιθυλική αλκοόλη 1.190 cp , ο υδράργυρος 1.547 cp , ενώ η γλυκερόλη 1.609cp . Στα αέρια το ιξώδες αυξάνεται με τη θερμοκρασία, ενώ στα υγρά ελαττώνεται. Έτσι, ενώ το ιξώδες του νερού 20°C είναι περίπου $0.01 \text{ poise} = 1 \text{ centipoise (cp)}$, στους 30°C κατέρχεται στα 0.692cp (Κατσαμούρης και Χατζηνικολάου, 2001).

Στην περίπτωση κατά την οποία το ιξώδες ενός υγρού παραμένει σταθερό, το υγρό καλείται Νευτώνειο.

Το αίμα, αν και αποκλίνει της Νευτώνειας συμπεριφοράς, τις περισσότερες φορές θεωρείται Νευτώνειο υγρό. Μερικά γνωστά μοντέλα της Νευτώνειας συμπεριφοράς όπως τα μοντέλα για το ιξώδες του αίματος είναι το Carreau-Yasuda και το Ostwald – De Waele.

1.2.8 Αντίσταση ροής και νόμος του Poiseuille

Ο όγκος του αίματος που ρέει μέσα σε ένα αγγείο στη μονάδα του χρόνου (Q) είναι ανάλογος της διαφοράς της πίεσης (ΔP) στα δύο άκρα του αγγείου και αντιστρόφως ανάλογος προς την αντίσταση (R) που ασκείται στη ροή του αίματος μέσα στο αγγείο:

$$Q = \Delta P / R \quad (2)$$

Η αντίσταση αυτή (peripheral resistance) εξαρτάται, από το μήκος του αγγείου, το ιξώδες του αίματος και την ακτίνα (r) του αγγείου, υψωμένη στην τέταρτη δύναμη (r^4).

$$R = 8\mu L / \pi r^4 \quad (3)$$

Ο συνδυασμός των δύο παραπάνω τύπων δίνει τον τύπο του Poiseuille:

$$Q = \Delta P / (8\mu L / \pi r^4) \Rightarrow$$

$$Q = \Delta P \pi r^4 / 8\mu L \quad (4)$$

Στο αγγειακό σύστημα τα αγγεία συνεχώς διακλαδίζονται. Οι νέοι «κλάδοι» αποτελούν αγγεία που βρίσκονται σε «παράλληλη διάταξη» (κατά τον όρο της Φυσικής). Έτσι, η ολική αντίσταση (R_T) σε ένα τέτοιο σύστημα είναι:

$$1/R_T = 1/R_1 + 1/R_2 + 1/R_3 + 1/R_4, \text{ κλπ.} \quad (5)$$

Η ολική αντίσταση, όμως, σε αγγεία σε «σειρά» είναι:

$$R_T = R_1 + R_2 + R_3 \dots \text{ (εικ.1.12).} \quad (6)$$

Εάν, το L αντιπροσωπεύει το μήκος των αγγείων σε σειρά και το r τη μέση ακτίνα των αγγείων, σε ένα αγγειακό σύστημα η ολική αντίσταση παρέχεται από τον εξής τύπο:

$$R_T = \frac{8L\mu}{r^4 \nu} \quad (7)$$

Δηλαδή, η ολική αντίσταση είναι ανάλογη προς το μήκος των αγγείων σε σειρά και με το ιξώδες του αίματος και αντιστρόφως ανάλογη προς την τέταρτη δύναμη της μέσης r (r^4) των αγγείων και προς τον αριθμό των ανοιχτών αγγείων σε «παράλληλη διάταξη», ν . (εικ.1.13) (Berne & Levy, 2002).

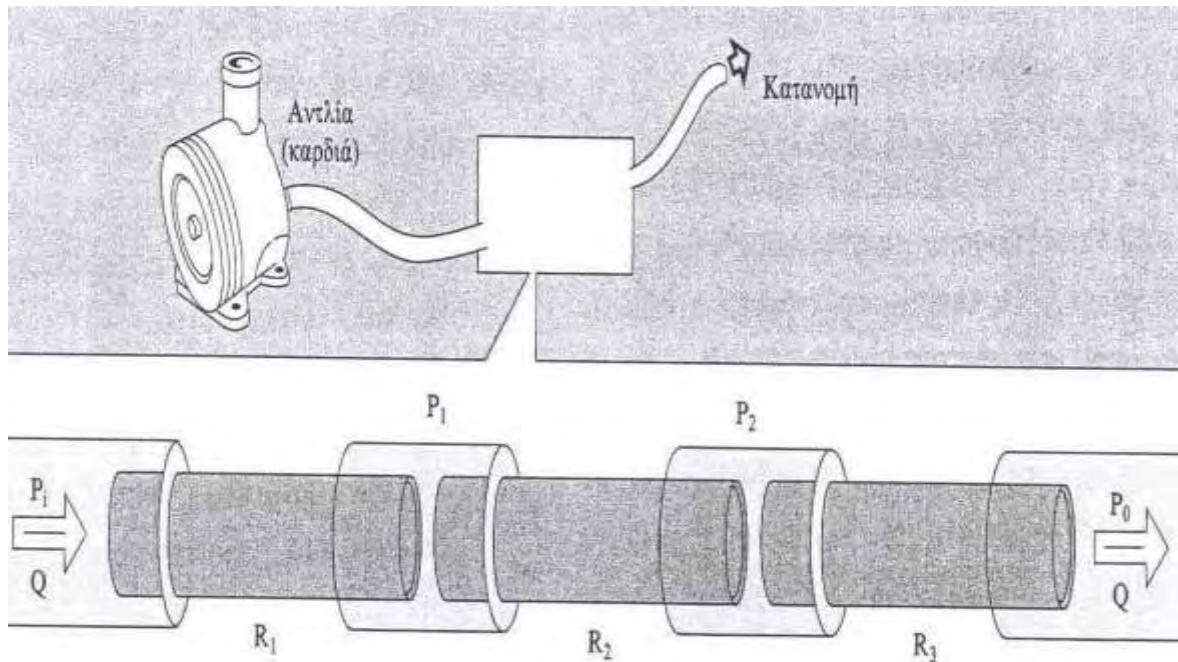
Επομένως, ο τύπος (εξίσωση) του Poiseuille, όταν πρόκειται για το αγγειακό σύστημα (και όχι για ένα και μόνο αγγείο), πρέπει να πάρει την ακόλουθη μορφή:

$$Q = \frac{\Delta P \pi r^4}{8\mu L} \nu \quad (8)$$

Στην εικόνα 1.14 φαίνεται η επίδραση της ακτίνας (r) ενός σωλήνα στην αντίσταση (R) και στη ροή ενός υγρού.

Γενικά με βάση τους παραπάνω τύπους, οι σχέσεις ανάμεσα στην πίεση και την παροχή του αίματος και στην αντίσταση που ασκείται στη ροή του αίματος μπορούν να συνοψιστούν ως εξής:

- 1) Ο όγκος του αίματος που ρέει σε ένα αγγείο στην μονάδα του χρόνου (παροχή αίματος) είναι ευθέως ανάλογος προς τη πίεση στο σημείο της εκκίνησης και προς την ακτίνα του αγγείου (r^4) και αντιστρόφως ανάλογος προς το ιξώδες του αίματος και το μήκος του αγγείου.
- 2) Η αντίσταση στη ροή του αίματος είναι αντιστρόφως ανάλογη προς την τέταρτη δύναμη της ακτίνας του αγγείου (r^4) και ευθέως ανάλογη προς το ιξώδες του αίματος και το μήκος του αγγείου.



1. $P_i - P_o = (P_i - P_1) + (P_1 - P_2) + (P_2 - P_o)$
2. $\frac{Q}{R_t} = \frac{Q}{R_1} + \frac{Q}{R_2} + \frac{Q}{R_3}$
3. $R_t = R_1 + R_2 + R_3$

Εικόνα 1.12: Για αντιστάσεις (R_1 , R_2 και R_3) τοποθετημένες σε σειρά, η ολική αντίσταση R_t ισούται με το άθροισμα των επιμέρους αντιστάσεων. (Berne & Levy, 2002).

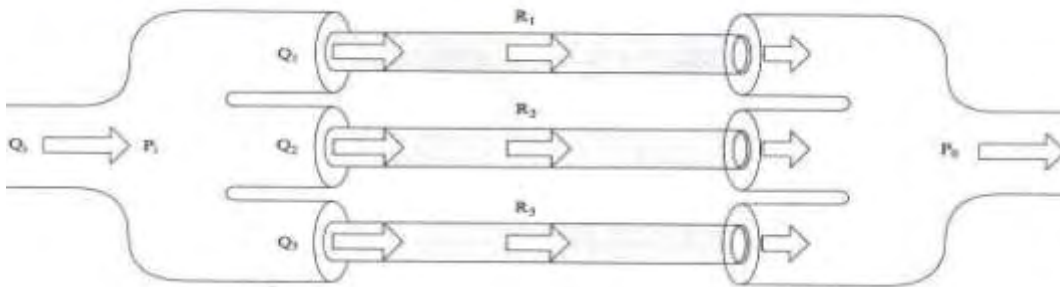
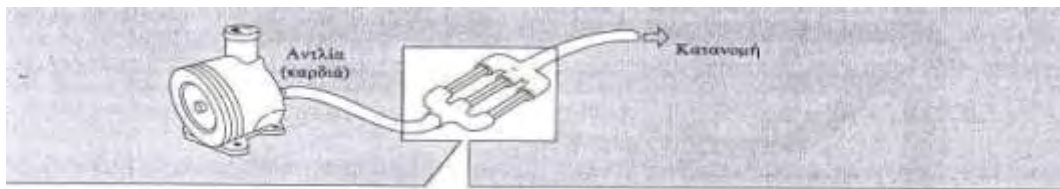
1.2.9 Αγγειοδιαστολή

Αν στον τύπο του Poiseuille $Q = \Delta P \pi r^4 / 8 \mu L$ το Q αντικατασταθεί από το $V \pi r^2$, τότε θα έχουμε:

$$V = \frac{\Delta P \pi r^4}{8 \mu L} \cdot \frac{1}{\pi r^2} = \frac{\Delta P r^2}{8 \mu L}$$

Επομένως, αν η ΔP (διαφορά τους πίεσης), το L (μήκος του αγγείου) και μ (ιξώδες του αίματος) παραμείνουν σταθερά, κάθε αύξηση του r οδηγεί σε αύξηση της ταχύτητας ροής του αίματος. Αυτό, κατ' αρχήν, φαίνεται παράδοξο, γιατί η αύξηση

της ακτίνας προκαλεί αύξηση της ολικής διατομής του αγγείου (της επιφάνειας της εγκάρσιας διατομής), γεγονός που θα έπρεπε να προκαλέσει μείωση της ταχύτητας της ροής του αίματος. Αυτό θα συνέβαινε αν η παροχή αίματος (Q) παρέμενε αμετάβλητη. Από τον τύπο του Poiseuille είναι σαφές ότι, όταν η ακτίνα αυξάνεται και η ΔP παραμένει σταθερή, η παροχή αίματος αυξάνεται σημαντικά (επί r^4). Η παροχή αίματος, λοιπόν, αυξάνεται κατά r^4 και η ολική διατομή του αγγείου αυξάνεται κατά r^2 και επομένως η ταχύτητα ροής του αίματος (παροχή αίματος / ολική διατομή αγγείου) αυξάνεται κατά r^2 (r^4/r^2). Μία τέτοια κατάσταση συμβαίνει στον οργανισμό, όταν υπάρχει τοπική αγγειοδιαστολή, χωρίς να προκληθούν μεταβολές στην αρτηριακή πίεση του αίματος. Έτσι, η παροχή αίματος και η ταχύτητα ροής του αίματος αυξάνονται σε περίπτωση τοπικής αγγειοδιαστολής σε έναν ιστό.

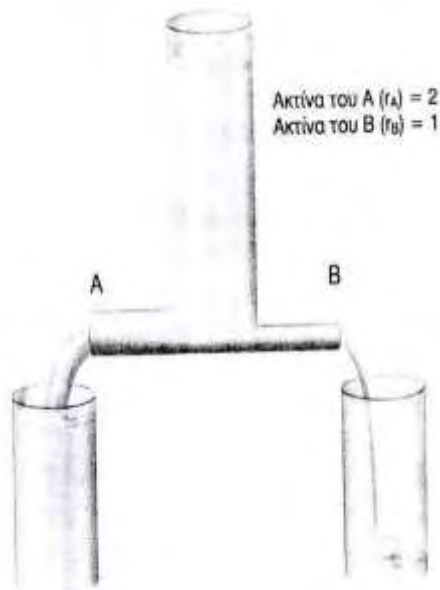


$$1. \quad Q_1 = Q_1 + Q_2 + Q_3$$

$$2. \quad \frac{Q_1}{P_i - P_o} = \frac{Q_1}{P_i - P_o} + \frac{Q_2}{P_i - P_o} + \frac{Q_3}{P_i - P_o}$$

$$3. \quad \frac{1}{R_1} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \frac{1}{R_3}$$

Εικόνα 1.13: Για αντιστάσεις (R_1 , R_2 και R_3) τοποθετημένες παράλληλα, το αντίστροφο της ολικής αντίστασης R_1 ισούται με το άθροισμα των αντίστροφων επιμέρους αντιστάσεων. (Berne & Levy, 2002)



$$R \propto \frac{1}{r^4}$$

$$R_A \propto \frac{1}{(r_A)^4} = \frac{1}{2^4} = \frac{1}{16} = 0.0625$$

$$R_B \propto \frac{1}{(r_B)^4} = \frac{1}{1^4} = \frac{1}{1} = 1.0$$

Έτσι, $R_B = 16 R_A$

$$\text{Ροή} = \frac{\Delta P}{R}$$

Έτσι, η ροή στο B = $\frac{1}{16}$ της ροής στο A

Εικόνα 1.14: Η επίδοση της ακτίνας (r) ενός σωλήνα στην αντίσταση (R) και στη ροή ενός υγρού. (Vander et al, 2001)

1.2.10 Περιορισμοί ανάλυσης του νόμου του Poiseuille

Ο τύπος του Poiseuille μπορεί να έχει εφαρμογή στο αγγειακό σύστημα μόνο υπό περιορισμούς και αυτό για τους εξής λόγους:

1. Διακλαδώσεις και αναστομώσεις των αγγείων δημιουργούν επιπρόσθετα προβλήματα κλπ.
2. Το αίμα έχει αιμοσφαίρια και το ιξώδες του δεν είναι σταθερό τους διάφορες περιοχές του καρδιαγγειακού συστήματος.
3. Τα αιμοφόρα αγγεία έχουν ελαστικότητα και κατά συνέπεια η διάμετρος τους μεταβάλλεται περιοδικά, καθώς και η αντίσταση στη ροή του αίματος.
4. Οι φλέβες δεν έχουν ακριβώς κυκλική διατομή και αυτό επηρεάζει την αντίσταση που προβάλλουν στη ροή του αίματος.
5. Η ροή του αίματος είναι τυρβώδης στην αρχή της αορτής και της πνευμονικής αρτηρίας. Η ενέργεια που δαπανάται κατά τη τυρβώδη ροή είναι μεγαλύτερη.
6. Η διάμετρος των αγγείων μεταβάλλεται κατά την πορεία τους.
7. Σε περιοχές που τα αγγεία παρουσιάζουν καμπύλες δαπανάται μεγαλύτερη ποσότητα ενέργειας. (Σμοκοβίτης, 1985).

1.3. Παθολογίες

1.3.1 Αίμα

Στο αίμα εμφανίζονται αρκετές παθολογικές καταστάσεις και μερικές από αυτές είναι η κυτταροπενία, η αναιμία, η λευχαιμία και οι θρομβώσεις.

Κυτταροπενία είναι η μείωση του αριθμού των κυττάρων του αίματος . Παίρνει διάφορες μορφές:

- Μειωμένα ερυθρά αιμοσφαίρια (αναιμία).
- Μειωμένα λευκά αιμοσφαίρια (λευκοπενία ή ουδετεροπενία).
- Μειωμένα αιμοπετάλια (θρομβοπενία).
- Μειωμένα κοκκιοκύτταρα (κοκκιοκυτταροπενία).
- Μειωμένα επίπεδα ερυθρών αιμοσφαιρίων, λευκών αιμοσφαιρίων και αιμοπεταλίων (πανκυτταροπενία).

Η **αναιμία** είναι παθολογική κατάσταση του οργανισμού, ο ορισμός της οποίας δεν είναι εύκολος. Υπάρχουν τέσσερις τύποι αναιμίας, η αιμολυτική, η μακροκυτταρική η σιδηροπενική και η απλαστική αναιμία. Αιμολυτική αναιμία είναι η αναιμία που προέρχεται από μείωση της επιβίωσης των ερυθρών αιμοσφαιρίων. Μακροκυτταρική αναιμία είναι η αναιμία που χαρακτηρίζεται από αύξηση του μέσου μεγέθους του ερυθρού αιμοσφαιρίου. Διακρίνεται σε δύο κατηγορίες: μεγαλοβλαστικές και μη μεγαλοβλαστικές αναιμίες. Η σιδηροπενική αναιμία είναι η πιο συχνή μορφή αναιμίας. Πλήττει κυρίως νεογνά, παιδιά, εφήβους και γυναίκες αναπαραγωγικής ηλικίας, κυοφορούσες ή μη. Επιδημιολογικά στοιχεία δείχνουν ότι το 3% των γυναικών έχουν σιδηροπενική αναιμία, ενώ το 20% των γυναικών έχουν μειωμένα αποθέματα σιδήρου χωρίς να παρουσιάζουν αναιμία. Απλαστική αναιμία ή μυελική δυσπλασία είναι το αναιμικό σύνδρομο που χαρακτηρίζεται από έλλειψη όλων των τύπων των κυττάρων του αίματος και μείωση ή εξαφάνιση των κυτταρικών σειρών στο μυελό των οστών.

Η **λευχαιμία** είναι μία κακοήθης νόσος (καρκίνος) που προέρχεται από έναν τύπο κυττάρων του μυελού των οστών. Χαρακτηρίζεται από την ανεξέλεγκτη αύξηση τους παραγωγής κυττάρων του μυελού. Υπάρχουν δύο ταξινομήσεις για τη λευχαιμία: μυελογενής και λεμφογενής, οι οποίες μπορεί να είναι είτε οξείες είτε χρόνιες. Οι όροι «μυελογενής» ή «λεμφογενής» δηλώνουν τον κυτταρικό τύπο που έχει γίνει

προβληματικός. Έτσι υπάρχουν τέσσερις βασικοί τύποι λευχαιμίας που είναι: η οξεία μυελογενής λευχαιμία, η χρόνια μυελογενής λευχαιμία, η οξεία λεμφογενής λευχαιμία και η χρόνια λεμφογενής λευχαιμία.

Θρόμβωση είναι ο σχηματισμός θρόμβου αίματος μέσα σε ένα αιμοφόρο αγγείο και εμποδίζει τη ροή του αίματος μέσω του κυκλοφορικού συστήματος. Όταν ένα αιμοφόρο αγγείο είναι τραυματισμένο, ο οργανισμός χρησιμοποιεί αιμοπετάλια και ινώδες με σκοπό να σχηματίσουν έναν θρόμβο αίματος για την πρόληψη απώλειας αίματος. Εναλλακτικά, ακόμη και όταν ένα αιμοφόρο αγγείο δεν υφίσταται ζημιά, θρόμβοι αίματος μπορεί να σχηματιστούν στο αγγείο, εφόσον παρουσιαστούν οι κατάλληλες συνθήκες.

1.3.2 Αθηρωμάτωση

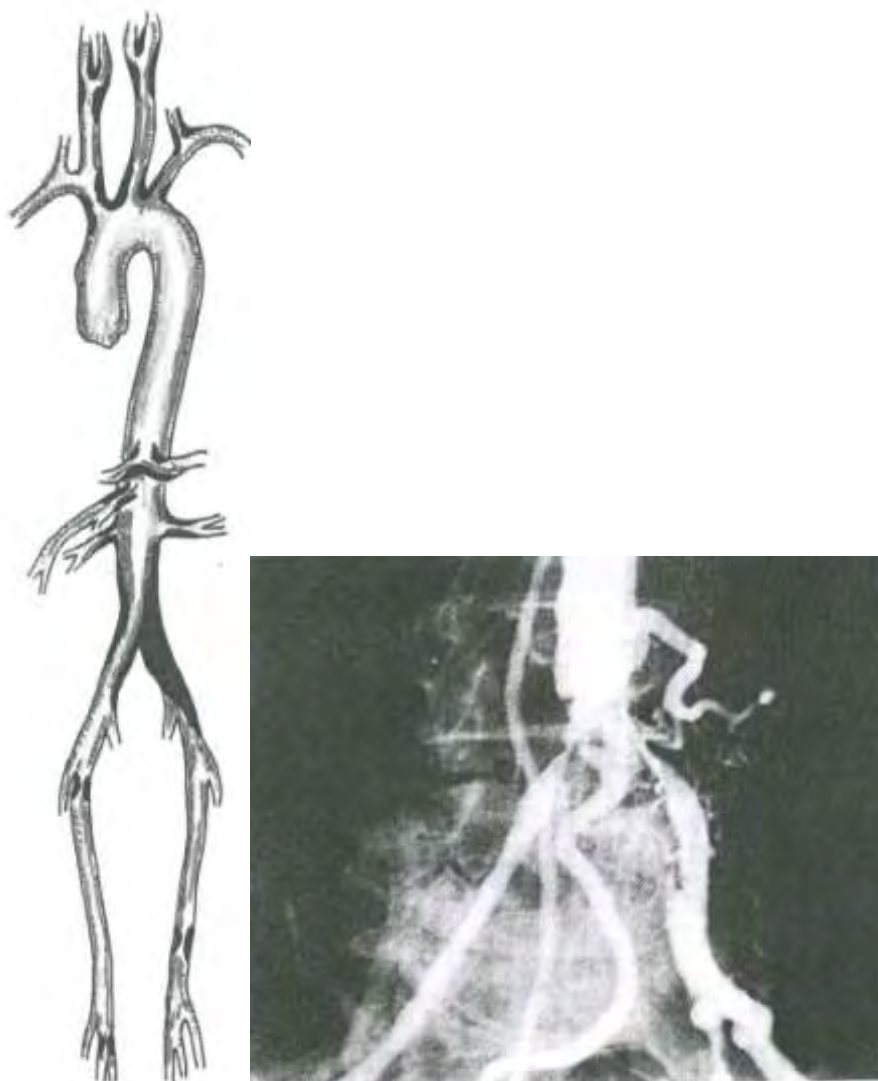
Η αθηρωμάτωση αποτελεί την αρχή των περισσότερων αγγειακών και καρδιακών προβλημάτων για τα οποία καλούνται οι επιστήμονες να δώσουν λύσεις στην καθημερινή κλινική πράξη, αλλά και του μοιραίου τέλους των περισσότερων ασθενών. Παρά τις όποιες βιολογικές ιδιαιτερότητες των επιμέρους τμημάτων του αρτηριακού δένδρου, η αθηρωμάτωση είναι συνήθως γενικευμένη πάθηση των αρτηριών, η οποία χαρακτηρίζεται από την ανάπτυξη των αθηρωματικών πλακών (εικ. 1.15). Οι αθηρωματικές αυτές αλλοιώσεις αναπτύσσονται αρχικά μεταξύ του ενδοθηλίου και του έσω ελαστικού πετάλου του αρτηριακού τοιχώματος και στη συνέχεια καταλαμβάνουν και τον μέσο χιτώνα του αγγείου. Στην εξέλιξη τους μπορεί να προκαλέσουν στένωση και μηχανική απόφραξη του αρτηριακού αυλού, εξέλκωση, θρόμβωση και περιφερική αθηρωματική εμβολή (Κατσαμούρης και Χατζηνικολάου, 2001).

1.3.3 Ανευρύσματα

Ως αρτηριακό ανεύρυσμα ορίζεται η διεύρυνση του αυλού σε βαθμό τέτοιο, ώστε η εσωτερική διάμετρος να είναι διπλάσια της αντίστοιχης του φυσιολογικού αγγείου (εικ. 1.16). Τα ανευρύσματα τα οποία εμφανίζουν ιδιαίτερο αιμοδυναμικό ενδιαφέρον, είναι τα εκφυλιστικά, τα μεταστενωτικά, τα διαχωριστικά και τα ψευδή.

Το τοίχωμα των μεγάλων αρτηριών και ιδιαίτερα της αορτής περιέχει μεγάλη σχετικά ποσότητα ελαστίνης. Αυτή προσδίδει στα αγγεία αυτά την αναγκαία ελαστικότητα την οποία χρειάζονται για να απορροφούν την ενέργεια, η οποία προέρχεται από κάθε επαναλαμβανόμενη καρδιακή συστολή και να διατηρούν στη

συνέχεια, σε συνεργασία με τις περιφερικές αντιστάσεις, σχετικά σταθερή την αιματική ροή στην περιφερική κοίτη. Τέτοιες ιδιότητες δεν έχουν οι ίνες του κολλαγόνου. Αυτές, άπαξ και διαταθούν, δεν επανέρχονται στα φυσιολογικά επίπεδα.



α.

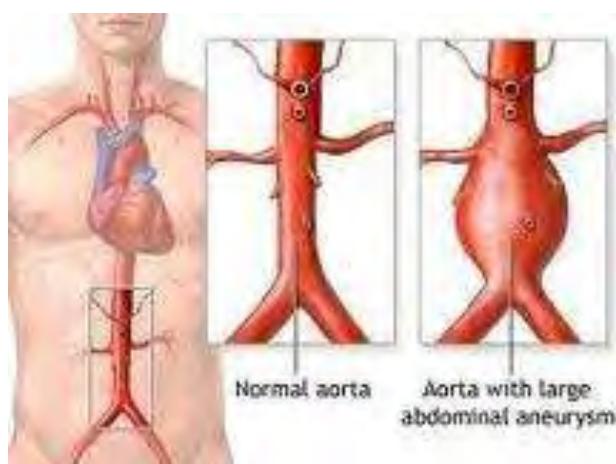
β.

Εικόνα 1.15: Συνήθως οι αθηρωματικές πλάκες εντοπίζονται επιλεκτικά στις εκφύσεις και στους διχασμούς των αρτηριών. **α.** Σχηματική απεικόνιση της εκλεκτικής προτίμησης της ανάπτυξης των αθηρωματικών πλακών στις εκφύσεις και στους διχασμούς των αρτηριών, **β.** τυπική στένωση του αορτολαγονίου διχασμού, όπως απεικονίζεται στην αρτηριογραφία. (Κατσαμούρης και Χατζηνικολάου, 2001)

Η ελάττωση της ενδοτικότητας του αρτηριακού τοιχώματος, σε συνδυασμό με τη χρόνια εξασθένηση των κολλαγόνων ινών μπορεί να οδηγήσει στο σχηματισμό ανευρύσματος. Ωστόσο, τα εκφυλιστικά ανευρύσματα δεν αναπτύσσονται οπουδήποτε στο αρτηριακό δένδρο. Η συνήθης εντόπισή τους είναι κυρίως η περιοχή του διχασμού της κοιλιακής αορτής, όπως και άλλων αρτηριακών διχασμών.

Φαίνεται ότι η παρουσία του διχασμού παίζει και εδώ, όπως και στην αθηρωματογένεση, κάποιον αιμοδυναμικό ρόλο.

Ο μηχανισμός, ο οποίος έχει προταθεί, είναι αυτός της ανάπτυξης ισχυρών τοπικών δυνάμεων, οι οποίες προέρχονται από την ανάκλαση μέρους του παλμικού κύματος πίεσης στο εσωτερικό τοίχωμα του διχασμού, σε συνδυασμό με τις μεταβολές της διαμητικής τάσης αναπτύσσονται στα τοιχώματα των διχασμών. Έχει βρεθεί ότι οι ασθενέστερες ανακλάσεις των κυμάτων πίεσης της αιματικής ροής συμβαίνουν, όταν ο λόγος του αθροίσματος των διατομών των θυγατρικών αγγείων προς το αντίστοιχο μητρικό του διχασμού είναι 1.16. Συνεπώς σύμφωνα με αυτή τη θεωρία, καθώς η ηλικία αυξάνει τα ανακυκλώμενα κύματα του παλμικού κύματος πίεσης προσκρούουν όλο και με μεγαλύτερη ένταση στα τοιχώματα του αορτικού διχασμού με αποτέλεσμα να το εξασθενίζουν. Τα φαινόμενα επιτείνονται ακόμη περισσότερο με την παρουσία εκφυλιστικών βλαβών στο αρτηριακό τοίχωμα.



Εικόνα 1.16: Ανεύρυσμα κοιλιακής αορτής.

1.3.4 Φλέβες

Το σύνδρομο των φλεβικών κισμών ή απλά κισμών των κάτω μελών προσβάλλει συνήθως το σύστημα της μείζονος (85%) και λιγότερο (15%) το αντίστοιχο της ελάσσονος σαφηνούς φλέβας. Παρά το γεγονός ότι το σύνδρομο αυτό έχει περιγραφεί από τους προχριστιανικούς χρόνους και αποτελεί πολύ συχνή παθολογική κατάσταση, η αιτιοπαθογένειά του παραμένει αδιευκρίνιστη.

Ο όρος πρωτοπαθής φλεβική βαλβιδική ανεπάρκεια (πρωτοπαθείς κισσοί) αναφέρεται στους κισσούς, οι οποίοι προέρχονται από πρωτοπαθή βλάβη των

προσβεβλημένων φλεβών. Φαίνεται ότι η παθογένεια της πάθησης είναι πολυπαραγοντική, αλλά το τελικό αποτέλεσμα είναι η εξασθένηση του φλεβικού τοιχώματος ή (και) των φλεβικών βαλβίδων. Το εξασθενημένο αυτό τοίχωμα των φλεβών των κάτω μελών, υπό τη μακροχρόνια ασκούμενη υδροστατική φλεβική πίεση καταπονείται και διατείνεται, τόσο επιμηκώς, όσο και εγκάρσια (Κατσαμούρης και Χατζηνικολάου, 2001).

1.4 Η χρησιμότητα των μοντέλων

Η καρδιαγγειακή φυσιολογία περιλαμβάνει μια ποικιλία από έννοιες οι οποίες είναι δύσκολο να κατανοηθούν. Γι' αυτό το λόγο, οι εργαστηριακές εμπειρίες έχουν σχεδιαστεί να ενισχύουν την εκμάθηση των φοιτητών σ' αυτά τα θέματα. Ιατρικές σχολές συχνά χρησιμοποιούν εργαστηριακά ζώα, αλλά τέτοια εργαστήρια είναι σπάνια χρήσιμα για τους φοιτητές, διότι το κόστος της διατήρησης των ζώων και οι χειρουργικές ικανότητες των βοηθών στις προετοιμασίες του εργαστηρίου σπανίζουν.

Ευτυχώς πολλά κυκλοφορικά φαινόμενα μπορούν να σχεδιαστούν μαθηματικά ή μηχανικά. Υπάρχουν πολλά προγράμματα προσομοίωσης του κυκλοφορικού συστήματος και ποσοτικές ασκήσεις βασισμένες σε πραγματικές φόρμες δεδομένων. Ακόμη, υπάρχουν μηχανικά μοντέλα, που επιτρέπουν στους σπουδαστές να παρεμβαίνουν στην πειραματική διαδικασία. Επιτρέπουν, επίσης, να ελέγχονται εύκολα παραπλανητικά φαινόμενα που είναι πιθανά με τα συστήματα των ζώων. Γι' αυτό το λόγο, ένα νέο μηχανικό μοντέλο κλειστού κυκλοφορικού συστήματος κατασκευάστηκε για να χρησιμοποιηθεί στο εργαστήριο της αγγειοχειρουργικής στο τμήμα Ιατρικής του Π. Θ. .Το μοντέλο σχεδιάστηκε έχοντας διάφορους στόχους:

1. Έπρεπε να είναι αρκετά μεγάλο ώστε οι φοιτητές να μπορούν εύκολα να δουν και να νιώσουν τα αποτελέσματα των παραπλανητικών φαινομένων.
2. Έπρεπε να απεικονίζει με ακρίβεια και τους ποσοτικά σημαντικότερους παράγοντες που επηρεάζουν τη ροή διαμέσου των σωλήνων.
3. Έπρεπε να έχει ευέλικτο σχεδιασμό ώστε να επιτρέπει στους φοιτητές να επινοήσουν τις δικές τους πειραματικές διαδικασίες.
4. Έπρεπε να είναι αρκετά απλό ώστε να μπορεί να κατασκευαστεί εύκολα και φτηνά με άμεσα διαθέσιμα εξαρτήματα.

Πολλά διαφορετικά φαινόμενα μπορούν να ερευνηθούν με το συγκεκριμένο μοντέλο. Για παράδειγμα, κάποιος μπορεί να χειριστεί τους παράγοντες που επηρεάζουν την αρτηριακή πίεση, όπως τον όγκο του αίματος, την φλεβική και αρτηριακή αγγειοσυστολή, και την καρδιακή δραστηριότητα. Ακόμη κάποιος μπορεί να χειρίζεται την συμμόρφωση των αγωγών για να δει πως επηρεάζει τη λειτουργία της φλεβικής δεξαμενής και την αρτηριακή απόσβεση της πίεσης των παλμών. Επίσης, κάποιος μπορεί να διερευνήσει τις φυσικές αρχές που διέπουν την αντίσταση ενός συστήματος από αγωγούς και τη σχέση μεταξύ της συνολικής διατομής και της ταχύτητας του υγρού. Τέλος, το μοντέλο παρουσιάζει την σπουδαιότητα των βαλβίδων.

Πίνακας 1.1: Χαρακτηριστικά του μοντέλου.

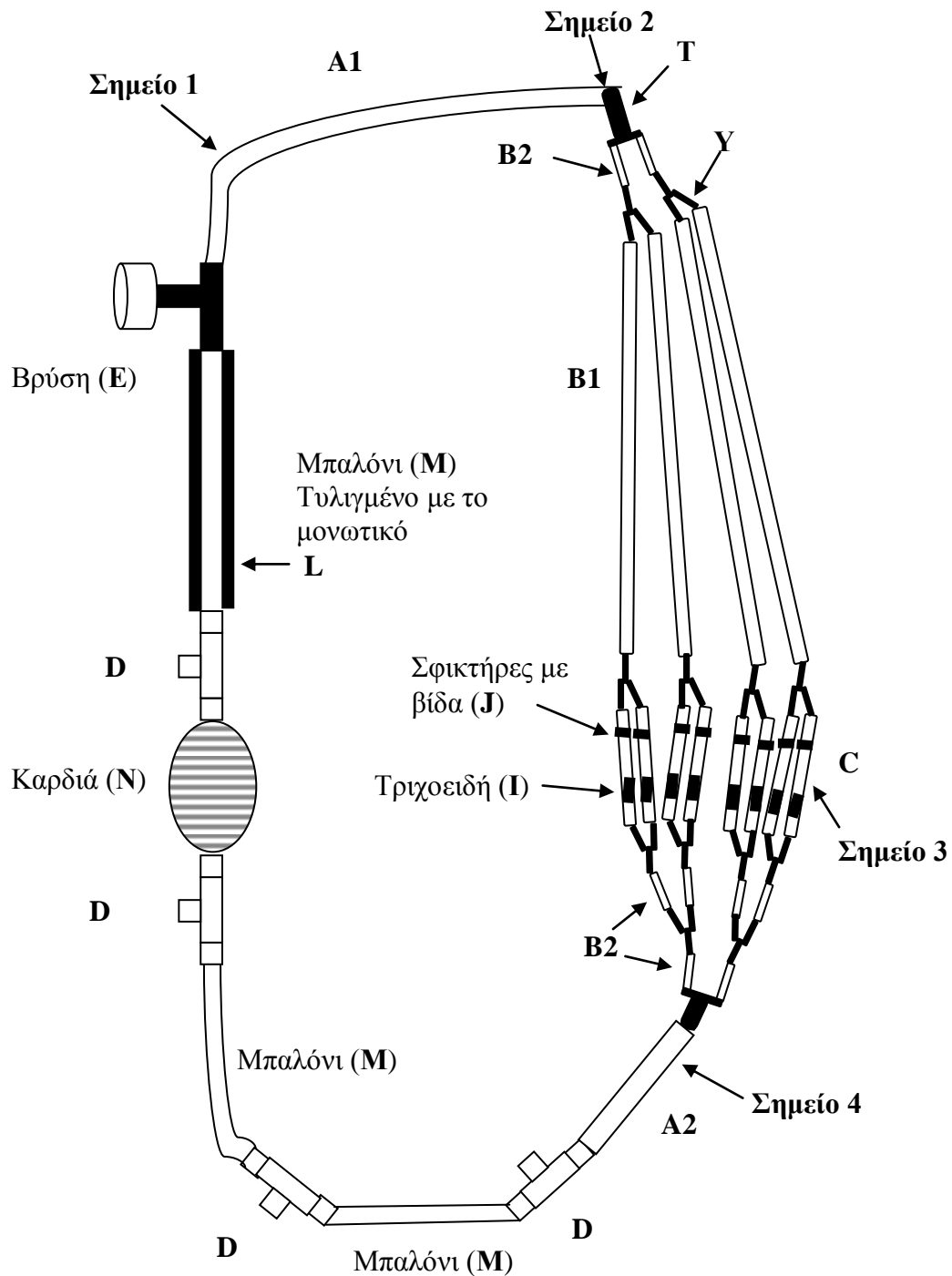
Μεταβλητές που μπορούν να μετρηθούν στο μοντέλο.	Παράγοντες που μπορούν να ελεγχθούν στο μοντέλο
Πίεση	Όγκος αίματος
Μέση ταχύτητα ρευστού	Καρδιακή δραστηριότητα
Καρδιακή παροχή	Συστολή των αγωγών
	Συμμόρφωση και χωρητικότητα των αγωγών
	Αριθμός των ανοικτών τριχοειδών κλινών
	Επάρκεια βαλβίδας
	Ιξώδες ρευστού

Αυτή η εργασία παρέχει τις κατευθυντήριες γραμμές για την κατασκευή και τη χρησιμότητα ενός μοντέλου του κυκλοφορικού συστήματος. Περιλαμβάνει μία λεπτομερή λίστα των υλικών, του σχεδιαγράμματος για την συνδεσμολογία τους και τις ακριβείς διαστάσεις, οι οποίες είναι απαραίτητες για να κατασκευαστεί ένα σωστό μοντέλο. Επίσης παρουσιάζει τα αποτελέσματα πειραμάτων τα οποία αναδεικνύουν τη χρησιμότητα του μοντέλου στην συλλογή ποσοτικών δεδομένων.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ - ΜΕΘΟΔΟΙ

2.1 Σχεδιάγραμμα μοντέλου



Εικόνα 2.1: Σχεδιαγραμματική απεικόνιση του μοντέλου. Τα μέρη του μοντέλου περιγράφονται λεπτομερώς στο κείμενο και στον πίνακα 2.1. Τα ενδεικτικά σημεία μέτρησης φαίνονται αριθμημένα.

Στην εικόνα 2.1 φαίνεται το σχεδιάγραμμα του μοντέλου. Το εξάρτημα N αντιπροσωπεύει τη καρδιά, οι βαλβίδες με περύγιο αντεπιστροφής D τις βαλβίδες του καρδιαγγειακού συστήματος και το μπαλόκι Μ που είναι τυλιγμένο με τον αφρώδη σωλήνα L την αορτή. Στη συνέχεια του σχεδιαγράμματος είναι ο σωλήνας Α1 ο οποίος αντιπροσωπεύει την κοινή αρτηρία, οι 4 σωλήνες Β1 τις αρτηρίες και οι 8 σωλήνες C τα αρτηρίδια. Στο εσωτερικό του κάθε σωλήνα C βρίσκονται 39 τριχοειδή Ι (εικόνα 2.3). Οι 4 σωλήνες Β2 αντιπροσωπεύουν τα φλεβίδια και τα επόμενα 2 τις φλέβες. Ο σωλήνας Α2 την κοίλη φλέβα και τα 2 μπαλόκια Μ στη συνέχεια τη κοίλη φλέβα (πίνακας 2.1).

Στην εικόνα 2.2 φαίνεται μια φωτογραφία του τελικού μοντέλου που κατασκευάστηκε σύμφωνα με τις παρακάτω παραγράφους του κεφαλαίου.



Εικόνα 2.2: Φωτογραφική άποψη του μοντέλου.

2.2 Κατασκευή του συστήματος

Το σχεδιάγραμμα της εικόνας 2.1 δείχνει τη διάταξη της κατασκευής. Το τελικό μέγεθος του συστήματος είναι περίπου 330cm στην περιφέρεια και τυπικά χωράει 3 lt νερού. Έχει 8 τριχοειδείς κλίνες, που επιτρέπουν στο ρευστό να επιβραδύνει καθώς απλώνεται στο μεγαλύτερο συνολικό εμβαδόν διατομής.

Πίνακας 2.1: Εξαρτήματα για την κατασκευή του μοντέλου.

Εξαρτήματα	Σύμβολο στο σχεδιάγραμμα	Μήκος x Τεμάχια
Μπάλα του μποξ, πτυχωτή	N	x1
Μονωτικό σωλήνα αφρού με διάμετρο 2,54cm	L	33cm x 1
Ταινία teflon		
Μπαλόνια (33cm x 3,8 ξεφούσκωτα)	M	x3
Σωλήνας από διάφανο βινύλιο με διάμετρο 1,9cm, παχύ τοίχωμα (0,32cm)	A	66cm (A1) x 1, 33cm (A2) x 1
Σωλήνας από διάφανο βινύλιο με διάμετρο 1,27cm, παχύ τοίχωμα (0,32cm)	B	66cm x 4 (B1), 5 x10 (B2)
Σωλήνας από διάφανο βινύλιο με διάμετρο 1,27cm, λεπτό τοίχωμα (0,16cm)	C	25cm x 8
Βαλβίδα από ορείχαλκο με πτερύγιο αντεπιστροφής	D	x4
Υ- συνδετήρες με διάμετρο 1,27cm για τους σωλήνες βινυλίου	Y	x12
T- συνδετήρες για τον σωλήνα βινυλίου	T	x3
Σφικτήρες με βίδα (για ρύθμιση της ροής)	J	x8
Σωλήνα PVC με διάμετρο 2,54cm	K	33cm x 9
Τριχοειδή	I	7,5cm x 312
Parafilm		3m x 1
Βελόνες μεγέθους 19G, μήκους 3,8cm και τρίοδοι κάνουλες		x3
Μετρητής πίεσης		x1

Για λόγους σαφήνειας, τα εξαρτήματα συχνά αναφέρονται στο τμήμα του κυκλοφορικού συστήματος που σχεδιάζεται. Γι' αυτό το λόγο, όροι όπως η αρτηρία, η καρδιά και η φλέβα χρησιμοποιούνται σε σχέση με το κατασκευασμένο σύστημα. Χρησιμοποιώντας αυτούς τους όρους το μοντέλο γίνεται πιο ενδιαφέρον για τους σπουδαστές. Χωρίς αυτό να σημαίνει ότι τα εξαρτήματα στο σύστημα είναι πιστά αντίγραφα της πραγματικότητας.

Σχεδόν, όλος ο απαραίτητος εξοπλισμός αγοράστηκε από αντιπροσωπίες με υδραυλικά είδη. Το Parafilm και οι κάνουλες από τα εργαστήρια της Ιατρικής και οι βελόνες από φαρμακείο. Η καρδιά φτιάχτηκε από μια στρόγγυλη μπάλα του μποξ, η οποία στη συνέχεια σκίστηκε, πάρθηκε το εσωτερικό της και εφαρμόστηκε στους PVC σωλήνες κολλώντας τη με βενζινόκολλα. Το συνολικό κόστος του συστήματος δεν ξεπέρασε τα 150€. Στον πίνακα 2.1 δίνονται όλα τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν και οι διαστάσεις τους, οι οποίες είναι σύμφωνα με το SI (“Μετρικό Σύστημα”).

Οι αγωγοί είναι κατασκευασμένοι από σωλήνες βινυλίου και μακριά μπαλόνια. Οι σωλήνες βινυλίου είναι διάφανοι, επιτρέποντας στους φοιτητές να παρατηρούν τη ροή. Οι περισσότεροι από τους σωλήνες είναι με παχύ τοίχωμα (0,32cm πάχος) σε σχέση με το λεπτό τοίχωμα (0,16cm πάχος). Οι σωλήνες με το λεπτό τοίχωμα τείνουν να ισοπεδωθούν όταν λυγίσουν, δημιουργώντας υψηλότερη τοπική αντίσταση. Οι σωλήνες με το λεπτό τοίχωμα χρησιμοποιούνται μόνο για τους αγωγούς που περιέχουν τα τριχοειδή. Αυτό τους επιτρέπει να μπορούν να σφιχτούν ώστε να προσομοιωθεί η στένωση των αρτηριτιδών.

Μακριά μπαλόνια χρησιμοποιήθηκαν στη θέση των σωλήνων βινυλίου όπου ήταν απαραίτητη η διαστολή. Τα μπαλόνια αυτά, που όταν φουσκωθούν μπορούν να φτάσουν το 1,65m σε μήκος, χρησιμοποιήθηκαν για τους αγωγούς που προσομοιώνουν τις μεγάλες φλέβες. Τέτοια μακριά μπαλόνια είναι απαραίτητα για να αντέξουν την ένταση του ρευστού που αντλείται, χωρίς υπερβολική αύξηση της διαμέτρου. Μια δυσκολία με αυτά τα μπαλόνια είναι ότι μπορεί να αλλοιωθεί το υλικό τους κι ενδέχεται να χρειαστεί αντικατάσταση μετά από ένα εξάμηνο, ειδικότερα εάν το αφήσουμε εκτεθειμένο στο φως.

Σε αντίθεση με τους αγωγούς, η καρδιά φτιάχτηκε από το εσωτερικό μιας στρόγγυλης μπάλας του μποξ, το οποίο είναι από ελαστικό υλικό. Αυτό το είδος μπαλονιού έχει πιο παχύ τοίχωμα από τα απλά μπαλόνια και είναι πτυχωτό. Αυτό το είδος μπαλονιού μπορεί να αντέξει καλύτερα υψηλότερες πιέσεις και δεν αναπτύσσει εξογκώματα όταν πιέζεται.

Δίνοντας τις υψηλές πιέσεις που μπορεί να υπάρξουν στην αορτή, άμεση προϋπόθεση είναι να υπάρχει ένας μηχανισμός που να μπορεί να εμποδίζει την υπερβολική διόγκωση αυτού του μπαλονιού. Ανεξέλεγκτα, αναπτύσσει μια τοπική διόγκωση, συγκρίσιμη με αυτή του ανευρύσματος. Γι' αυτό το λόγο, ένα κάλυμμα μόνωσης του αγωγού τοποθετήθηκε γύρω από το μπαλόνι. Η μόνωση του αγωγού είναι ένας αφρώδης σωλήνας ο οποίος σκίστηκε στη μέση και εφαρμόστηκε γύρω από το μπαλόνι, χωρίς να χρειαστεί να αποσυνδεθεί το μπαλόνι από τη διάταξη. Όταν τοποθετήθηκε, η μόνωση επέτρεπε στο μπαλόνι να εκτείνεται εύκολα στην αρχή, αλλά στη συνέχεια προσέφερε προοδευτική αντίσταση στη διόγκωση.

Οι βαλβίδες από ορείχαλκο χρησιμοποιήθηκαν στις φλέβες και την καρδιά. Αρχικά, χρησιμοποιήθηκαν βαλβίδες από PVC, οι οποίοι έδιναν μεγάλη αντίδραση στο σύστημα και αντικαταστάθηκαν στη συνέχεια με τις βαλβίδες από ορείχαλκο οι οποίες έδιναν μικρότερη αντίσταση. Αυτές διατηρούσαν την πίεση στις φλέβες χαμηλή. Ιδανική περίπτωση θα ήταν μόνο ένα μικρό μέρος της πτώσης της πίεσης να παρουσιαστεί στις φλέβες.

Μια σημαντική άποψη για το φλεβικό σύστημα είναι η λειτουργία του ως ταμιευτήρα όγκου. Πρέπει να είναι ικανό να "φιλοξενήσει" παλμούς/ σφυγμούς του αίματος, καθώς η καρδιά συστέλλεται. Γι' αυτό το λόγο, τα μπαλόνια του φλεβικού συστήματος φουσκώθηκαν μια φορά πριν τη χρήση. Η χρήση μεγάλου όγκου και υψηλής ελαστικότητας μπαλονιών, εξασφαλίζει ότι οι φλέβες μπορούν να ανταπεξέλθουν σε έναν πλήρες παλμό/σφυγμό με λίγη αύξηση της πίεσης. Το ίδιο είδος μπαλονιού χρησιμοποιήθηκε για την αρτηρία, αλλά δεν φουσκώθηκε πριν την χρήση, οπότε ήταν πιο ελαστικό και συγκρατούσε μικρότερο όγκο σε κατάσταση ηρεμίας.

Το νερό προστέθηκε ή αφαιρέθηκε από το σύστημα μέσω μιας διακλάδωσης που καταλήγει σε βρύση. Αυτή επίσης χρησιμοποιήθηκε για να αφαιρεθούν οι περισσότερες φυσαλίδες αέρα. Αν και είναι χρήσιμο να κρατήσουμε κάποιες φυσαλίδες αέρα στο σύστημα, διότι αυτές δίνουν στους φοιτητές ένα τρόπο να ακολουθήσουν τη ροή και να μετρήσουν την ταχύτητα.

Η πίεση θα μπορούσε να μετρηθεί σε H/Y χρησιμοποιώντας σύστημα με ηλεκτρονικούς αισθητήρες το οποίο κοστίζει πάνω από 1700€. Το κόστος αυτό ήταν πολύ μεγάλο για το σύστημα που θέλαμε να φτιάξουμε, διότι η αρχική ιδέα ήταν να κατασκευαστεί ένα σύστημα με χαμηλό κόστος για διδακτικούς σκοπούς. Έτσι, χρησιμοποιήθηκαν βελόνες με τριόδους κάνουλες, οι οποίες τοποθετήθηκαν σε τρία

σημεία και έπειτα σε κάθε σημείο συνδέθηκε η κάνουλα με το λάστιχο του πιεσόμετρου.

Ακόμα και χωρίς τους αισθητήρες πίεσης, το μοντέλο παρουσιάζει αποτελεσματικά πολλά και σημαντικά στοιχεία. Πράγματι, η δυνατότητα των φοιτητών να αντιληφθούν τις τιμές των πιέσεων, να ψηλαφίσουν και να μπουν στη διαδικασία να κάνουν κάποιες προβλέψεις σε σχέση με την αντίδραση του συστήματος σε κάποιο ερέθισμα, είναι μόνο κάποια παραδείγματα από τις ωφέλειες αυτού του μοντέλου. Μάλιστα, υπάρχει κι ένα πιο συγκεκριμένο πλεονέκτημα που εμφανίζεται μέσω των ποσοτικών μετρήσεων.

2.3 Περιγραφή συνδεσμολογίας

Για να φτιαχτούν όλες οι συνδέσεις, έπρεπε να συλλεχθούν όλα τα εξαρτήματα που εκθέτονται στον πίνακα 2.1. και να κοπούν οι κλειστές άκρες των μπαλονιών για να μπορέσουν να εφαρμοστούν στα κοντά τμήματα των PVC σωλήνων και στις βαλβίδες. Στη συνέχεια τοποθετήθηκαν τα τριχοειδή στους σωλήνες βινυλίου με πάχος τοιχώματος 0,16cm. Σε κάθε σωλήνα χώρεσαν 39 τριχοειδή μήκους 7,5cm και διαμέτρου 1,15mm. Η δεσμίδα τοποθετήθηκε εύκολα, αλλά πολύ προσεκτικά διότι τα τριχοειδή έσπαγαν πολύ εύκολα. Το σημείο τοποθέτησης των τριχοειδών απέχει 10cm από τους σφικτήρες.



Εικόνα 2.3: Τριχοειδή αγγεία τοποθετημένα μέσα στον αγωγό C.

Όταν τα τριχοειδή τοποθετήθηκαν σωστά στον αγωγό, συνδέθηκαν τα τμήματα όπως φαίνεται στην εικόνα 2.3. Στις περισσότερες από τις συνδέσεις χρησιμοποιήθηκαν πλαστικοί συνδετήρες οι οποίοι μπορούσαν να συνδεθούν εύκολα με τις σωληνώσεις. Για να συνδεθούν τα μπαλόνια στους σωλήνες PVC, τυλίχθηκαν στην άκρη του μπαλονιού κάθε σωλήνα και στη συνέχεια εφαρμόστηκαν γύρω γύρω πέντε τουλάχιστον στρώσεις ταινία teflon, Parafilm και δύο στρώσεις μονωτικής ταινίας, ούτως ώστε να επιτευχθεί η καλύτερη δυνατή στεγάνωση εκείνων των σημείων, όπου θα σημειώνονταν πολύ υψηλές πιέσεις. Τα σημεία 1 και 4 δεν χρειάστηκε να τα σφραγιστούν με τόσες στρώσεις ταινιών, διότι εφαρμόζαν πιο καλά με τους PVC σωλήνες σε σχέση με τα μπαλόνια. Για να προστεθεί ή να αφαιρεθεί ένα εξάρτημα, έπρεπε να ανυψωθεί εκείνο το τμήμα του μοντέλου για να μην ρέει έξω από το σύστημα νερό με το άνοιγμα της σύνδεσης.



Εικόνα 2.4: Πιεσόμετρο συνδεδεμένο με την τρίοδο κάνουλα στο σημείο 1 (Αγωγός A1). Το κάθετο στέλεχος προς την επιφάνεια του εδάφους χρησιμοποιήθηκε για πλήρωση με νερό αλλά και για εξαέρωση.

Οι αισθητήρες πίεσης μπορούσαν να τοποθετηθούν σε πολλά σημεία του συστήματος. Τελικά **τοποθετήθηκαν σε τρία σημεία** (εικόνα 2.1):

1. Αμέσως μετά το μπαλόνι της κεντρικής αορτής, αγωγός A1 (ακολουθώντας τη κατεύθυνση της ροής), σημείο 1. Μια φωτογραφική άποψη της συνδεσμολογίας μέτρησης στο σημείο 1 φαίνεται στην εικόνα 2.4.
2. Αμέσως πριν τη δεσμίδα τριχοειδών στον πρώτο από τους οκτώ σωλήνες, σωλήνας C1 (σύμφωνα με την κατεύθυνση της ροής), σημείο 3. Μια φωτογραφική άποψη του σημείου 3 με την τρίοδο κάνουλα φαίνεται στην εικόνα 2.5.
3. Μετά τους σωλήνες με τα τριχοειδή, στον αγωγό A2, δηλαδή εκεί που καταλήγουν και οι οκτώ αγωγοί (ακολουθώντας πάντα τη κατεύθυνση της ροής), σημείο 4.

Κάθε ένα από τα τρία σημεία τυλίχθηκε με Parafilm και στη συνέχεια τοποθετήθηκε μια βελόνα 19G και μήκους 3,8cm η οποία είχε συνδεθεί σε μία τρίοδο κάνουλα. Χρησιμοποιήθηκε ένας μετρητής πίεσης (πιεσόμετρο), ο οποίος μετακινούνταν από σημείο σε σημείο, κλείνοντας κάθε φορά τις κάνουλες (εικ. 2.4). Επιπλέον, με τη χρήση των μεγάλων βελόνων, η ανταπόκριση του μετρητή πίεσης βελτιωνόταν, με την προσεκτική έκπλυση όλων των φυσαλίδων αέρα από το θάλαμο του αισθητήρα.



Εικόνα 2.5: Τρίδος κάνουλα τοποθετημένη στο σημείο 3 πριν τα τριχοειδή.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

3.1 Θεωρητικός υπολογισμός αντίστασης ροής

Οι διαστάσεις του σωλήνα επιλέχθηκαν να δίνουν ρεαλιστική πτώση της πίεσης διαμέσου του συστήματος. Χρησιμοποιώντας την εξίσωση του Poiseuille, μπορεί κάποιος να προβλέψει την αντίσταση από κάθε σωλήνα και αυτό δείχνει το ποσοστό της μείωσης της πίεσης που θα συμβεί κατά μήκος του σωλήνα.

Η εξίσωση (3) του πρώτου κεφαλαίου μπορεί να γραφεί και με τη μορφή:

$$R = \frac{128 \cdot \mu \cdot L}{\pi \cdot D^4}$$

Όπως είδαμε στην εισαγωγή, για μια διάταξη σωλήνων κάποιος μπορεί να προσθέσει την αντίσταση του κάθε τμήματος του σωλήνα κατά τον ίδιο τρόπο, όπως θα έκανε σε ένα ηλεκτρικό σύστημα. Με άλλα λόγια, για τους σωλήνες σε σειρά κάποιος προσθέτει την αντίσταση του κάθε αγωγού κατευθείαν. Για σωλήνες με παράλληλη διάταξη, ο υπολογισμός μπορεί να απλοποιηθεί, διότι σε αυτό το μοντέλο οι παράλληλοι αγωγοί είναι πανομοιότυποι. Γι' αυτό το λόγο, η αντίσταση του ενός αγωγού από μια παράλληλη διάταξη μπορεί να διαιρεθεί με τον συνολικό αριθμό των αγωγών που βρίσκονται σε παράλληλη διάταξη για να πάρει τη συνολική αντίσταση σ' αυτή τη διάταξη.

Με βάση την παραπάνω εξίσωση υπολογίζουμε προσεγγιστικά την αντίσταση των αγωγών και των τριχοειδών. Αρχίζουμε με τον υπολογισμό της αντίστασης της κοινής αρτηρίας A1:

$$R_{A1} = \frac{128 \cdot 1 \text{ mPa} \cdot \text{sec} \cdot 66 \text{ cm}}{\pi (1,9 \text{ cm})^4} \Rightarrow$$

$$R_{A1} = \frac{128}{\pi} \cdot \frac{66}{13} \text{ mPa} \cdot \text{sec} / \text{cm}^3 \Rightarrow$$

$$R_{A1} = \frac{650}{\pi} \text{ mPa}\cdot\text{sec}/\text{cm}^3$$

Προσεγγιστικός υπολογισμός αντίστασης των τριχοειδών του μοντέλου:

Θεωρούμε $R_{2,4} \cong R_{\tau\rho}$:

$$R_{\tau\rho} = R_{\text{ONE CAPILLARY}} / 312 \Rightarrow$$

$$R_{\tau\rho} = \frac{128 \cdot 1 \text{ mPa}\cdot\text{sec} \cdot 7,5 \text{ cm}}{312 \pi (1,15 \cdot 10^{-1} \text{ cm})^4} \Rightarrow$$

$$R_{\tau\rho} = \frac{1}{312\pi} \cdot \frac{960}{1,75 \cdot 10^{-4}} \text{ mPa}\cdot\text{sec}/\text{cm}^3 \Rightarrow$$

$$R_{\tau\rho} = \left(\frac{1}{312\pi} \right) \cdot \frac{960 \cdot 10^4}{1,75} \text{ mPa}\cdot\text{sec}/\text{cm}^3 \Rightarrow$$

$$R_{\tau\rho} = \frac{26.755}{\pi} \text{ mPa}\cdot\text{sec}/\text{cm}^3$$

Προσεγγιστικός υπολογισμός της αντίστασης των φλεβών του μοντέλου :

$$R_{\varphi} = \frac{128 \cdot 1 \text{ mPa}\cdot\text{sec} \cdot 60 \text{ cm}}{\pi (2,53 \text{ cm})^4} \Rightarrow$$

$$R_{\varphi} = \frac{128 \cdot 60}{\pi \cdot 41} \text{ mPa}\cdot\text{sec}/\text{cm}^3 \Rightarrow$$

$$R_{\varphi} = \frac{187.4}{\pi} \text{ mPa}\cdot\text{sec}/\text{cm}^3$$

Επομένως:

$$R_{\text{ολ}} = R_A + R_{\tau\rho} + R_{\varphi} = \frac{650}{\pi} + \frac{26.755}{\pi} + \frac{187.4}{\pi} \cong \frac{27.592}{\pi} \text{ mPa}\cdot\text{sec}/\text{cm}^3$$

$$\text{Συνεπώς } R_{A1} = \frac{650}{27.592} = 2,3\% R_{ολ}$$

$$R_{τρ} = \frac{26.755}{27.592} = 96,9\% R_{ολ}$$

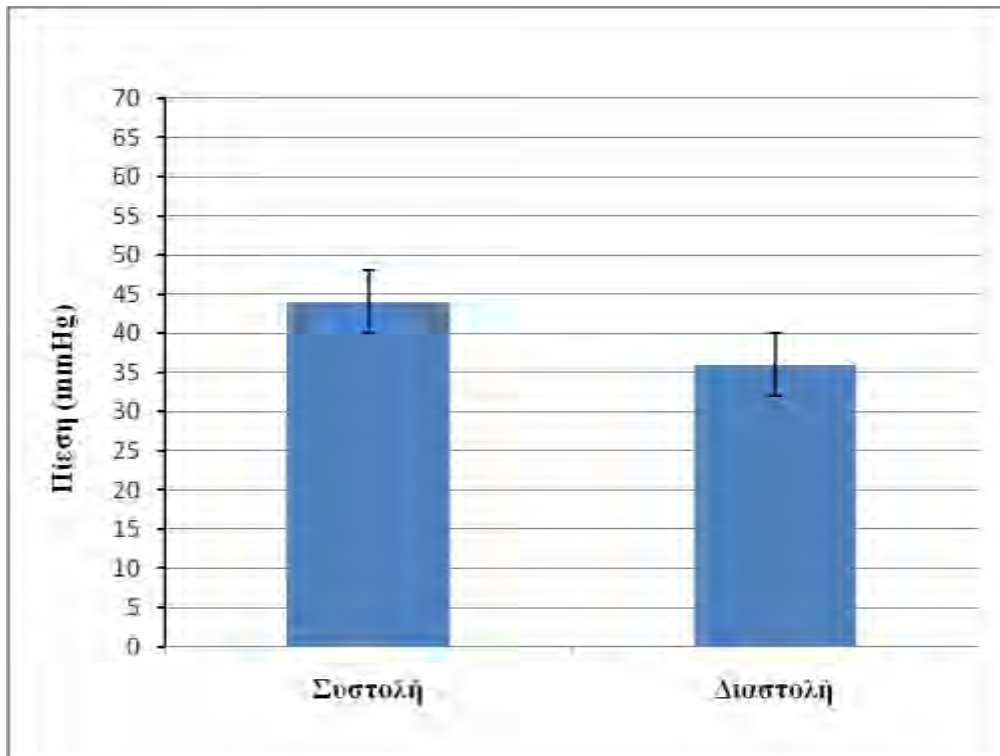
$$R_{φ} = \frac{187}{27.592} = 0,8\% R_{ολ}$$

Με αυτούς του υπολογισμούς οι διαστάσεις των αγωγών επιλέχθηκαν ώστε το 96,9% της αντίστασης (και ως εκ τούτου, η μείωση της πίεσης) να συμβεί στις τριχοειδείς κλίνες και το υπόλοιπο 3,1% στην κοινή αρτηρία και τις φλέβες. Σημειώστε ότι αυτοί οι υπολογισμοί χρησιμοποιούνται για στρωτή ροή σε ένα μη διακλαδισμένο σωλήνα. Επειδή αυτές οι παραδοχές δεν πληρούνται μπορεί να υπάρξουν αποκλίσεις από τις προβλεπόμενες εκτιμήσεις.

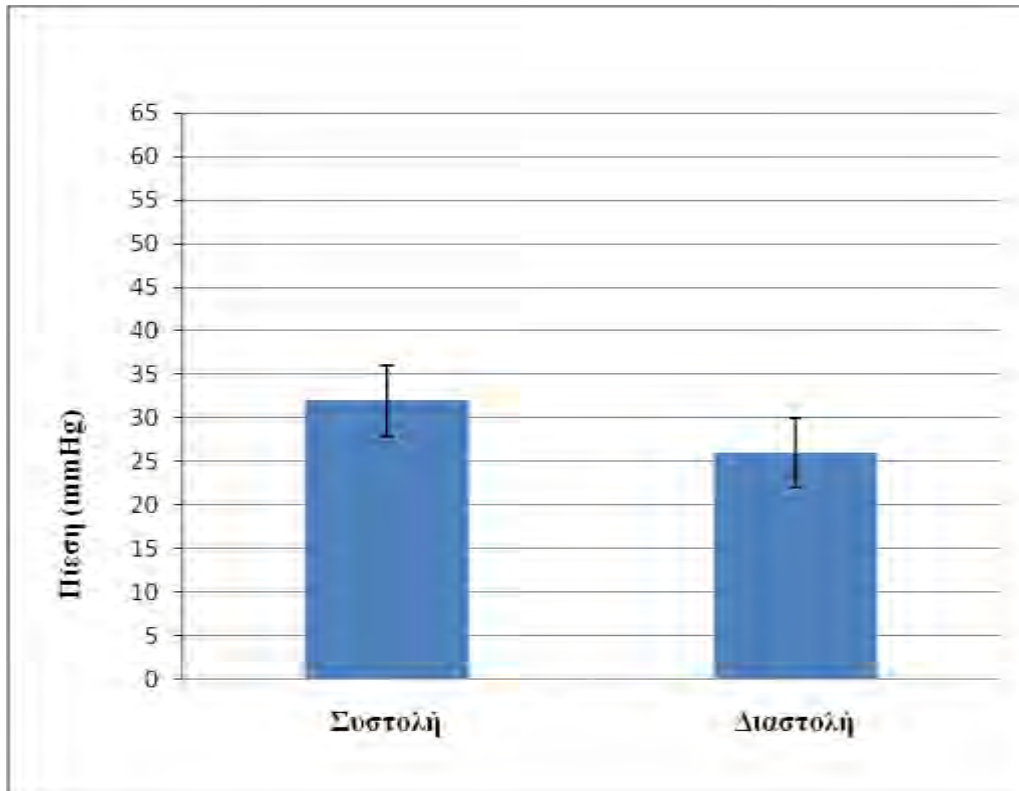
3.2 Μετρήσεις σε επιλεγμένα σημεία

Δείγμα δεδομένων συλλέχθηκε για να παρουσιαστεί η απόδοση του συστήματος. Αυτά τα πειράματα θα μπορούσαν να αποτελέσουν επίσης τη βάση για εξάσκηση των φοιτητών στο εργαστήριο. Για τις μετρήσεις, η κανονική λειτουργία ορίστηκε για το σημείο που το σύστημα περιέχει 3 λίτρα νερό, δεν υπήρχε καμία συστολή των αγωγών και η συχνότητα του παλμού ήταν περίπου 60 σφίξεις / λεπτό. Κάθε σφίξη που εμπλέκεται, συρρικνώνει τη καρδιά ομαλά μέχρι το χέρι να είναι πλήρως σφιγμένο. Οι περισσότερες από τις πιέσεις που περιγράφονται είχαν σχέση με τη γραμμή βάσης όταν δεν υπάρχει ροή. Θα πρέπει να σημειωθεί ότι η γραμμή βάσης ήταν πραγματικά σε βάθος πολλών χιλιοστών του υδραργύρου άνω του περιβάλλοντος, λόγω του τεντώματος στα τοιχώματα των μπαλονιών. Έτσι η σχετικές τιμές πίεσης μπορεί να μειωθούν μερικά χιλιοστά κάτω από το μηδέν.

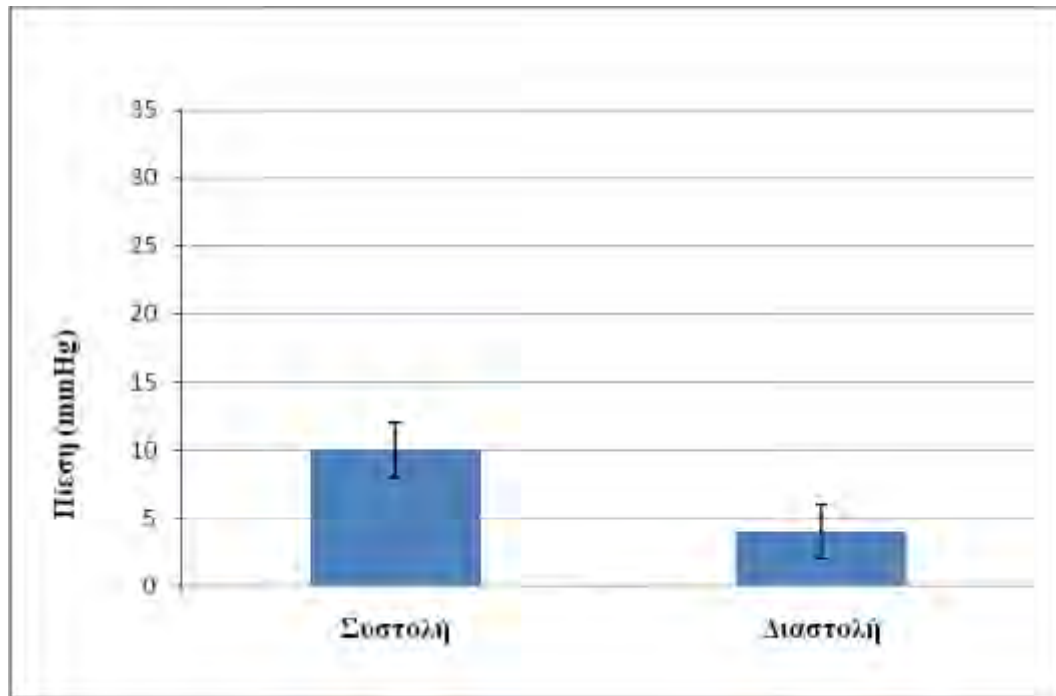
Οι πιέσεις που μετρήθηκαν χρησιμοποιώντας το σύστημα ήταν λογικές, αν και σε χαμηλά επίπεδα. Η αρτηριακή πίεση στο σημείο 1 ήταν 44 mmHg κατά τη διάρκεια της συστολής και 36 mmHg κατά τη διάρκεια της διαστολής, στο σημείο 3 ήταν 32 mmHg κατά τη διάρκεια της συστολής και 26 mmHg κατά τη διάρκεια διαστολής και στο σημείο 4 ήταν 10 mmHg κατά τη διάρκεια της συστολής και 4 mmHg κατά τη διάρκεια διαστολής (εικόνες 3.1, 3.2 και 3.3).



Εικόνα 3.1: Μέτρηση συστολικών και διασταλτικών πιέσεων στο σημείο 1.



Εικόνα 3.2: Μέτρηση συστολικών και διασταλτικών πιέσεων στο σημείο 3.



Εικόνα 3.3: Μέτρηση συστολικών και διασταλτικών πιέσεων στο σημείο 4.

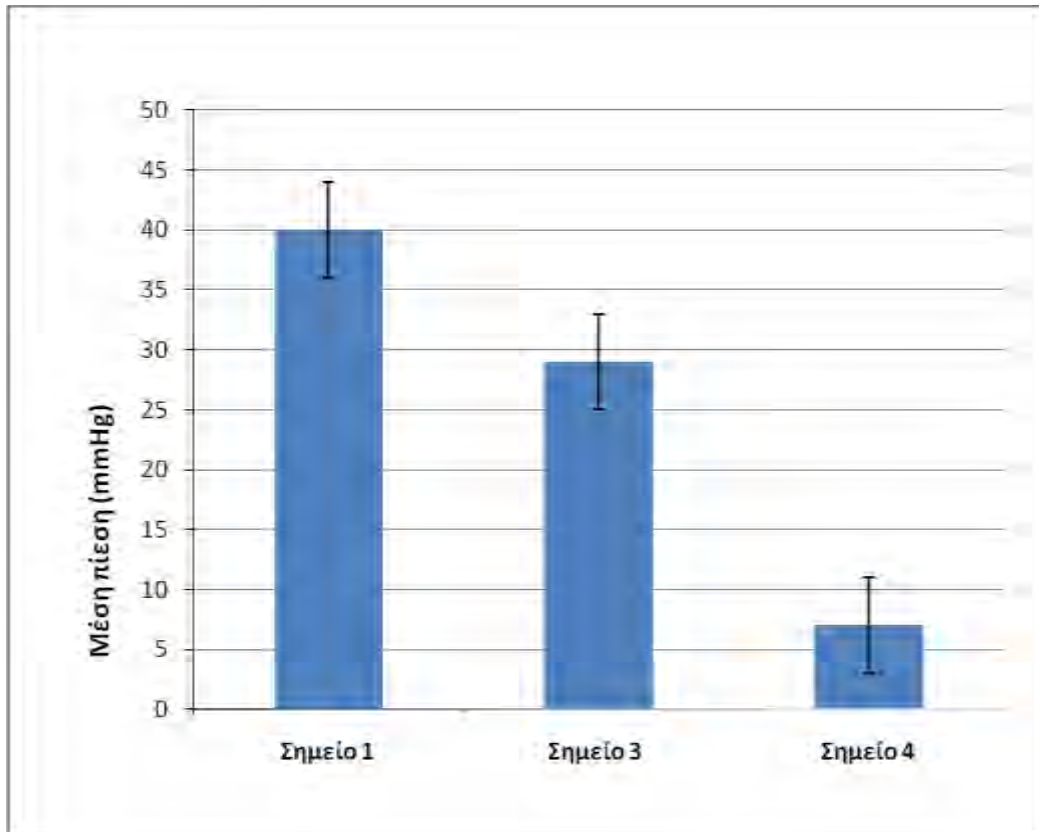
Ο συντελεστής που περιόριζε την πίεση ήταν διόγκωση του μπαλονιού που αντιπροσωπεύει την μεγαλύτερη αρτηρία. Χωρίς τη μόνωση αφρού, μερικά δείγματα μπαλονιών έσπασαν στα 55 mmHg.

Η πτώση της πίεσης κατά μήκος του συστήματος ήταν επίσης λογική. Κάτω από κανονικές συνθήκες, η μεγαλύτερες αρτηρίες κυμαίνονταν από $40 \pm 4\%$ (μέση τιμή \pm SD) της πτώσης της πίεσης, για τις τριχοειδείς κλίνες από $29 \pm 3\%$ και στις φλέβες κυμαίνονταν από $7 \pm 3\%$ (εικόνα 3.4).

Τα πειραματικά αποτελέσματα της διαφοράς των μέσων πιέσεων στα τρία σημεία είναι τα εξής:

$$\Delta P_{1,3} = \frac{40 - 29}{40} * 100 = 27\%$$

$$\Delta P_{1,4} = \frac{40 - 7}{40} * 100 = 83\%$$



Εικόνα 3.4: Μέση πίεση στα τρία σημεία.

3.3 Διαφορά με τους θεωρητικούς υπολογισμούς

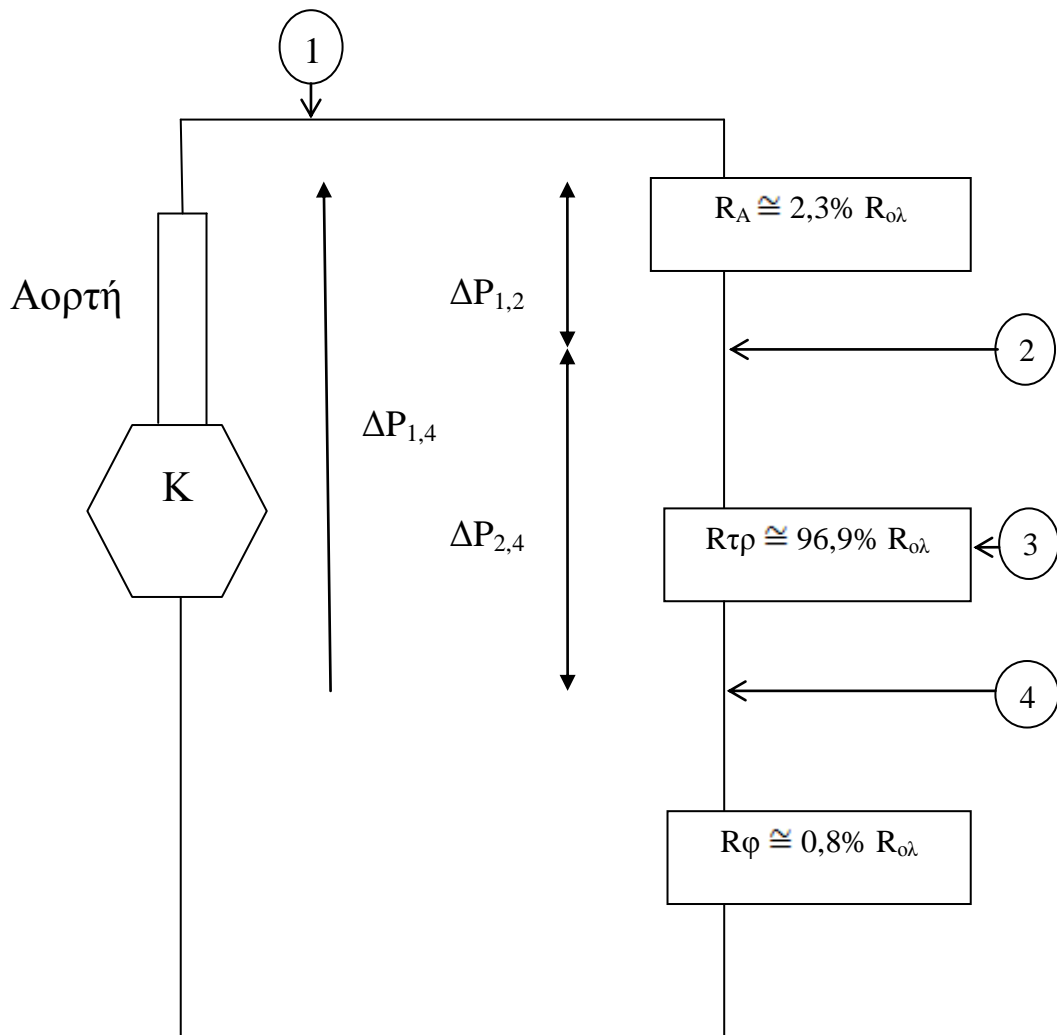
Τα αποτελέσματα των πειραμάτων όσον αφορά την μέση πίεση στα τρία σημεία παρουσιάζουν μία απόκλιση από τους θεωρητικούς υπολογισμούς (πίνακας 3.1). Όπως φαίνεται και στην εικόνα 3.5 η αντίσταση των τριχοειδών είναι πολύ μεγαλύτερη από αυτή των αρτηριών και κατά συνέπεια το ποσοστό $\Delta P_{2,4}$ πολύ μεγαλύτερο από το $\Delta P_{1,2}$. Η αντίσταση των φλεβών και της καρδιάς από το σημείο 4 έως το σημείο 1 όπως και η $\Delta P_{1,4}$ είναι πολύ μικρή.

3.4 Μετρήσεις με αγγειοσυστολή

Η αρτηριακή στένωση διαμορφώθηκε σφίγγοντας τις βίδες των σφικτήρων στους σωλήνες με 1,9cm διάμετρο (αγωγοί C) που τοποθετήθηκαν και τα τριχοειδή. Σφίγγοντάς τους κατά 50% της διαμέτρου τους, αυξάνεται ελάχιστα η μέση αρτηριακή πίεση.

Πίνακας 3.1: Διαφορά πιέσεων στα τρία σημεία με θεωρητικούς και πειραματικούς υπολογισμούς.

Διαφορά πίεσης (ΔP)	Θεωρητική Πρόβλεψη Πτώσης Πίεσης (%)	Πειραματικά Αποτελέσματα (%)	Διαφορά (%) μεταξύ θεωρητικής πρόβλεψης και πειράματος
$\Delta P_{1,2}$	2,3%	αμελητέα	-
$\Delta P_{1,3}$	-	27 %	-
$\Delta P_{1,4}$	99,2%	83%	16,2%



Εικόνα 3.5: Διάγραμμα Διαφοράς Πίεσης (ΔP) και προσεγγιστικών αντιστάσεων R , όπου K = καρδιά, R_A = αντίσταση του αγωγού A_1 , R_{tp} = αντίσταση τριχοειδών, R_{ϕ} = αντίσταση φλεβών.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ – ΣΥΖΗΤΗΣΗ

4.1 Ερμηνεία των αποτελεσμάτων

Τα αποτελέσματα όπως αναλύθηκαν στην ενότητα 3.3 είχαν αρκετές αποκλίσεις από τους θεωρητικούς υπολογισμούς. Αυτό μπορεί να οφείλεται σε σφάλματα από θεωρητικές υποθέσεις που έγιναν. Ακόμη μπορεί να οφείλεται σε σφάλματα που προέκυψαν είτε από κάποιες μικρές διαρροές, είτε από εγκλωβισμό αέρα στο μοντέλο κατά τη διάρκεια των πειραμάτων. Λόγω του χαμηλού κόστους του μοντέλου μπορεί να μην ήταν επαρκές ένα υδραυλικό πιεσόμετρο και να είναι αναγκαίο ένα πιο εξελιγμένο σύστημα μετρήσεων.

Από τις διαστάσεις του συστήματος, η εξίσωση του Poisseuille έδειξε τη τιμή 96,9% και στην τριχοειδική κοίτη. Έτσι, η πτώση της πίεσης κατά μήκος των τριχοειδών κλινών (83%) ήταν μικρότερη απ' ό,τι αναμενόταν. Αυτό συνεπώς ήταν αποτέλεσμα πολλών παραγόντων. Ένας από τους παράγοντες ήταν ότι η εξίσωση του Poisseuille προϋποθέτει στρωτή και σταθερή ροή, ενώ εδώ η ροή ήταν πραγματικά παλμική και τυρβώδης. Επιπλέον, οι διακλαδώσεις και οι καμπύλες στους σωλήνες θα έχουν αυξήσει την αντίστασή τους.

Επίσης τα αποτελέσματα των μετρήσεων κατά τη διάρκεια αγγειοσυστολής δεν ήταν τα αναμενόμενα και ίσως για να παρατηρηθεί μεγαλύτερη αύξηση της μέσης πίεσης θα έπρεπε να σφίχτούν περισσότερο από 50% οι αγωγοί.

4.2 Παρουσία ανευρύσματος

Αρχικά στο μοντέλο είχαν τοποθετηθεί βαλβίδες από υλικό PVC οι οποίες δημιουργούσαν μεγάλη αντίσταση στη κυκλοφορία του νερού. Κατά τη διάρκεια των πειραμάτων με τις βαλβίδες από PVC το μπαλόνι Μ έσκισε τον αφρώδες σωλήνα L με τον οποίο ήταν τυλιγμένο το μπαλόνι Μ. Μπορούμε να πούμε ότι δημιουργήθηκε ένα «ανεύρυσμα» στην αορτή (μπαλόνι Μ τυλιγμένο με τον μονωτικό σωλήνα L) όπως απεικονίζεται στις εικόνες 4.1 και 4.2 Στη συνέχεια, προκειμένου να αποκαταστήσουμε τη κυκλοφορία του νερού στο μοντέλο, αντικαταστήσαμε τις βαλβίδες από PVC με αυτές από ορείχαλκο.



Εικόνα 4.1: Φωτογραφική απεικόνιση του «ανευρύσματος» στο μοντέλο (στάδιο 1).



Εικόνα 4.2: Φωτογραφική απεικόνιση του «ανευρύσματος» στο μοντέλο (στάδιο 2).

4.3 Μελλοντικές βελτιώσεις

Όσον αφορά το μοντέλο καθ' αυτό, θα μπορούσαν να γίνουν κάποιες βελτιώσεις να την τελειοποίηση του. Για παράδειγμα θα πρέπει να βρεθεί κάποιος μηχανισμός σαν διακόπτης, ο οποίος θα μπορούσε να τοποθετηθεί στον δεξί και αριστερό αγωγό της καρδιάς και των μπαλονιών προκειμένου να μπορούν να απομονωθούν η καρδιά και τα μπαλόνια και να μην υπάρχουν διαρροές.

Ακόμη, με σκοπό τη βελτίωση λήψης των μετρήσεων πίεσης θα μπορούσε να τοποθετηθεί σύστημα ηλεκτρονικών αισθητήρων και οθόνης για να λαμβάνονται πιο ακριβή αποτελέσματα, με συγκράτηση των P_{\max} και P_{\min} . Στη παρούσα εργασία οι τιμές καταγράφηκαν με απλή παρατήρηση. Ένα καλό μοντέλο ηλεκτρονικών αισθητήρων είναι το BLPR της World Precision Instruments.

Προκειμένου να βελτιωθούν τα πειράματα θα μπορούσε να μετρηθεί, εκτός από τη πίεση και η ταχύτητα του υγρού στο σύστημα και η διαπερατότητα των αγωγών. Η ταχύτητα θα μπορούσε να μετρηθεί με την τεχνολογία του συστήματος PIV (particle image velocimetry). Το ειδικά σχεδιασμένο σύστημα PIV (Liu 2008, Koutsiaris 1999) έχει χρησιμοποιηθεί για να μετράει διανύσματα ταχύτητας σε μοντέλα ατρακτοειδών κοιλιακών αορτικών ανευρυσμάτων. Η μέθοδος PIV είναι μια ποσοτική μέθοδος οπτικοποίησης που βασίζεται στην ιχνηθέτηση της ροής με κατάλληλα σωματίδια και τη λήψη διαδοχικών εικόνων κάποιου επιπέδου της ροής, οι οποίες απέχουν κατά ένα γνωστό χρονικό διάστημα και συσχετίζονται για τον υπολογισμό του πεδίου ταχύτητας σε αυτό το επίπεδο.

Ακόμη θα ήταν πολύ χρήσιμο να αλλαχθεί η υπάρχουσα «καρδιά» με μια μηχανική αντλία για την συλλογή ακριβέστερων αποτελεσμάτων (Liu, 2007).

Το νερό μπορεί να ρέει μεταξύ των τριχοειδών σωλήνων καθώς επίσης και μέσω αυτών, μειώνοντας έτσι την αντίσταση των τριχοειδών κλινών. Για παράδειγμα, κάποιος θα μπορούσε να μετρήσει τη σχετική πτώση της πίεσης, ενώ ελέγχει ταυτόχρονα τη σταθερότητα και το στροβιλισμό της ροής. Κάποιος, επίσης, θα μπορούσε να μετρήσει τη πτώση της πίεσης κατά μήκος μιας διακλάδωσης σε σχέση με εκείνη ενός ίσιου τμήματος ίδιου μήκους.

Αν κάποιος ήθελε να συμβαίνει μεγαλύτερη πτώση της πίεσης κατά μήκος των τριχοειδών κλινών, θα μπορούσε να φτιάξει μακρύτερους σωλήνες, διπλασιάζοντας το μήκος τους οπότε θα διπλασιαζόταν και η αντίστασή τους. Εναλλακτικά, θα μπορούσε να φτιάξει τέσσερις τριχοειδείς κλίνες αντί για οκτώ. Αυτό θα μπορούσε

επίσης να διπλασιάσει τη συνολική αντίσταση των τριχοειδών κλινών, αλλά το υγρό θα κινείται δυο φορές πιο γρήγορα στα τριχοειδή. Έτσι, δεν θα αποδειχθεί πρακτικά αποτελεσματική η μείωση της ταχύτητας που εμφανίζεται ως σύνολο αυξήσεων περιοχών διατομής.

4.4 Μελλοντικές εφαρμογές

Παρά την απλότητά του, το μοντέλο δίνει λογικές τιμές πίεσης και αποτελεί σημαντική αρχή για το σχεδιασμό του κυκλοφορικού συστήματος. Μια σημαντική δυνατότητα του μοντέλου είναι η ευκολία με την οποία μπορεί κανείς να χειριστεί τις μεταβλητές και τη συλλογή ποσοτικών δεδομένων. Επειδή ένας αριθμός παραγόντων μπορεί να παραπονηθεί, τα αποτελέσματα είναι συχνά πολύπλοκα, και υπάρχουν σημαντικά περιθώρια για πειραματισμό. Το μοντέλο στερείται από ακριβή μηχανικό έλεγχο της αντλίας που διαθέτει, αλλά έχει αρκετά σημαντικά πλεονεκτήματα.

Ένα σημαντικό πλεονέκτημα είναι ότι οι διαστάσεις των αγωγών δίνουν μια ρεαλιστική πτώση πίεσης μέσω του συστήματος. Έτσι οι αγωγοί με τα τριχοειδή δημιουργούν τις περιφερικές αντιστάσεις αντί για μια ενιαία αυθαίρετη συστολή. Τα άλλα μέρη του συστήματος προσομοιάζουν ανατομικές δομές και ασκούν την επίδρασή τους στην ροή με τον ίδιο τρόπο. Έτσι, πρέπει να είναι ευκολότερο για τους φοιτητές να συσχετίσουν τις εμπειρίες τους με το μοντέλο και με τα πραγματικά συστήματα.

Άλλο πλεονέκτημα του μοντέλου είναι η απλότητα της κατασκευής και τα λεπτομερή σχέδια που παρέχονται. Αυτό θα πρέπει να ενθαρρύνει πολλούς καθηγητές να κατασκευάσουν αντίγραφα αυτού του μοντέλου, ακόμη κι εκείνοι με μικρή εμπειρία στις κατασκευές και στη καρδιαγγειακή φυσιολογία. Ο καθηγητής θα μπορούσε, ακόμη, να έχει φοιτητές που θα αφιερώνουν κάποια εργαστηριακά μαθήματα για την συναρμολόγηση του μοντέλου από κομμένα τεμάχια και στη συνέχεια να πειραματίζονται με αυτό. Η διαδικασία της κατασκευής, θα τους εξοικειώσει με το σύστημα και θα τους δώσει τη δυνατότητα τροποποίησής του. Ο καθηγητής θα μπορούσε επίσης να τους δώσει ποικιλία εξαρτημάτων με διαφορετικές διαστάσεις για να πειραματιστούν οι φοιτητές με αυτά.

Ακόμη, το μοντέλο κάνει προβλέψεις για τον τρόπο που ένα πραγματικό σύστημα θα συμπεριφερόταν κάτω από ορισμένες συνθήκες. Οι φοιτητές μπορούν

στη συνέχεια να εξετάσουν τα στοιχεία και τις μετρήσεις που θα συλλεχθούν για να διαπιστώσουν εάν αυτές οι προβλέψεις είναι σωστές. Αν είναι, τότε ο μηχανισμός του μοντέλου μπορεί να αντανakλά με ακρίβεια το πραγματικό σύστημα. Όταν διαφέρουν ποσοτικά ή ποιοτικά από τα πραγματικά δεδομένα οι φοιτητές μπορούν να αναλύσουν τα αποτελέσματα και να προσδιορίσουν το λόγο για αυτή τη διαφορά. Η συμμετοχή σε αυτή τη διαδικασία είναι ιδιαίτερα διδακτική, και οι φοιτητές ενδέχεται να μάθουν περισσότερα από ό, τι αν τα αποτελέσματα ήταν αντίστοιχα.

Το κύριο μειονέκτημα του μοντέλου είναι το μέγεθός του, το οποίο μπορεί να μην είναι βολικό, προσφέρει όμως δυνατότητα σμίκρυνσής του με χρήση μικροϋλικών.

Το μοντέλο αυτό έχει τη δυνατότητα να μετατραπεί σε ένα άριστο εργαλείο διδασκαλίας. Παρέχει ρεαλιστικά τα ποσοτικά στοιχεία και ο σχεδιασμός του επιτρέπει μια ποικιλία πειραματικών τροποποιήσεων. Τέλος μπορεί να κατασκευαστεί εύκολα με άμεσα διαθέσιμα εξαρτήματα, με μικρό κόστος. Λόγω της χρησιμότητάς του, η ανάπτυξη αυτού του μοντέλου διευρύνει σημαντικά το είδος των πειραμάτων που είναι δυνατόν να πραγματοποιηθούν σε ένα τυπικό εργαστήριο φυσιολογίας. Το συγκεκριμένο μοντέλο θα μπορούσε να αποτελέσει τη βάση για την ανάπτυξη πιο εξελιγμένων μοντέλων. Θα ήταν επίσης πολύ χρήσιμο για την παρατήρηση των ανευρυσμάτων (Liu, 2008).

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Berne R.M. and Levy M.N., 2002, **Αρχές φυσιολογίας**, Πανεπιστημιακές εκδόσεις Κρήτης, Ηράκλειο.
2. Κατσαμούρης Α. Ν. και Χατζηνικολάου Ν. Σ., 2001, **Αιμοδυναμική των αγγειακών παθήσεων**, Εκδόσεις Σταμούλης, Αθήνα.
3. Koutsiaris A. G. , Mathioulakis DS and Tsangaris S. , 1999, Microscope PIV for velocity-field measurement of particle suspensions flowing inside glass capillaries, **Measurement Science and Technology** **10: 1037-1046**.
4. Koutsiaris A. G. , Tachmitzi, S.V., Batis, N., Kotoula, M.G., Karabatsas, C.H., Tsironi, E., Chatzoulis, D.Z., 2007, Volume flow and wall shear stress quantification in the human conjunctival capillaries and post-capillary venules in vivo. **Biorheology** **44(5/6), 375-386**.
5. Koutsiaris A. G., Tachmitzi S.V., Papavasileiou P, Batis N, Kotoula MG, Giannoukas AD, Tsironi E., 2010, Blood velocity pulse quantification in the human conjunctival pre-capillary arterioles, **Microvascular Research** **80:202-208**.
6. Lingli Liu, Fuxing Zhang, Rui Wang, Robin Shandas, 2008, Real-time Multi-component Hemodynamic Measurement in Vascular Aneurysms using Echo Particle Image Velocimetry: Comparison of *in vitro* and Computational Results, **IEEE Ultrasonics Symposium**, **1097-1100**.
7. Smith, A. M. , 1999, A model circulatory system for use in undergraduate physiology laboratories, **Advances in Physiology Education**, **22 (1): 92-99**.
8. Σμοκοβίτης Αθ., 1985, **Φυσιολογία**, Αδερφοί Κυριακίδη Α.Ε., Θεσσαλονίκη.
9. Vander, Sherman, Luciano και Τσακόπουλος Μ., 2001, **Φυσιολογία του ανθρώπου**, Ιατρικές εκδόσεις Π. Χ. Πασχαλίδη.