



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΡΕΥΣΤΩΝ

ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΒΙΟΡΕΥΣΤΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ & ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ

**Μελέτη, Σχεδιασμός και Κατασκευή Προσομοιωτή
Αιμοδυναμικών Καταστάσεων του Κυκλοφορικού Συστήματος**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΤΟΥ

ΓΕΩΡΓΙΟΥ ΤΣΙΚΝΙΑ

Εποπτεία : Σωκράτης Τσαγγάρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Επίβλεψη : Χρήστος Μανόπουλος
Δρ., Ε.ΔΙ.Π., Ε.Μ.Π.

Αθήνα, 2015

Περίληψη

Στη σύγχρονη εποχή, η ανάπτυξη της βιοϊατρικής τεχνολογίας συνδράμει στην κατανόηση των βασικών αρχών λειτουργίας των βιολογικών συστημάτων και στην δημιουργία αποδοτικών τεχνολογιών, βασισμένων στη βιολογία, με σκοπό να καλύψει έναν ευρύ φάσμα κοινωνικών αναγκών. Ως εκ τούτου η αποφυγή και θεραπεία θανατηφόρων ασθενειών οφείλεται σε μεγάλο βαθμό στην εξέλιξη της βιοϊατρικής τεχνολογίας. Η Βιορευστομηχανική αποτελεί ένα μικρό τμήμα της βιοϊατρικής τεχνολογίας, όπου περιέχει εφαρμογές της Ρευστομηχανικής σε βιολογικά συστήματα και καλείται να ασχοληθεί με τις ρευστομηχανικές ιδιότητες τέτοιων συστημάτων. Έτσι καλείται να συνδράμει στην ανάλυση και κατανόηση καρδιαγγειακών παθήσεων και παθήσεων του κυκλοφορικού, άλλων βιορευστομηχανικών συστημάτων του ανθρώπινου σώματος όπως το αναπνευστικό και το ουροποιητικό και σε άλλες παθήσεις που οφείλονται στην ρεολογική συμπεριφορά του αίματος, των ούρων, των μυϊκών ιστών κλπ.

Η ομαλή λειτουργία του κυκλοφορικού συστήματος είναι καθοριστικός παράγοντας για την διατήρηση της υγείας του ανθρώπινου οργανισμού. Στις ανεπτυγμένες χώρες οι ασθένειες του κυκλοφορικού συστήματος αποτελούν την πρώτη αιτία θανάτου [1]. Οι ασθένειες του κυκλοφορικού συστήματος μπορεί να είναι κληρονομικές ή να οφείλονται σε παράγοντες, όπως είναι ο τρόπος ζωής (κάπνισμα, παχυσαρκία, πλούσια σε ζωϊκά λίπη διατροφή) ή στο περιβάλλον. Αυτό δημιουργεί επιτακτική ανάγκη να υπάρξει επαρκής έρευνα και επιστημονική ανάλυση των ρευστομηχανικών ιδιοτήτων του καρδιαγγειακού συστήματος, ικανή να δώσει απαντήσεις χρήσιμες προς την πρόβλεψη, πρόληψη και επεμβατική αντιμετώπιση αυτών των παθήσεων .

Έτσι, σκοπός αυτής της διπλωματικής είναι η δημιουργία, η μελέτη, η πειραματική σχεδίαση και η κατασκευή μηχανισμού προσομοίωσης του καρδιαγγειακού συστήματος, ώστε να παρέχεται ένα ολοκληρωμένο σύστημα πολλαπλών παραλλαγών, ικανών να καλύψουν πολλές περιπτώσεις καρδιαγγειακών παθήσεων και προβλημάτων αλλά επίσης να προσομοιώσουν διάφορα κυκλοφορικά συστήματα πέραν του ανθρώπινου καρδιαγγειακού συστήματος. Παράλληλα, γίνεται θεωρητική και μαθηματική-υπολογιστική ανάλυση των βασικών εκ των ρευστομηχανικών μεγεθών του συστήματος, ώστε αυτά τα βασικά ρευστομηχανικά μεγέθη να ποσοτικοποιηθούν και, τέλος, παρατίθεται ένας οδηγός για την λειτουργία του συστήματος.

Abstract

In modern times, the development of Biomedical Technology assists in understanding the basic operating principles of biological systems and the creation of efficient technologies, based in biology, in order to cover a wide range of social needs. Therefore, the prevention and cure of deadly diseases happens largely due to the development of Biomedical Technology. Biofluid Engineering is a small part of Biomedical Engineering, which contains applications of fluid mechanics in biological systems and is asked to deal with the Fluidmechanical properties of these systems. Thus requested to assist in the analysis and understanding of cardiovascular diseases and disorders of the circulatory system, of other biofluid systems of the human body, such as the respiratory and genitourinary, and also of other diseases which caused by the rheological behavior of blood, urine, muscular tissue etc.

The proper functioning of the circulatory system is key to maintaining the health of the human body. In developed countries, diseases of the circulatory system are the leading cause of death [1]. Diseases of the circulatory system can be hereditary or they can be caused by factors such as lifestyle (smoking, obesity, rich in animal fat diet) or due to the environment. This creates an urgent need for adequate research and scientific analysis of fluid mechanics properties of the cardiovascular system, able to give useful answers to the prediction, prevention and invasive management of these diseases.

Thus, the aim of this project is the creation and experimental design of the cardiovascular system, in order to provide an integrated multivariate system capable of providing many cases of cardiovascular diseases and problems and also capable to model various circulatory systems beyond human cardiovascular system. Furthermore, a theoretical and computational analysis of the basic fluid mechanical properties of the system it is performed, to quantify the fluidmechanical quantities of the system and, last, a guide of use is created.

Περιεχόμενα

1	Εισαγωγή.....	9
1.1	Η Φυσιολογία και ο μηχανισμός του Καρδιαγγειακού Συστήματος	9
1.2	Αντικείμενο διπλωματικής.....	11
1.2.1	Συνεισφορά.....	11
1.3	Οργάνωση κειμένου	14
2	Περιγραφή βασικών εννοιών.....	15
2.1	Ο μηχανισμός της καρδιάς.....	16
2.1.1	Φυσιολογία και μηχανική λειτουργία της καρδιάς	16
2.1.2	Η καρδιά ως αντλία.....	18
2.1.3	Μηχανικά ανάλογα για κλινικό και πειραματικό εργαστηριακό σκοπό.....	18
2.1.4	Οι βαλβίδες και τα μηχανικά ανάλογα.....	20
2.2	Αορτή και Αρτηριακή Ενδοτικότητα.....	20
2.2.1	Η Φυσιολογία και η μηχανική λειτουργία της Αορτής.....	20
2.2.2	Αρτηριακή ενδοτικότητα (Compliance).....	22
2.2.3	Μηχανικά ανάλογα αρτηριακής ενδοτικότητας.....	25
2.3	Αίμα , Τοπικές και Συνολικές απώλειες της δυναμικής του αρτηριακού συστήματος.....	26
2.3.1	Το Αίμα ως συνεργαζόμενο μέσο	26
2.3.2	Αντιστάσεις και απώλειες του αρτηριακού συστήματος	28
3	Μοντελοποίηση	32
3.1	Μοντέλο μηδενικής διάστασης (0D) ή εντοπισμένων παραμέτρων	33
3.2	Μοντέλα (0D) και το καρδιαγγειακό σύστημα	34
3.2.1	Μηδενικής διάστασης (0D) μοντέλα και εξέλιξη	34
3.2.2	Μοντέλα οργάνων και λοιπών μερών του καρδιαγγειακού συστήματος.....	39
3.3	Δυνατά (0D) μοντέλα του Υπάρχοντος Συστήματος.....	41
4	Προδιαγραφές και Σχεδίαση του Συστήματος.....	44
4.1	Γενική Αρχιτεκτονική και μέρη του Συστήματος.....	45
4.2	Αναλυτική περιγραφή του σχεδιασμού και της κατασκευής των μηχανικών μερών	53
4.2.1	Πρώτο δοχείο συγκέντρωσης νεύρου.....	53
4.2.2	Πλατφόρμα - βάση στήριξης των μηχανικών μερών.....	58
4.2.3	Αντλία πιστονιού μηχανισμός και μέρη	60
4.2.4	Δοχείο ενδοτικότητας και βάση δοχείου	86
4.2.5	Δεύτερο δοχείο συγκέντρωσης νερού.....	102
4.2.6	Βάνες πύλης, βάνες αντεπιστροφής, Τάυφ σύνδεσης σωληνώσεων, σωληνώσεις.....	106

5	Οδηγός για την λειτουργία του συστήματος.....	113
5.1	Ρυθμίσεις για την προσομοίωση του καρδιαρτηριακού συστήματος του ανθρώπου	114
5.1.1	Ρύθμιση πρώτου δοχείου	115
5.1.2	Ρύθμιση αντλίας πιστονιού.....	115
5.1.3	Ρύθμιση δοχείου ενδοτικότητας	119
5.1.4	Ρύθμιση βάνας αντίστασης (<i>gate valve</i>).....	120
6	Επίλογος	127
6.1	Σύνοψη και Συμπεράσματα	128
7	Βιβλιογραφία.....	131

1

Εισαγωγή

1.1 Η Φυσιολογία και ο μηχανισμός του Καρδιαγγειακού

Συστήματος

Το καρδιαγγειακό σύστημα είναι ο μηχανισμός μεταφοράς του αίματος σε όλο το σώμα, συνεισφέροντας στην μεταφορά θρεπτικών ουσιών στους ιστούς και τα όργανα του σώματος και στην απομάκρυνση διαφόρων αποβλήτων και τοξικών ουσιών [2]. Το κυκλοφορικό σύστημα αποτελείται από την καρδιά (τέσσερις θάλαμοι συμπεριλαμβανομένων των τεσσάρων βαλβίδων της καρδιάς), τα συστηματικά αιμοφόρα αγγεία που φέρουν το αίμα και το συλλέγουν από τα περιφερειακά όργανα, καθώς και τα πνευμονικά αγγεία που μεταφέρουν το αίμα μέσω του πνεύμονα για την ανταλλαγή οξυγόνου και διοξειδίου του άνθρακα.

Η καρδιά συσπάται για να τροφοδοτήσει το αίμα μέσα από τα συστηματικά και πνευμονικά αγγεία, και να δημιουργήσει την κυκλοφορία σε ολόκληρο το σώμα, και οι τέσσερις βαλβίδες της καρδιάς διατηρούν την κατεύθυνση της ροής.

Τα συστηματικά και πνευμονικά αγγεία μπορούν να διαιρεθούν σε αορτή ή πνευμονική αρτηρία, κεντρικές και μικρές αρτηρίες, αρτηρίδια, τριχοειδή αγγεία, φλεβίδια, φλέβες, και κοίλη φλέβα ή πνευμονική φλέβα. Από την αορτή προς τις αρτηρίες, τα αρτηρίδια, και τα τριχοειδή αγγεία, τα αγγεία διακλαδίζονται σε μια δενδροειδή κατασκευή, με τις διαμέτρους των αγγείων να μειώνονται, τη συνολική έκταση των αγγείων να αυξάνεται και το αγγειακό τοίχωμα να γίνει πιο σκληρό για κάθε μεταγενέστερη διακλάδωση.

Η αορτή και οι μεγαλύτερες αρτηρίες είναι αρκετά ελαστικές, και δρουν ως δεξαμενές που ρυθμίζουν την παλμικότητα της ροής από την καρδιά. Λόγω των μεταβαλλόμενων ιδιοτήτων των αγγείων, και των διακλαδώσεων, υπάρχουν αντανάκλασεις παλμικού κύματος στο σύστημα, οι οποίες μπορεί να έχουν συμφέρουσα ή μειονεκτική επίδραση στο δυναμικό φορτίο της καρδιάς και στην στεφανιαία αιμάτωση, ανάλογα με τη χρονική στιγμή του ανακλώμενου κύματος σε σχέση με το αρχικό κύμα .

Υπάρχει επίσης ενεργός αυτόνομος έλεγχος του μηχανισμού του σώματος, στα αρτηρίδια ώστε αυτά να αλλάζουν το διαμέτρημά τους μέσω νευρορύθμισης και διάφορων βιοχημικών διαδικασιών, για να ρυθμίσουν την πίεση και τη ροή του αίματος στα περιφερειακά όργανα.

Τριχοειδή αγγεία υπάρχουν όπου γίνεται η ανταλλαγή των θρεπτικών ουσιών και των μεταβολιτών.

Από τα τριχοειδή αγγεία στα φλεβίδια, τις φλέβες και την κοίλη φλέβα, τα αγγεία συγχωνεύονται κατά μήκος της κατεύθυνσης ροής για να σχηματίσουν μια ανάστροφη δενδροειδή κατασκευή, με αύξηση της ενδοτικότητας καθώς οδηγούμαστε στα μεγαλύτερα αγγεία.

Γενικά, η μέση εσωτερική πίεση και η παλμικότητα της πίεσης μειώνονται κατά μήκος της κατεύθυνσης της ροής του αίματος από τις αρτηρίες προς τις φλέβες, αν και στην αορτή και στις μεγαλύτερες αρτηρίες η παλμικότητα μπορεί να αυξηθεί λόγω αντανάκλασεων του παλμικού κύματος [3].

Όπως σε όλα τα ρευστομηχανικά συστήματα, η ροή του αίματος στο καρδιαγγειακό σύστημα υπακούει στους νόμους της διατήρησης μάζας, της διατήρησης της ορμής και της διατήρησης της ενέργειας, οι οποίοι περιγράφονται από καταστατικές εξισώσεις. Σε αντίθεση με πιο παραδοσιακές μορφές δικτύων σωληνώσεων τα αγγεία είναι συγκριτικά εύκαμπτα, και οι καταστατικές εξισώσεις του αγγειακού τοιχώματος προσδίδουν πρόσθετους περιορισμούς που επηρεάζουν σε μεγάλο βαθμό τη ροή του αίματος. Επιπλέον, η μηχανική πρόωση που παρέχεται από τους μύς της καρδιάς, διέπεται από τις δικές της καταστατικές εξισώσεις, συμπεριλαμβανομένων και των υπόλοιπων μερών (όπως οι βαλβίδες της καρδιάς).

1.2 Αντικείμενο διπλωματικής

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής είναι ο σχεδιασμός, η δημιουργία, η θεωρητική και πειραματική ανάλυση ενός ολοκληρωμένου συστήματος πειραματικού σχεδιασμού με μηχανικό εξοπλισμό κυκλοφορικών συστημάτων. Αυτή η ανάλυση στοχεύει στην αντικειμενική προσομοίωση αιμοδυναμικών καταστάσεων του κυκλοφορικού και ιδιαίτερα του καρδιαγγειακού μηχανισμού του ανθρώπινου σώματος.

1.2.1 Συνεισφορά

Με το πρόβλημα της προσομοίωσης και του πειραματικού σχεδιασμού εμβιομηχανικών συστημάτων του ανθρώπου η επιστήμη έχει ασχοληθεί ιδιαίτερα τα τελευταία χρόνια. Ο βασικός στόχος της εμβιομηχανικής είναι να συμπεραίνεται η λειτουργία ενός συστήματος εκ της γεωμετρίας του, οι ιδιότητες των υλικών και των οριακών συνθηκών με βάση τους νόμους ισορροπίας της μηχανικής (διατήρηση της μάζας, ορμής και ενέργειας).

Στην παρούσα ανασκόπηση, χρησιμοποιούνται δεδομένα από τέτοιες αναλύσεις για να δημιουργηθεί ένα αντιπροσωπευτικό σύστημα προσομοίωσης του καρδιαγγειακού συστήματος.

Ρίχνοντας μια πρώτη μάτια στην ιστορική διαδρομή της έρευνας σε αυτό τον τομέα, μια πρώτη διαίρεση της βιβλιογραφίας σχετικά με την ερευνά της δυναμικής του καρδιαγγειακού συστήματος είναι η κατηγοριοποίηση της μελέτης στο πεδίο του χρόνου ή το πεδίο της συχνότητας. Οι μελέτες στο πεδίο της συχνότητας στο καρδιαγγειακό σύστημα [4] [5] [6] βασίζονται σε γραμμικοποίηση των καταστατικών εξισώσεων. Οι απλουστευμένες εξισώσεις στη συνέχεια επιλύονται στον τομέα της συχνότητας, χρησιμοποιώντας μετασχηματισμούς Fourier ή Laplace. Η ανάλυση στο πεδίο της συχνότητας επιτρέπει γρήγορες και αποτελεσματικές μεθόδους λύσης, αλλά για ένα ευρύτερο φάσμα προβλημάτων που επιδιώκεται περισσότερη γενικότητα οι μέθοδοι στο τομέα του χρόνου είναι προτιμότεροι.

Η επόμενη και η πιο βασική διαίρεση σχετικά με την ερευνά της δυναμικής του καρδιαγγειακού συστήματος είναι η επιλογή της κατάλληλης διάστασης σε ένα μοντέλο αναπαράστασης. Έτσι δημιουργούνται μοντέλα που μπορεί να είναι μηδενικής διάστασης (0D) μέχρι και μοντέλα τριών διαστάσεων (3D), το οποίο εξαρτάται από τους στόχους και την απαιτούμενη ακρίβεια της έρευνας. Μοντέλα μηδενικής διάστασης (0D), ή αλλιώς μοντέλα εντοπισμένων παραμέτρων (lumped parameter) υποθέτουν μια ομοιόμορφη κατανομή των βασικών μεταβλητών (όπως την πίεση, την παροχή της ροής και την μεταβολή του όγκου) μέσα στους χώρους στους οποίους αναφέρονται (όπως ένα όργανο, ένα αγγείο ή μέρος του αγγείου) σε οποιαδήποτε χρονική στιγμή, ενώ τα μοντέλα υψηλότερων διαστάσεων αναγνωρίζουν την μεταβολή αυτών των παραμέτρων στους χώρους όπου αναφέρονται.

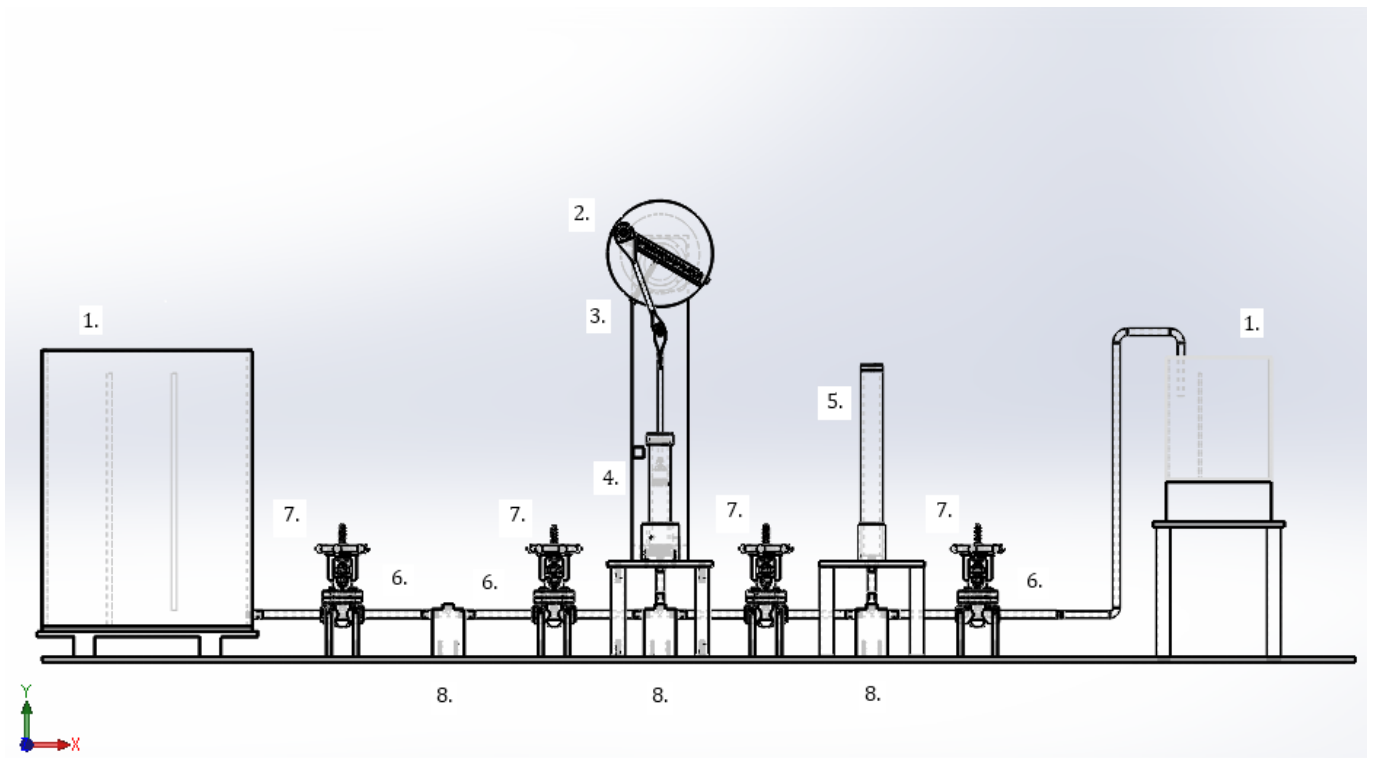
Αυτή η ανασκόπηση γίνεται σε μοντέλα μηδενικής διάστασης (0D) αξιοποιώντας προγενέστερες διατριβές. Στην συνέχεια κατασκευάζεται ένα σύστημα μηχανικών εξαρτημάτων, τα όποια αντιπροσωπεύουν τα εκάστοτε μέρη σύμφωνα με την μοντελοποίηση (ηλεκτρικά ανάλογα RLC) και σύμφωνα με την οργανική φυσιολογία του συστήματος (συμβαλλόμενα όργανα και ιδιότητες τους) με σκοπό την πειραματική λειτουργία του και την απόκτηση αποτελεσμάτων μέσω επεξεργασίας διάφορων μετρήσεων κατά την λειτουργία του.

Πιο συγκεκριμένα μέσω του σχεδιαστικού προγράμματος Solidworks γίνεται σχεδιασμούς και σύνδεση όλων των απαραίτητων μηχανικών εξαρτημάτων στις κατάλληλες διαστάσεις για την αντικειμενική προσομοίωση του συστήματος. Έτσι συνοπτικά το σύστημα αποτελείται από :

1. Δυο δοχεία συγκέντρωσης νεύρου με τις αντίστοιχες βάσεις στήριξής τους, ένα για την άντληση και ένα για την κατάθλιψη του ρευστού, πχ. το νερό ως συνεργαζόμενο μέσο.
2. Ένα παλμικό μηχανισμό, αντλία πιστονιού (piston pump), που αποτελείται από έναν κινητήρα με αντίστοιχη βάση στήριξης σε σύνδεση με ένα στρόφαλο σχεδιασμένο να παρέχει ικανότητα μεταβολής του μήκους διαδρομής της ταλάντωσης που δημιουργείται μέσω της περιστροφής του.
3. Διωστήρες μεταφοράς της ισχύος του κινητήρα του παλμικού μηχανισμού και ένα πιστόνι.
4. Ένα κυλινδρικό δοχείο πιστονιού-χιτώνιο με αντίστοιχη βάση στήριξης.
5. Ένα κυλινδρικό δοχείο διαστολής (ενδοτικότητας τύπου Windkessel) με αντίστοιχη βάση στήριξης.
6. Άκαμπτες σωληνώσεις μεταφοράς του ρευστού, πχ. του νεύρου ως συνεργαζόμενο μέσο σε κατάλληλη διάταξη.
7. Τέσσερις προβλεπόμενες θέσεις για βάνες πύλης (gate valves)
8. Δύο βάνες αντεπιστροφής (check valves).
9. Τρεις διακλαδωτήρες Ταφ T-σύνδεσης σωληνώσεων.
10. Εξαρτήματα σύνδεσης σωληνώσεων όπως μαστοί, μηχανικά εξαρτήματα όπως ρουλεμάν και κουζινέτα , στοιχεία πάκτωσης της εγκατάστασης του συστήματος για την σταθεροποίηση του καθώς και πρόβλεψη θέσεων για μανόμετρο.

Αυτά τα εξαρτήματα αντιπροσωπεύουν μια σειρά από ιδιότητες και όργανα του καρδιαγγειακού μηχανισμού. Πιο συγκεκριμένα αναλογικά αντιστοιχούν, το πρώτο δοχείο στην αριστερή κοιλία της καρδιάς, ο παλμικός μηχανισμός στην μηχανική λειτουργία της καρδιάς και συγκεκριμένα στον αριστερό κόλπο, το δοχείο ενδοτικότητας στην αρτηριακή ενδοτικότητα και στην μηχανική

συνεισφορά της στο κυκλοφορικό σύστημα, οι βάνες αντεπιστροφής στις βαλβίδες της καρδιάς, οι βάνες πύλης στην αντίσταση επί το πλείστον των



μικρών αγγείων και στις εντοπισμένες και συνολικές απώλειες.

Εικόνα εισ.: Συνοπτικά τα στοιχεία από τα οποία αποτελείται το σύστημα

Αυτό το σύστημα είναι σχεδιασμένο και διαστασιολογημένο έτσι ώστε το εύρος τιμών των ρευστομηχανικών και δυναμικών μεγεθών του να εμπεριέχει τις τιμές των αντιστοίχων μεγεθών της ανθρώπινης φυσιολογίας.

Συνεπώς συγκεκριμένα:

- Ο κινητήρας έχει την δυνατότητα να προσομοιώνει την καρδιακή συχνότητα ηρεμίας όπου φυσιολογικά κυμαίνεται μεταξύ 50 και 70 κτύπους ανά λεπτό ≈ 1 κτύπο/sec πραγματοποιώντας μια περιστροφή ανά δευτερόλεπτο του στροφάλου ή αλλιώς συχνότητα περιστροφής 1 Hz, επίσης καρδιακούς κτύπους μέγιστης συχνότητας λόγω έντονης κίνησης ή και περιπτώσεων εμβρυακής ανάπτυξης 220 κτύπων/λεπτό $\approx 3,66$ περιστροφές/sec αλλά και περιπτώσεις βραδυκαρδίας.
- Το πιστόνι έχει την δυνατότητα να διακινεί ρευστό σε ένα μεγάλο εύρος τιμών έως 0,45 lt/περιστροφή πράγμα που υπερκαλύπτει την κατάσταση ηρεμίας της καρδιάς 5lt/λεπτό $\approx 0,0833$ lt/sec.
- Το δοχείο ενδοτικότητας λόγω του σχεδιασμού του, της δομής του, των διαστάσεων και της θέσης του έχει τη δυνατότητα να προσομοιώνει την αρτηριακή ενδοτικότητα των μεγάλων αλλά και μικρών αρτηριών και σε παθολογικές τους καταστάσεις
- Η αντίσταση βάνας πύλης (gate valve) έχει τη δυνατότητα να προσομοιώνει την αντίσταση του κυκλοφορικού και μεγαλύτερες ή μικρότερες αντιστάσεις.

Ένα τέτοιο σύστημα, όμως, απαιτεί πόρους, κυρίως σε υποδομή, ενώ εισάγει ενδεχόμενα εφαρμογής επιπλέον αναλύσεων, ίσως και αύξησης δυνατοτήτων και επεκτάσεων με ή χωρίς πρόσθεση επιπλέον εξαρτημάτων, οπότε είναι απαραίτητη η επαλήθευση των μηχανισμών του και η αξιολόγηση της αποδοτικότητας και των επιδόσεών του.

1.3 Οργάνωση κειμένου

Η διπλωματική εργασία αυτή χωρίζεται σε 7 κεφάλαια. Στο 1^ο κεφάλαιο παρουσιάζεται ο σκοπός της εργασίας και τα προβλήματα τα οποία αντιμετωπίζει. Στο 2^ο γίνεται περιγραφή των βασικών θεωρητικών εννοιών που απαιτούνται για την πλήρη κατανόηση της εργασίας. Το 3^ο κεφάλαιο αναφέρεται στην θεωρητική εξέλιξη της μοντελοποίησης τέτοιων συστημάτων και σε προγενέστερες μοντελοποιήσεις. Στο 4^ο κεφάλαιο γίνεται αναφορά στη συνολική σχεδίαση του συστήματος, την αρχιτεκτονική του και την σχεδίαση και κατασκευή των μερών του. Στο 5^ο κεφάλαιο αναπτύσσεται οδηγός για την λειτουργία του συστήματος κατά τα πρότυπα προγενέστερων διατριβών. Στο 6^ο κεφάλαιο αναφέρεται η ανασκόπηση της εργασίας, οι δυνατότητες του συστήματος και ο τελικός σκοπός της εργασίας. Τέλος, στο 7^ο κεφάλαιο παρουσιάζεται η απαραίτητη βιβλιογραφία και οι αναφορές, οι οποίες περιέχονται σε όλη την έκταση της παρούσας εργασίας.

2

Περιγραφή βασικών εννοιών

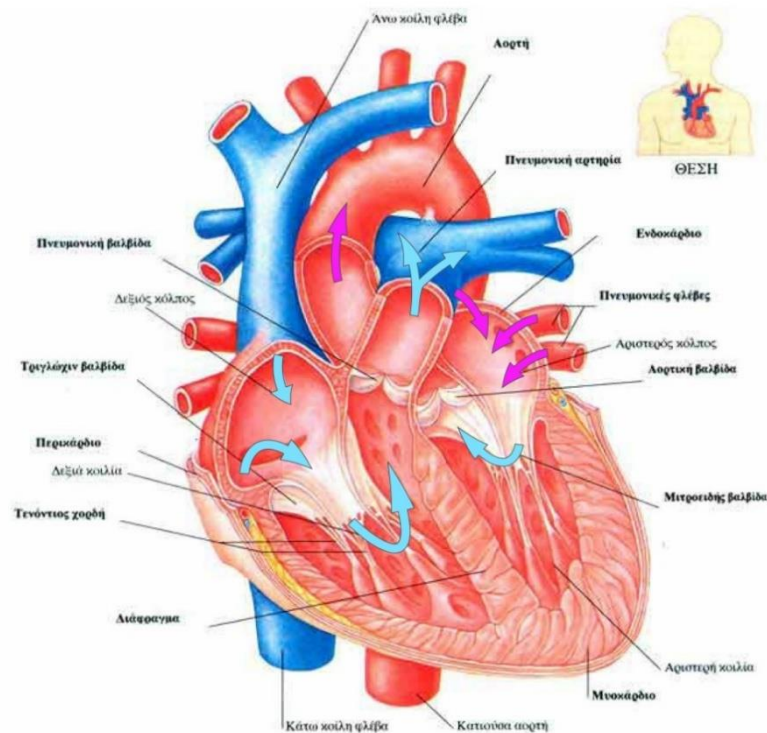
Στην παρούσα ενότητα περιγράφονται σημαντικές έννοιες και τεχνολογίες που απαιτούνται για την κατανόηση της εργασίας. Συγκεκριμένα γίνεται αναφορά στην μηχανική λειτουργία της καρδιάς, στην αρτηριακή ενδοτικότητα και στην μηχανική συνεισφορά της στο κυκλοφορικό σύστημα και στις εντοπισμένες και συνολικές απώλειες, θέματα στα οποία βασίζεται το σύστημά μας.

2.1 Ο μηχανισμός της καρδιάς

2.1.1 Φυσιολογία και μηχανική λειτουργία της καρδιάς

Η καρδιά είναι το πιο βασικό όργανο του κυκλοφορικού συστήματος του οργανισμού, καθώς είναι ο κύριος παράγοντας της δυναμικής τροφοδοσίας και της κίνησης του αίματος μέσω της μηχανικής της λειτουργίας.

Η καρδιά ως όργανο αποτελείται από τέσσερις χώρους. Τους δύο κόλπους που χωρίζονται μεταξύ τους από το μεσοκοιλιακό διάφραγμα και τις δύο κοιλίες που χωρίζονται μεταξύ τους από το μεσοκοιλιακό διάφραγμα. Ο δεξιός κόλπος έχει λεπτό τοίχωμα, σ' αυτόν εκβάλλουν η άνω και κάτω κοίλη φλέβα και ο στεφανιαίος κόλπος και επικοινωνεί με τη δεξιά κοιλία με στόμιο που φράσσεται από την τριγλώχιν βαλβίδα. Ο αριστερός κόλπος έχει λεπτό τοίχωμα, εκβάλλουν σ' αυτόν οι τέσσερις ή πέντε πνευμονικές φλέβες και επικοινωνεί με την αριστερή κοιλία με στόμιο που φράσσεται από την διγλώχιν ή μιτροειδή βαλβίδα. Η δεξιά κοιλία έχει τοίχωμα λεπτότερο από την αριστερή κοιλία και εκβάλλει στην πνευμονική αρτηρία. Η αριστερή κοιλία έχει τοίχωμα τριπλάσιου πάχους από τη δεξιά και εκβάλλει στην αορτή.



Εικόνα 1: Ανατομία της Καρδιάς

Όπως αναπαριστάται με βέλη στην **Εικόνα 1** η κυκλοφορία του αίματος μέσα στην καρδιά γίνεται από τα δεξιά προς τα αριστερά. Η ποσότητα του αίματος που εξέρχεται από τα δεξιά είναι ίση με την ποσότητα που εισέρχεται στα αριστερά μέσω του πνεύμονα και στην συνέχεια αυτή η ποσότητα μέσω της αριστερής κοιλίας προωθείται στην αορτή.

Η καρδιά προσδίδει ενεργεία στο αίμα μέσω του μηχανισμού συστολής και διαστολής στους κόλπους και τις κοιλίες, ο οποίοςς μηχανισμός λειτουργεί ανά τακτά χρονικά διαστήματα ως καρδιακός κύκλος ή παλμός της καρδιάς, με αποτέλεσμα να μεταβάλλει την πίεση και την παροχή του αίματος.

Έτσι η πίεση που αναπτύσσεται σε αυτούς τους χώρους σε μια φυσιολογική λειτουργία κατανέμεται ως εξής :

- Στον δεξιό κόλπο αναπτύσσεται πίεση με μέγιστη τιμή 10 mmHg κατά την συστολή
- Στην δεξιά κοιλία αναπτύσσεται πίεση με μέγιστη τιμή 25 mmHg κατά την συστολή
- Στον αριστερό κόλπο αναπτύσσεται πίεση με μέγιστη τιμή 15 mmHg κατά την συστολή
- Στην αριστερή κοιλία αναπτύσσεται πίεση με μέγιστη τιμή 120 mmHg κατά την συστολή (πράγμα που δικαιολογεί και το μέγιστο πάχος σε αυτό το τμήμα)

Όποτε η φυσιολογική πίεση εισαγωγής του αίματος στην κεντρική αρτηρία του σώματος κυμαίνεται στα 120 mmHg .

Επόμενο πολύ σημαντικό στοιχείο είναι ο όγκος του αίματος που εμβολίζει η καρδιά σε κάθε συστολή - κτύπο, στην κεντρική αρτηρία. Σε κάθε συστολή της καρδιάς σε κανονική λειτουργία εκτοξεύονται 70 κυβικά εκατοστά αίματος. Αυτό αποτελεί βασικό στοιχείο για να είναι ρεαλιστικό οποιοδήποτε μοντέλο αντιπροσώπευσης της καρδιάς [7].

Παρά το γεγονός ότι η καρδιά είναι ένα μονήρες όργανο, είναι δυνατόν να διαιρεθεί, λειτουργικά, σε αριστερή καρδιά-αριστερές κοιλότητες-και δεξιά καρδιά-δεξιές κοιλότητες.

Βλέπουμε λοιπόν ότι η καρδιά σαν όργανο μπορεί απλοϊκά να αναπαρασταθεί ως ένας μηχανισμός ο οποίος διαδραματίζει ένα επαναλαμβανόμενο φαινόμενο, σε συγκεκριμένο και σταθερό χρονικό διάστημα, προώθησης μιας συγκεκριμένης ποσότητας ρευστού. Αυτή η αναλογία είναι το βασικό κριτήριο για να δημιουργηθεί ένα μηχανικό ανάλογο της καρδιάς για πειραματικούς σκοπούς που δεν επικεντρώνονται στην ίδια φυσιολογία και ανατομία της αλλά στην επίδραση που έχει αυτή στο καρδιαγγειακό σύστημα.

2.1.2 Η καρδιά ως αντλία

Η καρδιά στην πραγματικότητα αποτελεί πηγή πίεσης και παροχής. Λόγο της διπλής συστολής/διαστολής της αριστερής και δεξιάς περιοχής της καρδιάς μπορούμε να πούμε ότι η καρδιά είναι ένα σύστημα δυο αντλιών, συνδεδεμένων μεταξύ τους σε σειρά ώστε η ποσότητα εξαγωγής της μιας να είναι ίση με την ποσότητα εισαγωγής της άλλης. Από την στιγμή που αναπτύσσονται εμβρυολογικά οι αντλίες είναι στενά συνδεδεμένες ανατομικά και μοιράζονται διάφορες λειτουργίες και χαρακτηριστικά. Αυτά τα χαρακτηριστικά είναι ένας ενιαίος μηχανισμός διέγερσης ώστε να λειτουργούν σχεδόν συγχρονισμένα, ένας μοναδικός τύπος καρδιακού μυ που ανατομικά προσμοιάζει στο σκελετικό μυ αλλά με κάποιες διαφορές, και όπως προαναφέρθηκε παρόμοια δομή και κατανομή χώρων χωριζόμενων από παρόμοιες βαλβίδες αντεπιστροφής [8].

Παρά την ομοιότητα των δυο αυτών αντλιών στις περισσότερες διατριβές, όπως και σε αυτή, εξετάζονται οι ιδιότητες και η λειτουργία της μιας αντλίας κατά προτίμηση της αριστερής. Αυτό μπορεί να μην διευκρινίζεται ευρέως αλλά στις περισσότερες ανασκοπήσεις της μηχανικής της καρδιάς οι γνώσεις μας για την μηχανική της δεξιάς αντλίας είναι μη επαρκείς. Κύριος λόγος για αυτό είναι το γεγονός ότι από μηχανική σκοπιά η παθολογία του καρδιαγγειακού συστήματος επικεντρώνεται σε σημεία όπου η εσωτερική δυναμική είναι μεγάλη (μεγάλες τιμές πίεσης κλπ.) και προκαλείται λόγω ρευστομηχανικών ιδιοτήτων, γεωμετρίας και χαρακτηριστικών ιδιοτήτων των τοιχωμάτων.

2.1.3 Μηχανικά ανάλογα για κλινικό και πειραματικό εργαστηριακό σκοπό

Η δημιουργία και η χρήση μηχανικής φύσεως αναπαράστασης του κυκλοφορικού μέσω αντλίας έγινε μόλις το 1812 από τον LeGallois. Στη συνέχεια αυτά τα μηχανικά ανάλογα εξελίχθηκαν μέχρι το 1961 όπου η πρώτη κλινική εφαρμογή μπαϊπάς διεξήχθη από τον Hall et al. (1962). Σχεδόν οκτώ χρόνια αργότερα ο Cooley (1969) εμφύτευσε την πρώτη τεχνητή καρδιά στο στήθος ενός ασθενούς για πάνω από 60 ώρες πριν από την αντικατάσταση της συσκευής με ένα μόσχευμα ανθρώπινης καρδιάς.

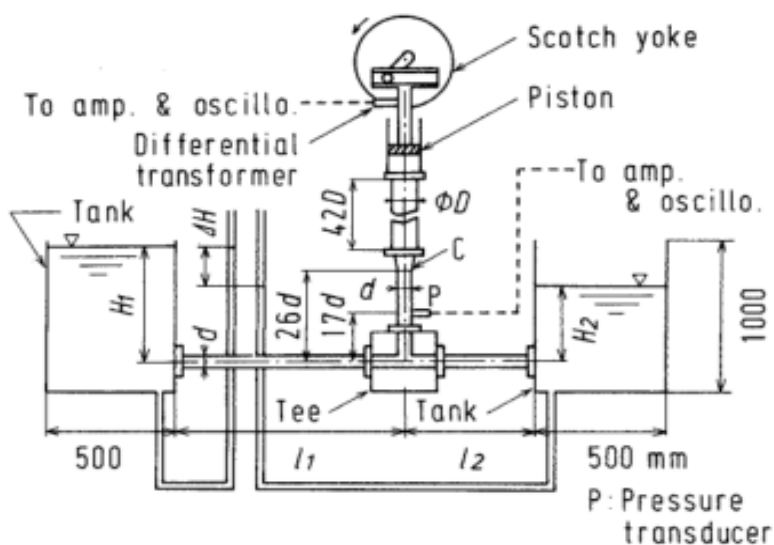
Για κλινική χρήση τα μηχανικά ανάλογα ή οι τεχνητές καρδιές αντιμετωπίζουν πολύ περισσότερα προβλήματα από ένα μηχανικό ανάλογο καρδιάς για πειραματικό εργαστηριακό σκοπό κυρίως λόγω των δυσκολιών όπως η αιμορραγία, η αιμόλυση, ο σχηματισμός θρόμβου, η λοίμωξη, και ενδεχόμενη βλάβη της συσκευής. Ιδιαίτερα ο σχηματισμός θρόμβου και η αιμόλυση φαίνεται να είναι θεμελιώδη προβλήματα που παρά την χρήση αντιπηκτικού και διάφορων παραγόντων αναστολής αιμοπεταλίων είναι υπαρκτά. Αυτό καθιστά την τεχνητή καρδιά μια ιδιαίτερη αντλία ως προς την σχεδίαση και κατασκευή [9].

Στις αντλίες πειραματικής αναπαράστασης, αντίθετα, αυτά τα προβλήματα ελαχιστοποιούνται με αποτέλεσμα για παράδειγμα μια αντλία πιστονιού να

μπορεί να αναπαραστήσει την καρδιά, χωρίς να λαμβάνεται υπόψιν η καταστροφή του πλάσματος που αυτή θα επέφερε σε κλινική χρήση.

Έτσι, το μηχανικό ανάλογο της καρδιάς για αυτήν την περίπτωση περιορίζεται μόνο από το μέγεθος των ρευστομηχανικών μεγεθών του συνεργαζόμενου μέσου, και αποτελεί πηγή πίεσης και παροχής για το σύστημα.

Για πρακτικούς, λειτουργικούς και κατασκευαστικούς λόγους, σαν αποτέλεσμα του προηγούμενου συμπεράσματος, σε προγενέστερες έρευνες για την αναπαράσταση του καρδιαγγειακού συστήματος και κατά συνέπεια της καρδιάς ο G.Liebau πρότεινε αντλίες πιστονιού και συγκεκριμένα χωρίς βαλβίδες για να μελετήσει το κυκλοφορικό στην περίπτωση παθήσεων των βαλβίδων της καρδιάς. Στην συνέχεια, ο Shoji Takagi (1983) δημιούργησε και μελέτησε ένα αντιπροσωπευτικό μοντέλο για την κατανόηση της επίδρασης που έχει στο συνεργαζόμενο μέσο, δηλαδή το νερό, η λειτουργία της αντλίας πιστονιού σε ένα σύστημα σωληνώσεων χωρίς βαλβίδες. Όπως φαίνεται παρακάτω το σύστημα απεικονίζεται στην **Εικόνα 2** [10].



Εικόνα 2: Σχηματικό διάγραμμα του πειραματικού μηχανισμού Takagi (1983)

Βλέπουμε ότι το σύστημα αποτελούταν από μια αντλία πιστονιού με τον κατάλληλο μηχανισμό ταλάντευσης, ένα διακλαδωτήρα T-ταυφ (T-junction) σύνδεσης σωληνώσεων, σωληνώσεις και δυο δοχεία.

Αξιοποιώντας τις προηγούμενες αναλύσεις σε θεωρητικό αλλά και σε πρακτικό επίπεδο, στην συγκεκριμένη εργασία αναπαριστάται ο καρδιακός μηχανισμός ως αντλία πιστονιού κατάλληλου μεγέθους και ισχύος ώστε να υπερκαλύπτει το εύρος της παροχής του αίματος στην αορτή τις κεντρικές αρτηρίες και το σώμα, και το εύρος της πίεσης που ο καρδιαγγειακός μηχανισμός αναπτύσσει για διάφορες περιπτώσεις λειτουργίας του.

2.1.4 Οι βαλβίδες και τα μηχανικά ανάλογα

Οι βαλβίδες της καρδιάς όπως φάνηκε παραπάνω παίζουν πολύ σημαντικό ρόλο στην κατεύθυνση της ροής του αίματος και την επαρκή φραγή των τεσσάρων χωρίων της καρδιάς.

Τα μηχανικά ανάλογα λειτουργούν στην λογική της αντεπιστροφής της ροής, δηλαδή της διατήρησης ροής ως προς μια κατεύθυνση, πράγμα που επιτυγχάνεται μέσω μηχανικών βαλβίδων αντεπιστροφής (check-valves). Παρότι η λειτουργία τους είναι αρκετά απλή, στην πραγματικότητα ο ρόλος όπου ασκούν στο σύστημα χαρακτηρίζει το ίδιο και την λειτουργικότητα του.

Είναι σαφές ότι η κίνηση σε πραγματικό βαλβίδα είναι μια πιο περίπλοκη διαδικασία από ό, τι μια απλή αλλαγή της κατάστασης μεταξύ ανοικτής και κλειστής φάσης. Η αλλαγή της αντίστασης καρδιακής βαλβίδας κατά την κίνηση της βαλβίδας είναι αξιοσημείωτη και μπορεί να μελετηθεί για βιολογικούς αλλά και μηχανολογικούς σκοπούς

2.2 Αορτή και Αρτηριακή Ενδοτικότητα

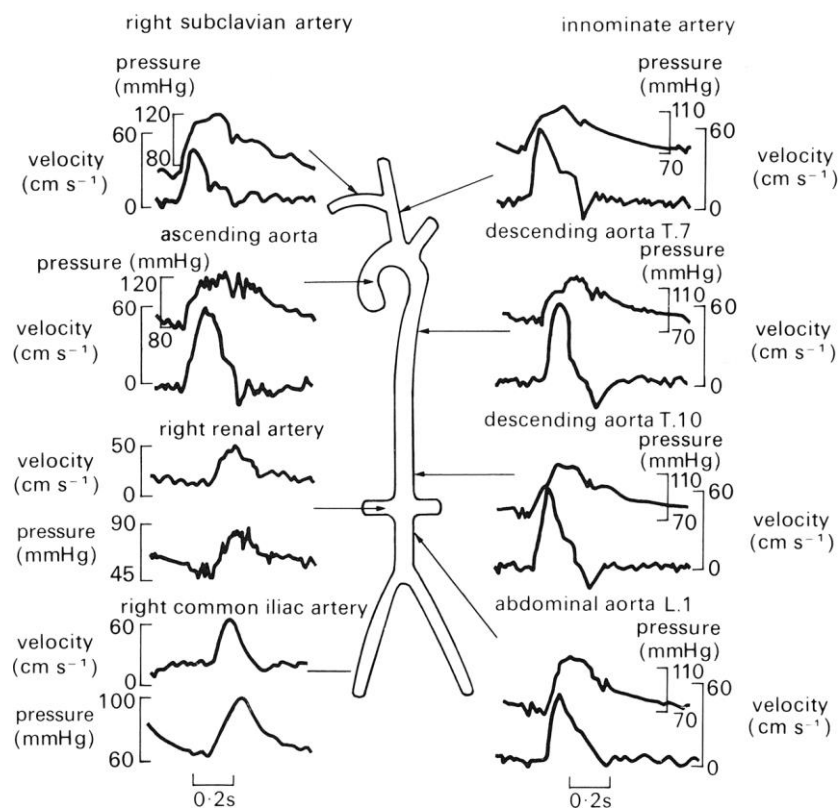
2.2.1 Η Φυσιολογία και η μηχανική λειτουργία της Αορτής

Παρότι είναι σαφές ότι η μεταφορά και η δυναμική του αίματος είναι αποτέλεσμα της λειτουργίας της καρδιάς ως κεντρική αντλία του κυκλοφορικού συστήματος, επίσης σημαντική είναι η αρτηριακή σύσπαση. Το αίμα προωθείται στο εσωτερικό των αρτηριών και με τις συσπάσεις των τοιχωμάτων τους, που συντελούνται με τη βοήθεια του μυϊκού ιστού που περιέχουν.

Η αορτή είναι η πρώτη και κυριότερη αρτηρία του σώματος. Αποτελεί το βασικό κορμό από όπου ξεκινούν όλες οι αρτηρίες της μεγάλης κυκλοφορίας. Το ερυθρό, πλούσιο σε οξυγόνο αίμα, διοχετεύεται από την καρδιά σε ολόκληρο τον οργανισμό διαμέσου της αορτής. Η αορτή εκφύεται από το αρτηριακό στόμιο της αριστερής κοιλίας της καρδιάς. Χωρίζεται από την αριστερή κοιλία με τις βαλβίδες, με τη βοήθεια των οποίων το αίμα, όταν εξακοντιστεί από την καρδιά στην αορτή, δεν μπορεί να επιστρέψει πίσω. Μετά την έκφυσή της, η αορτή στρέφεται προς τα άνω. Το τμήμα αυτό λέγεται ανιούσα αορτή. Όταν φτάσει πίσω από το δεύτερο δεξιό πλευρικό χόνδρο, τότε κάμπτεται σε σχήμα τόξου. Το τμήμα αυτό λέγεται αορτικό τόξο. Μετά η αορτή κατέρχεται και σχηματίζει την κατιούσα αορτή. Κατευθύνεται προς τη μπροστινή επιφάνεια των σπονδύλων, οπότε το τμήμα αυτό λέγεται θωρακική αορτή. Τέλος, φτάνει στην κοιλία (κοιλιακή αορτή). Η ανιούσα αορτή μαζί με την πνευμονική αρτηρία βρίσκονται κλεισμένες στο περικάρδιο. Από την ανιούσα αορτή εκφύονται οι δυο στεφανιαίες αρτηρίες της καρδιάς [8].

Όταν το αίμα αντλείται από την καρδιά, και η πίεση αυξάνεται στην αορτή, αυτή διαστέλλεται. Όταν η πίεση πέφτει στη συνέχεια, η αορτή συστέλεται, έτσι ώστε ο ρυθμός ροής μέσα στα μικρά περιφερικά αγγεία δεν πέφτει αμέσως στο μηδέν. Αυτή η δράση της αορτής και των αρτηριών αποθήκευσης του αίματος κατά τη διάρκεια της συστολής και απόρριψή του κατά τη διαστολή περιγράφηκε για πρώτη φορά από τον Stephen Hales (ο οποίος ήταν επίσης ο πρώτος που μέτρησε την αρτηριακή πίεση) το 1733, αλλά το 1899 ήταν ο γερμανός φυσιολόγος Otto Frank όπου πρότεινε μια θεωρία που βασίζεται σε αυτή την ιδέα. Μπορούμε να πούμε λοιπόν ότι κύματα όπου δημιουργούνται από την καρδιά μεταφέρονται στην αορτή. Αυτά μπορεί να είναι κύματα πίεσης, ροής ή ταχύτητας ή ακόμα διαμετρικά κύματα. Η ίδια ταχύτητα μετάδοσης εφαρμόζεται σε όλους τους τύπους κυμάτων [11].

Σε μια σειρά από μελέτες οι τιμές της πίεσης και της ροής έχουν μετρηθεί σε διάφορες θέσεις στις μεγάλες αρτηρίες των ανθρώπων. Οι κυματομορφές από την ανιούσα αορτή, την κατιούσα θωρακική και κοιλιακή αορτή, την κοινή λαγόνια, υποκλειδιά, ανώνυμες, και νεφρικών αρτηριών στους ανθρώπους φαίνεται στην **Εικόνα 3** δίνοντας μας μια πρώτη ιδέα στο που κυμαίνονται αυτά τα μεγέθη μέσα στην αορτή.



Εικόνα 3: Ταυτόχρονη μέτρηση κυματομορφών πίεσης και ταχύτητας ροής του αίματος σε πολλά σημεία του ανθρώπινου αρτηριακού δέντρου.

2.2.2 Αρτηριακή ενδοτικότητα (Compliance)

Το φαινόμενο λοιπόν της συστολής και διαστολής των αρτηριακών τοιχωμάτων είδαμε ότι δρα επικουρικά στην διατήρηση και μεταφορά του αίματος στο κυκλοφορικό σύστημα. Άμεσα συνυφασμένο με αυτό το φαινόμενο μέγεθος είναι η αρτηριακή ενδοτικότητα.

Η Αρτηριακή ενδοτικότητα (Compliance) ορίζεται ως η μεταβολή του όγκου του αίματος εντός του αγγείου που προκαλείται από αύξηση της πίεσης κατά 1 mmHg. Η ύπαρξη της οφείλεται κατά κύριο λόγο στην σύσταση και δομή των τοιχωμάτων των αρτηριών. Οι τιμές λοιπόν της αρτηριακής ενδοτικότητας των αγγείων χαρακτηρίζουν την ικανότητα τους να μεταβάλουν τον όγκο τους για την μεταβολή της πίεσης του αίματος κατά 1 mmHg , και διαφέρουν στις διάφορες κατηγορίες των αγγείων του κυκλοφορικού συστήματος. Σε μια μαθηματική αποτύπωση της ενδοτικότητας μπορούμε να ορίσουμε :

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \left(\frac{ml}{mmHg} \right)$$

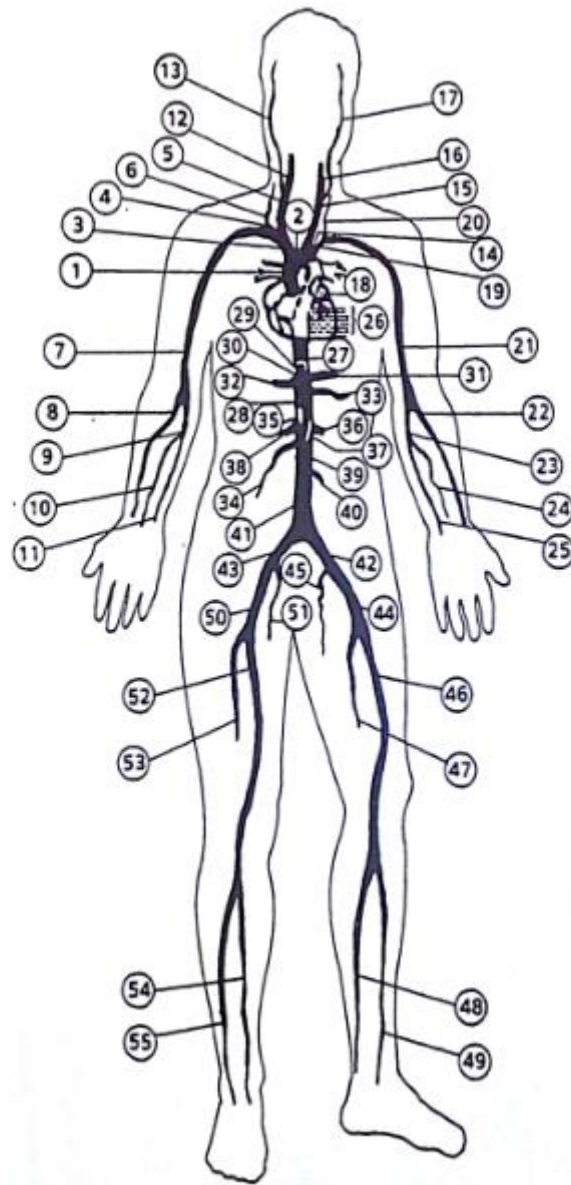
Όπου ΔV : μεταβολή όγκου, ΔP : μεταβολή πίεσης

Μια ενδεικτική ματιά της κατανομής των τιμών της αρτηριακής ενδοτικότητας στο ανθρώπινο αρτηριακό δένδρο βλέπουμε στην **Εικόνα 4** και στην **Εικόνα 5**, όπου αντιλαμβανόμαστε ότι η αρτηριακή ενδοτικότητα φθίνει καθώς κινούμαστε από τις μεγάλες στις μικρές αρτηρίες, τα αρτηρίδια και τα τριχοειδή με μέγιστη και ελάχιστη τιμή κατά προσέγγιση $104,4 \cdot 10^{-6}$ - $0,090 \cdot 10^{-6}$ (cm^5/dyne) αντίστοιχα.

Μια άλλη προσέγγιση της ενδοτικότητας στην βιβλιογραφία γίνεται μέσω της γεωμετρίας και του μέτρου ελαστικότητας των αγγείων με τον παρακάτω τύπο [12] :

$$C = \frac{3\pi R_0^3 l}{2Eh}$$

Όπου R_0 η ακτίνα του αγγείου, l το μήκος, E το μέτρο ελαστικότητας, h το πάχος του τοιχώματος του αγγείου.



Εικόνα 4: Αρτηριακό δένδρο

Physiological data for the arterial model

Seg.	Name	Length (cm)	Prox. R (cm)	Distal R (cm)	Angle (deg)	Vol. compl. ($10^{-6} \frac{cm^5}{dyne}$)
1	Ascending Aorta	4.0	1.470	1.440	90	104.400
2	Aortic Arch A	2.0	1.120	1.120	0	29.600
3	Innominate	3.4	0.620	0.620	135	13.500
4	R. Subclavian A	3.4	0.423	0.423	180	5.600
5	R. Carotid	17.7	0.370	0.370	90	21.360
6	R. Vertebral	14.8	0.188	0.183	120	1.682
7	R. Subclavian B	42.2	0.403	0.236	240	33.870
8	R. Radial	23.5	0.174	0.142	240	1.877
9	R. Ulnar A	6.7	0.215	0.215	240	1.110
10	R. Interosseous	7.9	0.091	0.091	240	0.090
11	R. Ulnar B	17.1	0.203	0.183	240	2.210
12	R. Internal Carotid	17.7	0.177	0.083	90	0.943
13	R. External Carotid	17.7	0.177	0.083	135	0.943
14	Aortic Arch B	3.9	1.070	1.070	0	52.100
15	L. Carotid	20.8	0.370	0.370	60	25.100
16	L. Internal Carotid	17.7	0.177	0.083	90	0.943
17	L. External Carotid	17.7	0.177	0.083	45	0.943
18	Thoracic Aorta A	5.2	0.999	0.999	270	59.700
19	L. Subclavian A	3.4	0.423	0.423	45	5.600
20	Vertebral	14.8	0.188	0.183	60	1.682
21	L. Subclavian B	42.2	0.403	0.236	300	33.870
22	L. Radial	23.5	0.174	0.142	300	1.877
23	L. Ulnar A	6.7	0.215	0.215	300	1.110
24	L. Interosseous	7.9	0.091	0.091	300	0.090
25	L. Ulnar B	17.1	0.203	0.183	300	2.210
26	Intercostals	8.0	0.200	0.150	0	3.000
27	Thoracic Aorta B	10.4	0.675	0.645	270	47.600
28	Abdominal Aorta A	5.3	0.610	0.610	270	20.400
29	Celiac A	1.0	0.390	0.390	0	1.360
30	Celiac B	1.0	0.200	0.200	0	1.000
31	Hepatic	6.6	0.220	0.220	315	2.300
32	Gastric	7.1	0.180	0.180	450	1.510
33	Splenic	6.3	0.275	0.275	0	3.740
34	Superior Mesenteric	5.9	0.435	0.435	225	10.400

Εικόνα 5: Κατανομή της ενδοτικότητας στο αρτηριακό δένδρο

Seg.	Name	Length (cm)	Prox. R (cm)	Distal R (cm)	Angle (deg)	Vol. compl. ($10^{-6} \frac{cm^5}{dyne}$)
35	Abdominal Aorta B	1.0	0.600	0.600	270	4.000
36	L. Renal	3.2	0.260	0.260	0	1.670
37	Abdominal Aorta C	1.0	0.590	0.590	270	3.800
38	R. Renal	3.2	0.260	0.260	0	1.670
39	Abdominal Aorta D	10.6	0.580	0.548	270	33.900
40	Inferior Mesenteric	5.0	0.160	0.160	270	0.792
41	Abdominal Aorta E	1.0	0.520	0.520	270	3.500
42	R. Common Iliac	5.8	0.368	0.350	315	4.580
43	L. Common Iliac	5.8	0.368	0.350	225	4.580
44	L. External Iliac	14.4	0.320	0.270	315	15.620
45	L. Internal iliac	5.0	0.200	0.200	270	3.300
46	L. Femoral	44.3	0.259	0.190	270	13.640
47	L. Deep Femoral	12.6	0.255	0.186	315	1.130
48	L. Posterior Tibial	32.1	0.247	0.141	270	2.206
49	L. Anterior Tibial	34.3	0.130	0.130	270	0.842
50	R. External Iliac	14.4	0.320	0.270	225	15.620
51	R. Internal iliac	5.0	0.200	0.200	270	3.300
52	R. Femoral	44.3	0.259	0.190	270	13.640
53	R. Deep Femoral	12.6	0.255	0.186	225	1.130
54	R. Posterior Tibial	32.1	0.247	0.141	270	2.206
55	R. Anterior Tibial	34.3	0.130	0.130	270	0.842

Εικόνα 6: Κατανομή της ενδοτικότητας στο αρτηριακό δένδρο

2.2.3 Μηχανικά ανάλογα αρτηριακής ενδοτικότητας

Η προσομοίωση της αρτηριακής ενδοτικότητας επιτυγχάνεται μηχανικά είτε με ελαστικούς αγωγούς είτε με εντοπισμένα στοιχεία. Ενώ η αναπαράσταση με αγωγούς φαντάζει μια πιο «πιστή» αναπαράσταση της αρτηριακής ενδοτικότητας, εμφανίζει κάποια πολυπλοκότητα ως προς την μελέτη της ενδοτικότητας. Τα εντοπισμένα στοιχεία ενδοτικότητας είναι πιο διαδεδομένα για πειραματικούς σκοπούς. Αυτά αποτελούνε δοχεία τα οποία προσομοιώνουν την αρτηριακή ενδοτικότητα με διάφορους τύπους, δυο βασικοί εκ των οποίων είναι : α) σύστημα δοχείου με ελατήριο και κοχλία [13], [14], β) κλειστό δοχείο ενδοτικότητας με ποσότητα αέρα κατά τα πρότυπα Windkessel [15], [16], [17].

Τα δοχεία Windkessel λόγω της απλότητας τους χρησιμοποιούνται περισσότερο από άλλα στην πειραματική έρευνα. Σε αυτά η ποσότητα και η πίεση του αέρα εντός του δοχείου καθορίζει την ενδοτικότητα του συστήματος και για τον υπολογισμό της χρησιμοποιείται η γνωστή σχέση

$$C = -\frac{\Delta V}{\Delta P} \left(\frac{ml}{mmHg} \right)$$

Όπου V όγκος και P η πίεση του αέρα. Το αρνητικό πρόσημο προκύπτει από το γεγονός ότι η αύξηση της πίεσης του αέρα συνεπάγεται μείωση του όγκου του.

Το δοχείο Windkessel αποτελεί το δοχείο ενδοτικότητας που επιλέχθηκε στην παρούσα εργασία.

2.3 Αίμα , Τοπικές και Συνολικές απώλειες της δυναμικής του αρτηριακού συστήματος

2.3.1 Το Αίμα ως συνεργαζόμενο μέσο

Το αίμα αποτελεί το συνεργαζόμενο μέσο του κυκλοφορικού συστήματος, και επιτελεί ζωτικές λειτουργίες του εκάστοτε οργανισμού. Σαν ρευστό, το αίμα, μπορεί να θεωρηθεί ένα μίγμα ελαστικών κυττάρων εντός ενός Νευτώνειου ρευστού, του πλάσματος. Οι ρευστομηχανικές ιδιότητες του αίματος διαφέρουν ανάλογα την κατάσταση του αίματος και εξαρτώνται από πολλούς παράγοντες.

Οι βασικότερες ιδιότητες προς μελέτη για μια μοντελοποίηση είναι το ιξώδες του αίματος και η συμπεριφορά του ως Νευτώνειο ή μη Νευτώνειο ρευστό.

Ενώ το ιξώδες του αίματος εξαρτάται από πολλούς παράγοντες βιολογικούς και φυσικούς καταστατικούς (όπως η θερμοκρασία), εμφανίζει σημαντικές μεταβολές ανάλογα με τον ρυθμό διάτμησης του αίματος μέσα στο κυκλοφορικό σύστημα. Αντίστοιχη μεταβολή εμφανίζει στην συμπεριφορά του ως Νευτώνειο ή μη Νευτώνειο ρευστό. Η διατμητική τάση έχει μετρηθεί στα εκάστοτε μέρη του αρτηριακού δένδρου και αναφέρεται στην **Εικόνα 7** [8].

Wall shear stress ($N m^{-2}$) for various blood vessels

Ascending aorta	0.43
Abdominal aorta	0.53
Femoral artery	0.80
Arteriole	4.8
Capillary	3.7
Venule	3.0
Inferior vena cava	0.64
Main pulmonary artery	0.28

Εικόνα 7: Η διατμητική τάση στα εκάστοτε μέρη του αρτηριακού δένδρου

Σύμφωνα με την βιβλιογραφία η μη Νευτώνεια συμπεριφορά του αίματος είναι αμελειταία για υψηλές τιμές ρυθμού διάτμησης άρα και κατά συνέπεια, όπως απεικονίζεται στην **Εικόνα 7**, στις μεγάλες και μεσαίες αρτηρίες του αρτηριακού συστήματος, ενώ οι τιμές του ιξώδους κυμαίνονται από 3 έως 4 cP $\sim 10^{-3}$ Pa·s

2.3.1.1 Ιδιότητες ρευστού στα ρευστομηχανικά πρότυπα

Οι βασικότερες ιδιότητες που λαμβάνονται υπόψιν στα πρότυπα της αρτηριακής κυκλοφορίας και στα μηχανικά ανάλογα είναι το ιξώδες ή συνεκτικότητα και η αδράνεια του ρευστού.

Η συνεκτικότητα του συνεργαζόμενου μέσου δεν κρίνεται πατά σημαντική, η σημασία της εξαρτάται από την διάταξη και λειτουργία του μηχανικού ανάλογου συστήματος [15], [17]. Η αδράνεια του ρευστού καθορίζεται από την μάζα του, η οποία εξαρτάται από τις διαστάσεις του κυκλώματος. Στα περισσότερα πειραματικά συστήματα δεν δίνεται ιδιαίτερη σημασία στην αδράνεια του ρευστού, αν και οι μικρές διαστάσεις των συστημάτων συμβάλουν στην μικρότερη έως αμελειταία επίδραση της αδράνειας στο σύστημα.

Το συνεργαζόμενο μέσο σε αυτά τα συστήματα είναι κατά κύριο λόγο το νερό, έχοντας σχετικά καλή αναλογία με το αίμα σε μεγάλες και μεσαίες αρτηρίες, ως Νευτώνειο ρευστό με ιξώδες 4 φορές μικρότερο. Σε συγκεκριμένες περιπτώσεις όπου κρίνεται σημαντική η επίδραση της συνεκτικότητας χρησιμοποιούνται άλλα ρευστά ή ειδικά μείγματα με μεγαλύτερη συνεκτικότητα.

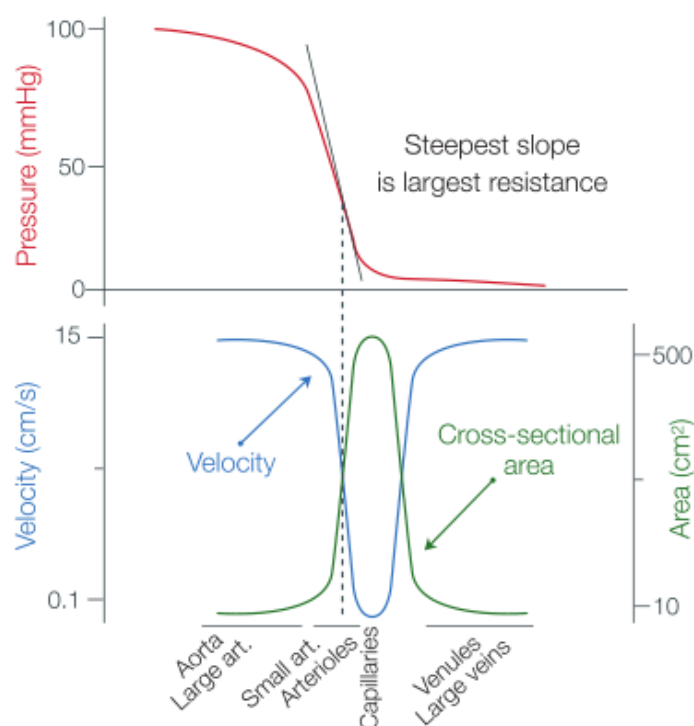
2.3.2 Αντιστάσεις και απώλειες του αρτηριακού συστήματος

Οι αντιστάσεις που δέχεται το αίμα κατά την διέλευση του από τα αγγεία του κυκλοφορικού μπορούν να εκφραστούν από την μηχανική των ρευστών (όπως από το νόμο του Poiseuille με πολλές παραδοχές) για να διεξαχθούν κάποια συμπεράσματα για την κατανομή των τιμών αντίστασης στα μέρη του αρτηριακού δένδρου.

Η αορτή και οι μεγάλες αρτηρίες δεν έχουν μεγάλες τιμές αντίστασης λόγω του μεγέθους και της διατομής τους. Αντίθετα οι μικρές αρτηρίες και τα αρτηρίδια έχουν μεγάλες τιμές αντίστασης , με συνέπεια το μεγαλύτερο ποσοστό αντίστασης του αρτηριακού δένδρου να επικεντρώνεται σε αυτές , λόγω του μεγέθους αλλά και του πλήθους τους. Χαρακτηριστικά αναφέρεται ότι η συνολική αντίσταση των αρτηριδίων είναι περίπου 100 φορές μεγαλύτερη από την αντίσταση της αορτής [11].

Ως εκ τούτου, η πτώση πίεσης πάνω από την αορτή είναι περίπου 1% της συνολικής πτώσης πίεσης.

Ενδεικτικά απεικονίζεται στην **Εικόνα 8** η κατανομή πίεσης και ταχύτητας στο κυκλοφορικό.



Εικόνα 8: Κατανομή πίεσης και ταχύτητας στο κυκλοφορικό.

Ενδεικτικά τα μεγέθη των τερματικών αντιστάσεων του αρτηριακού δένδρου φαίνονται στην **Εικόνα 9**.

Segment	Total resistance (N s m^{-5})	Terminal compliance ($\text{m}^3 \text{N}^{-1}$)
6	0.60100E + 10	0.30955E - 10
8	0.52800E + 10	0.35235E - 10
10	0.84300E + 11	0.22069E - 11
11	0.52800E + 10	0.35235E - 10
12	0.13900E + 11	0.13384E - 10
13	0.13900E + 11	0.13384E - 10
16	0.13900E + 11	0.13384E - 10
17	0.13900E + 11	0.13384E - 10
20	0.60100E + 10	0.30955E - 10
22	0.52800E + 10	0.35235E - 10
24	0.84300E + 11	0.22069E - 11
25	0.52800E + 10	0.35235E - 10
26	0.13900E + 10	0.13384E - 09
31	0.36300E + 10	0.51251E - 10
32	0.54100E + 10	0.34389E - 10
33	0.23200E + 10	0.80191E - 10
34	0.93000E + 09	0.20005E - 09
36	0.11300E + 10	0.16464E - 09
38	0.11300E + 10	0.16464E - 09
40	0.68800E + 10	0.27041E - 10
45	0.79360E + 10	0.23443E - 10
47	0.47700E + 10	0.39003E - 10
48	0.47700E + 10	0.39003E - 10
49	0.55900E + 10	0.33281E - 10
51	0.79360E + 10	0.23443E - 10
53	0.47700E + 10	0.39003E - 10
54	0.47700E + 10	0.39003E - 10
55	0.55900E + 10	0.33281E - 10

Εικόνα 9: Ολικές τερματικές αντιστάσεις

2.3.2.1 Μηχανικά ανάλογα των βιολογικών αντιστάσεων

Οι αντιστάσεις του αρτηριακού δικτύου προσομοιάζονται στα ρευστομηχανικά πρότυπα χρησιμοποιώντας κυρίως εντοπισμένα στοιχεία αντιστάσεων. Όπως αναφέρθηκε παραπάνω σημαντικότερο ρόλο παίζουν οι περιφερικές αντιστάσεις οι οποίες χωρίζονται σε δυο κατηγορίες:

α) τις γραμμικές και β) τις μη γραμμικές αντιστάσεις.

Οι γραμμικές αντιστάσεις προδίδουν πιο ρεαλιστικές προσομοιώσεις και κατασκευάζονται χρησιμοποιώντας πολλούς αγωγούς πολύ μικρής διατομής παράλληλα τοποθετημένους από τους οποίους διέρχεται το ρευστό [15], [16].

Η πτώση πίεσης που προκαλούν υπολογίζεται από την σχέση γραμμικών απωλειών:

$$\Delta P = N\lambda \frac{l}{d} \frac{\rho}{2} u^2$$

Όπου N : αριθμός σωλ., λ : συντ. τριβής σωλ., l : μήκος σωλ., d : διάμετρος σωλ.

Οι μη γραμμικές αντιστάσεις αποτελούν απλές βάνες οι οποίες προκαλούν τοπική μεταβολή των αντιστάσεων μέσω μεταβολής της διατομής του αγωγού, και για αυτή τον λόγο είναι πιο διαδεδομένες στα περάματα. Η πτώση πίεσης που προκαλούν υπολογίζεται από την σχέση εντοπισμένων απωλειών :

$$\Delta P = \zeta \frac{\rho}{2} u^2$$

Όπου οι τιμές του ζ εξαρτώνται από το είδος βάνας και το πόσο ανοιχτή είναι.

Θα πρέπει να αναφερθεί ότι εκτός από τα εντοπισμένα στοιχεία αντιστάσεων, η συνολική υδραυλική αντίσταση του κυκλώματος καθορίζεται από το μήκος και τις διατομές των αγωγών, τις συνδέσεις, τις διακλαδώσεις, τις αλλαγές των διατομών κλπ. τα οποία μεγέθη πολλές φορές θεωρούνται δευτερεύοντα ή αμεληταία.

Στην περίπτωση που δεν μας ενδιαφέρει ο υπολογισμός των αντιστάσεων στα επιμέρους σημεία ή τμήματα του κυκλώματος παρά μόνον των συνολικών αντιστάσεων, τότε είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθεί η γενική σχέση

$$R = \frac{\Delta P}{Q_m}$$

Όπου ΔP διαφορά πίεσης, Q_m μέση παροχή

3

Μοντελοποίηση

Τα μοντέλα αναπαράστασης αναπτύσσονται για την επίτευξη συγκεκριμένων ερευνητικών σκοπών σε κάθε επιμέρους μελέτη, έτσι η πολυπλοκότητα των μοντέλων θα πρέπει να εξυπηρετήσει τους σκοπούς της εκάστοτε μελέτης. Ένα υπερ-απλοποιημένο μοντέλο θα παράγει ανεπαρκή ακρίβεια στη μελέτη. Ωστόσο, αυτό δεν σημαίνει ότι οποιοδήποτε πολύπλοκο μοντέλο θα παράγει πάντα πιο ακριβή αποτελέσματα.

Για παράδειγμα, αν ο σκοπός της μελέτης είναι να αξιολογηθεί και να μελετηθεί η δράση της καρδιάς, και η επίδραση του νευρολογικού συστήματος δεν χρειάζεται να ληφθεί υπόψιν, τότε ένα μονοκλαδικό μοντέλο πολλαπλών διαμερισμάτων για την συστημική αγγείωση, όπου τα αγγεία χωρίζονται σε αρτητή, αρτηρία, αρτηρίδια-τριχοειδή είναι αρκετή. Δεν είναι απαραίτητο να μοντελοποιηθεί κάθε αρτηρία και φλεβική υποδιακλάδωση σε αυτή την περίπτωση, δεδομένου ότι σε ένα υπερβολικά λεπτομερές μοντέλο η ρύθμιση των παραμέτρων γίνεται αρκετά δύσκολη.

Γενικά, δεν υπάρχει καθολικά βέλτιστο μοντέλο που ταιριάζει σε κάθε εφαρμογή. Το επίπεδο πολυπλοκότητας του μοντέλου καθορίζεται από την μελέτη.

3.1 Μοντέλο μηδενικής διάστασης (0D) ή εντοπισμένων

παραμέτρων

Οι 0D μοντελοποιήσεις αναπτύσσονται για την προσομοίωση της αιμοδυναμικής σε ολόκληρο το κυκλοφορικό σύστημα. Κατά τη διεξαγωγή 0D μοντελοποίησης, κυριαρχεί η αναλογία υδραυλικών-ηλεκτρικών αναλόγων.

Γενικά, η ροή του αίματος στο κυκλοφορικό σύστημα και την ηλεκτρική αγωγιμότητα σε ένα κύκλωμα έχουν μεγάλη ομοιότητα. Η πίεση του αίματος στο κυκλοφορικό σύστημα οδηγεί το αίμα να ρέει υπερνικώντας την υδραυλική αντίσταση. Ομοίως, η τάση σε ένα κύκλωμα οδηγεί το ρεύμα να ρέει υπερνικώντας την ηλεκτρική αντίσταση. Η υδραυλική αντίσταση αντιπροσωπεύει το συνδυασμένο αποτέλεσμα της απώλειας λόγω συνεκτικότητας, λόγω της ελαστικότητας αγγειακού τοιχώματος και της αδράνειας του αίματος στη ροή του αίματος, ενώ η ηλεκτρική αντίσταση αντιπροσωπεύει το συνδυασμό της αντίστασης χωρητικότητας και αυτεπαγωγής στο κύκλωμα. Η ροή του αίματος περιγράφεται από την εξίσωση συνέχειας για διατήρηση μάζας, τον νόμο του Poiseuille για τη στατική κατάσταση ισορροπίας της ορμής, και τις εξισώσεις Navier-Stokes. Ομοίως, η ηλεκτρική ροή στο κύκλωμα διέπεται από το νόμο του Kirchhoff για το ρεύμα και το νόμο του Ohm για τη σταθερή κατάσταση τάσης-ρεύματος.

Έτσι, εκπροσωπώντας :

- i. την αρτηριακή πίεση P και την ταχύτητα ροής V ή παροχή Q με την τάση V και το ρεύμα I ,
- ii. την περιγραφή των συνεπειών της τριβής, την αδράνεια της ροής του αίματος και την ελαστικότητα-ενδοτικότητα των αιμοφόρων αγγείων με αντίσταση R , αυτεπαγωγή L και χωρητικότητα C στο ηλεκτρικό κύκλωμα αντίστοιχα,

οι καθιερωμένες μέθοδοι για την ανάλυση των ηλεκτρικών κυκλωμάτων μπορούν ανάλογα να εφαρμοστούν στην διερεύνηση της καρδιαγγειακής δυναμικής **Εικόνα 10**.

<i>Ρευστοδυναμική</i>	<i>Φυσιολογία</i>	<i>Ηλεκτρ. Ανάλογο</i>
Pressure P [Pa = J/m ³]	Blood press. [mmHg]	Voltage U [V = J/C]
Flow rate Q [m ³ /s]	Blood flow rate [L/s]	Current I [A = C/s]
Volume V [m ³]	Blood volume [L]	Charge q [C]
Viscosity η	Bl. res. $\mathbb{R} = \frac{8\eta \cdot \mathcal{N}\ell}{\pi r^4}$	Electrical resistance R
Elastic coefficient	Vessel's wall compl.	Capacitor's capac. C
Inertance	Blood inertia	Inductor's inertance L
<i>Poiseuille's law:</i>	$Q = \frac{\Delta P}{\mathbb{R}} = \frac{\Delta P \pi r^4}{8\eta \ell}$	<i>Ohm's law:</i> $I = \frac{\Delta U}{\mathbb{R}}$

Εικόνα 10: Σχέσεις που χαρακτηρίζουν τα ρευστοδυναμικά μεγέθη και ηλεκτρικά ανάλογά τους.

Το ηλεκτρικό ανάλογο πολλές φορές αδυνατεί να περιγράψει τις μη-γραμμικότητες που αντιμετωπίζουμε μερικές φορές στην καρδιαγγειακή μηχανική, για παράδειγμα, τη συμβολή της επιτάχυνσης στην εξίσωση ορμής ή / και τη μη-γραμμική σχέση μεταξύ της πίεσης και τον όγκο σε ένα πραγματικό αγγείο.

Παρ'όλα αυτά, οι διαφορές αυτές δεν αλλάζουν τη γενική φύση της ανάλυσης κατά τη χρήση του υδραυλικού-ηλεκτρικού αναλόγου, και όταν κρίνεται απαραίτητο αυτές οι μη-γραμμικότητες μπορούν να αντιμετωπιστούν συγκεκριμένα στην επίλυση των εξισώσεων που τις διέπουν.

3.2 Μοντέλα (0D) και το καρδιαγγειακό σύστημα

3.2.1 Μηδενικής διάστασης (0D) μοντέλα και εξέλιξη

Η μηδενικής διάστασης (0D) ανάλυση του καρδιαγγειακού συστήματος ξεκίνησε με τη μοντελοποίηση της αρτηριακής ροής χρησιμοποιώντας το διάσημο μοντέλο Windkessel. Αυτό στη συνέχεια επεκτάθηκε για να καλύψει την μοντελοποίηση άλλων οργάνων, όπως η καρδιά, οι καρδιακές βαλβίδες, και οι φλέβες.

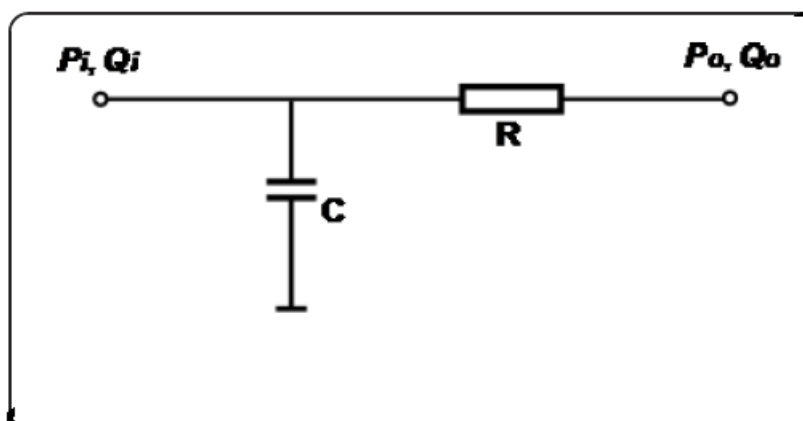
Τα μοντέλα του αρτηριακού δέντρου, στα οποία αρχικά η αριστερή κοιλία και ο δεξιός κόλπος αντιπροσωπεύουν τις οριακές συνθήκες του συστήματος, εξελίσσονται με τον χρόνο σε όλο και πιο πολύπλοκες μορφές με την προσθήκη στοιχείων που περιγράφουν συγκεκριμένη φυσιολογία ή φαινόμενα φυσιολογίας.

Ένας σημαντικός αριθμός των μοντέλων 0D έχουν αναπτυχθεί για να προσομοιώσουν το αρτηριακό σύστημα, αρχίζοντας με τα απλά Windkessel (WK) μοντέλα που εξετάζουν τις φλέβες ως “δοχεία με μηδενική πίεση” και το συνολικό αρτηριακό δίκτυο ως ένα ενιαίο πυκνωτή σε παραλληλία με μία μόνο αντίσταση.

Τα (0D) μοντέλα μπορεί να κατηγοριοποιηθούν ως μοντέλα ενός διαμερίσματος (single-compartment) και μοντέλα πολλαπλών διαμερισμάτων (multi-compartment).

Μοντέλο ενός διαμερίσματος (single-compartment)

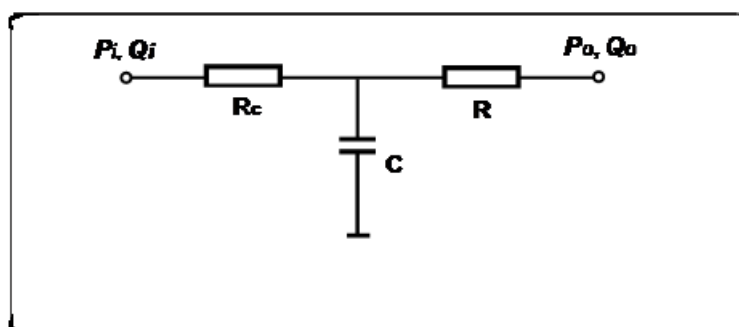
Σε μια single-compartment περιγραφή, το σύνολο του δικτύου αγγείων περιγράφεται με έναν ενιαίο συνδυασμό αντίστασης-ενδοτικότητας-αδράνειας (RLC) αν και μπορεί να υπάρχει περισσότερα από ένα στοιχεία από κάθε στοιχείο. Το απλούστερο και το πρώτο ενός-διαμερίσματος μοντέλο είναι το περίφημο μοντέλο δύο στοιχείων Windkessel, το οποίο προτάθηκε για πρώτη φορά από τον Stephen Hales το 1733, και αργότερα διατυπώθηκε μαθηματικά από τον Otto Frank το 1899 [18]. Το μοντέλο Windkessel αποτελείται από δύο παράλληλα στοιχεία, ένας πυκνωτής C που περιγράφει την ενδοτικότητα των μεγάλων αρτηριών και μία αντίσταση R που περιγράφει την αντίσταση των μικρών περιφερικών αγγείων συμπεριλαμβανομένων αρτηριδίων και τριχοειδών, όπως απεικονίζεται στην **Εικόνα 11**. Το μοντέλο αυτό αναπτύχθηκε για να αντιπροσωπεύσει τα στοιχειώδη χαρακτηριστικά του δικτύου των συστημικών αρτηριών, ενώ οι φλέβες παραμελούνται και παριστάνονται ως ένα ευρύτερο πεδίο μηδενικής πίεσης.



Εικόνα 11: RC Windkessel μοντέλο

Παρά το γεγονός ότι φαίνεται να είναι αρκετά απλοϊκό σε σύγκριση με τα πιο εξελιγμένα μοντέλα που αναπτύχθηκαν αργότερα, το δύο στοιχείων Windkessel μοντέλο παρέχει έναν απλό τρόπο αντιπροσώπευσης της κατανομής της πίεσης στην αορτή, και καλύπτει με αρκετά μεγάλη αντιπροσωπευτικότητα το πρόβλημα.

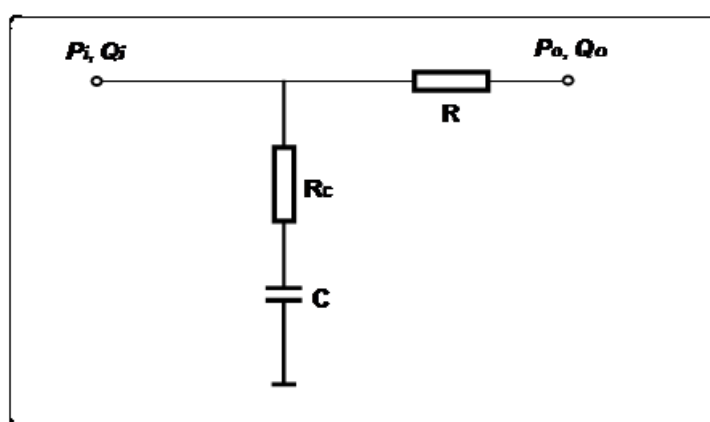
Επεκτείνοντας το μοντέλο Windkessel για την προσομοίωση των αρτηριακών χαρακτηριστικών, ο Landes [19] εισήγαγε ένα επιπλέον στοιχείο αντίστασης R_c , που συνδέεται σε σειρά με το RC Windkessel όπως φαίνεται στην **Εικόνα 12**. Αυτό το μοντέλο έχει μελετηθεί εκτενώς από τον Westerhof και τους συνεργάτες του [16], και μερικές φορές ονομάζεται το μοντέλο Westkessel, ή RCR μοντέλο. Η δεύτερη αντίσταση R_c αντιπροσωπεύει την χαρακτηριστική αντίσταση των μεγάλων αρτηριών και της αορτής. Η συνολική αντίσταση $R_c + R$ είναι η ολική συστημική αγγειακή αντίσταση στο προηγούμενο μοντέλο RC, και η χωρητικότητα C αντιπροσωπεύει την ενδοτικότητα του αρτηριακού δικτύου [16]. Παρά την απλότητα της, η εισαγωγή του R_c βελτιώνει την απόδοση του μοντέλου σε υψηλή συχνότητα.



Εικόνα 12: RCR Westkessel

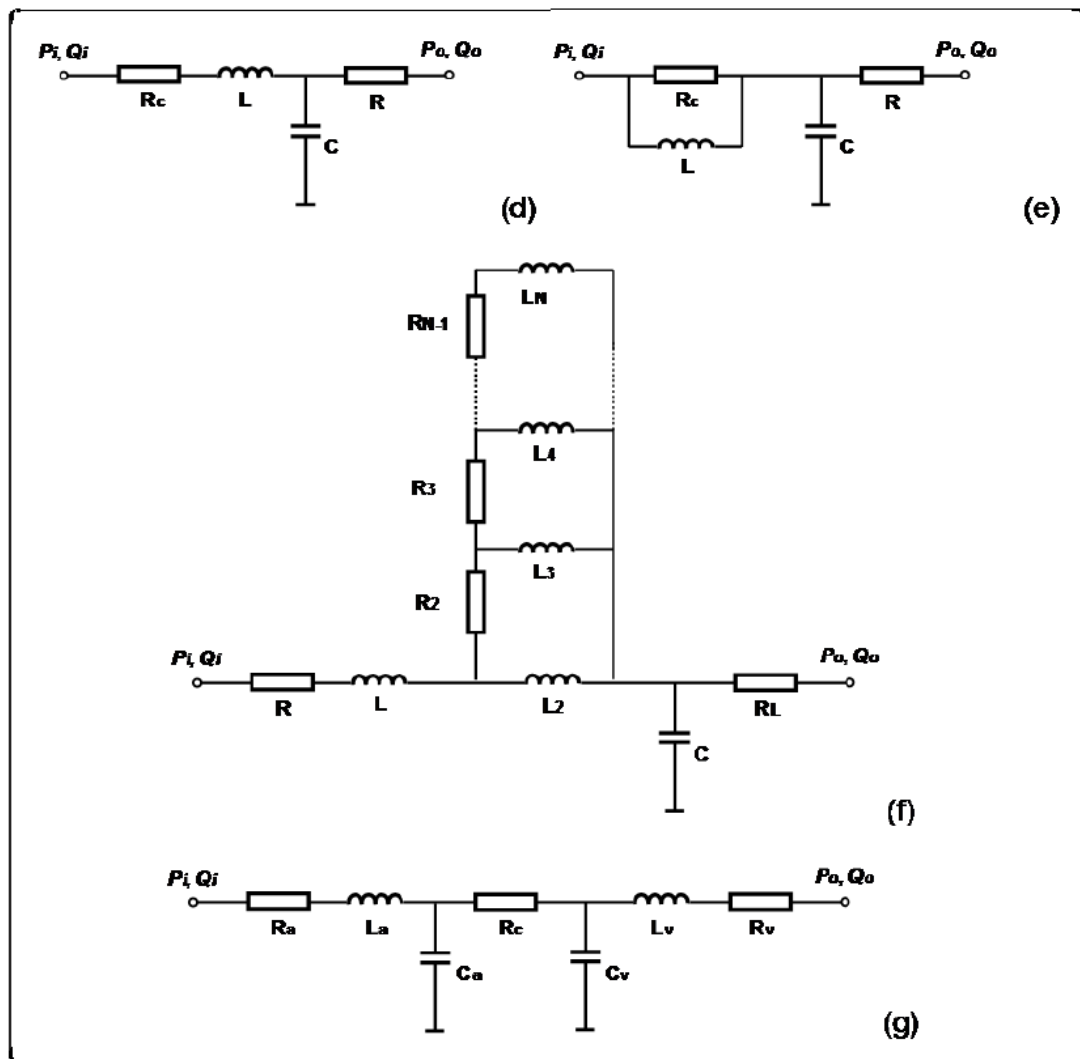
Μελέτες έχουν δείξει ότι το μοντέλο RCR παρέχει, υποκειμενικά, μια καλύτερη αναπαράσταση του αγγειακού συστήματος, ίδιος στο πλαίσιο της πρόβλεψης της συστολικής και διαστολικής αορτικής πίεσης [20]. Είναι ευρέως χρησιμοποιημένη καρδιαγγειακή προσομοίωση για την αξιολόγηση της καρδιαγγειακής λειτουργίας υπό διάφορες φυσιολογικές και παθολογικές καταστάσεις. Ωστόσο, υπάρχουν και κάποιες μελέτες όπου αναφέρουν ότι το μοντέλο RCR υποεκτιμά σημαντικά την μέγιστη αορτική ροή, ελαφρώς υποτιμά την μέση αρτηριακή πίεση, και δεν παρέχει ρεαλιστική τιμή της αορτικής πίεσης και των κυματομορφών ροής, όταν συγκρίνεται με ένα υψηλότερης διάστασης μοντέλο (1D ή περισσότερο) για την αντίσταση της αορτής υπό την ίδια προσομοίωση δράσης της καρδιάς[14].

Εν συνεχεία, παράλληλα με το μοντέλο Westkessel RCR, οι Burattini και Natalucci [4] ανέπτυξαν μια διαφορετική διαμόρφωση των τριών στοιχείου RCR για να περιγράψουν τα χαρακτηριστικά του αρτηριακού συστήματος, στην οποία η μικρή αντίσταση R_c τοποθετήθηκε σε σειρά με τον πυκνωτή C αντί σε σειρά με τον συνδυασμό RC , όπως φαίνεται στην **Εικόνα 13**. Σε αυτή τη διαμόρφωση η μικρή αντίσταση R_c είναι σε συνδυασμό με τον πυκνωτή C και περιγράφει την ιξωδοελαστική ιδιότητα του τοιχώματος του αγγείου, σε αντίθεση με τη χρήση του για να περιγράψει την ανάκλαση των κυμάτων στην Westerhof για RCR μοντέλο. Τα δύο μοντέλα RCR είναι με κατάλληλη ρύθμιση ισοδύναμα σε κάποιο βαθμό. Ωστόσο, παραμένει ένα πρόβλημα εάν η ιξωδοελαστική ιδιότητα του δοχείου έχει ισχυρότερη επίδραση στα αρτηριακά χαρακτηριστικά σε σχέση με την ανάκλαση του κύματος.



Εικόνα 13: RCR Burattini και Natalucci μοντέλο

Τέλος άλλες μοντελοποιήσεις όπως του Landes επέκτειναν περαιτέρω το μοντέλο RCR με την ενσωμάτωση της αδρανειακής επίδρασης της ροής του αίματος, σχηματίζοντας ένα μοντέλο RLCR. Η ένταξη του αδρανειακού όρου L συμβάλλει στην περαιτέρω βελτίωση της ακρίβειας στη μοντελοποίηση της αντίστασης των αγγείων στην περιοχή της μέσης συχνότητας. Η αναγκαιότητα για πιο πολύπλοκα μοντέλα περισσότερων στοιχείων υπάρχει σε περιπτώσεις όπου σημαντικές συνιστώσες όπως π.χ. ο παλμός στη φλεβική πίεση και ροή στις φλέβες δεν πρέπει να αμεληθούν. Έτσι μπορούν να παραχωθούν και πιο σύνθετα μοντέλα 5, 6 και 7 στοιχείων (RCRCR, RCRCLR και RLCRCLR μοντέλα). Τέτοια παραδείγματα πολύπλοκων μοντέλων απεικονίζονται στην **Εικόνα 14**.



Εικόνα 14: (d) RLCR1 μοντέλο, (e) RLCR1 μοντέλο, (f) RLCR2 μοντέλο; (g) RLCRCLR μοντέλο

Μοντέλο πολλαπλών-διαμερισμάτων (multi-compartment)

Στα μοντέλα ενός διαμερίσματος όπως αναφέρεται παραπάνω, η όλη συστημική αγγείωση αντιμετωπίζονται ως ενιαίο σύνολο, και έτσι η εσωτερική κατανομή της πίεσης και της ταχύτητας ροής σε διάφορα τμήματα του δικτύου των αγγείων δεν υπολογίζεται. Επίσης η μοντελοποίηση της καρδιάς ως οριακές συνθήκες πίεσης και παροχής της ροής είναι εξίσου ελλιπής. Έτσι μοντέλα πολλαπλών-διαμερισμάτων έχουν αναπτυχθεί για να αντιμετωπιστούν αυτές τις ανεπάρκειες και ελλείψεις.

Σε αυτά τα μοντέλα, η συστημική αγγείωση μπορεί να χωρίζεται σε έναν αριθμό τμημάτων και κάθε τμήμα ή διαμέρισμα, περιγράφεται από τη δική του αντίσταση R , την ενδοτικότητα C και την αδράνεια L , ανάλογα με τα τοπικά

χαρακτηριστικά του αγγείου. Τα τμήματα αυτά συνδέονται για να σχηματίσουν το πλήρες μοντέλο του συνόλου του δικτύου των αγγείων.

Ανάλογα με τους ειδικούς στόχους της κάθε συγκεκριμένης μελέτης, καθώς και την απαιτούμενη ακρίβεια της μοντελοποίησης, το συστημικό αγγειακό σύστημα μπορεί να χωριστεί κατάλληλα για να παρέχει λεπτομέρειες στην εκάστοτε περιοχή, ενώ άλλα τμήματα μπορεί εύλογα να εξεταστούν από κοινού, χρησιμοποιώντας λιγότερη λεπτομέρεια. Αυτή η ευέλικτη και απλή περιγραφή της συστημικής αγγείωσης είναι ένα ισχυρό εργαλείο για την καρδιαγγειακή προσομοίωση.

Έτσι για την κατασκευή μοντέλων πολλαπλών-διαμερίσματος πρέπει πρώτα να δημιουργηθούν κατάλληλα μοντέλα RLC για το εκάστοτε τμήμα που αναπαρίσταται, για την ανάπτυξη ολόκληρου του μοντέλου του δικτύου. Για αυτό το σκοπό μπορεί να υποστηριχθεί ότι οι περιγραφές ενός-διαμερίσματος όπως τα RC, RCR και RLCR μοντέλα που είδαμε στην προηγούμενη ενότητα μπορούν να χρησιμοποιηθούν άμεσα, και μάλιστα πολλοί ερευνητές έχουν υιοθετήσει αυτές τις περιγραφές [21] [22].

3.2.2 Μοντέλα οργάνων και λοιπών μερών του καρδιαγγειακού συστήματος

Όπως αναφέρθηκε και στην εξελικτική πορεία των μοντέλων, αυτά αποτελούσαν μοντέλα του αρτηριακού δικτύου, ωστόσο για μεγαλύτερη αντικειμενικότητα γεννήθηκε η ανάγκη για μοντελοποίηση των υπολοίπων οργάνων και μερών όπως η καρδιά και οι βαλβίδες της.

3.2.2.1 Μοντέλο της Καρδιάς και των βαλβίδων της

Υπήρξαν πολυάριθμες μελέτες σχετικά με τον ποιοτικό χαρακτηρισμό της καρδιάς ως αντλία. Πολλοί ερευνητές συζήτησαν τα χαρακτηριστικά της αριστερής κοιλίας, ώστε να διερευνηθεί κατά πόσο ήταν καλύτερα να περιγράφεται ως πηγή πίεσης ή ως πηγή ροής. Φυσικά στην πραγματικότητα είναι και τα δύο. Τα μοντέλα της καρδιάς, επί τω πλείστον, αντιμετωπίζουν τα μέρη της καρδιάς σε απομόνωση.

Σε αυτά τα μοντέλα εισάγεται η έννοια της “ελαστότητας” όπου η πίεση της αριστερής κοιλίας παρουσιάζεται ως συνάρτηση της κοιλιακής ελαστότητας δηλαδή της αλλαγής του όγκου κοιλίας από την κατάσταση χωρίς πίεση [23].

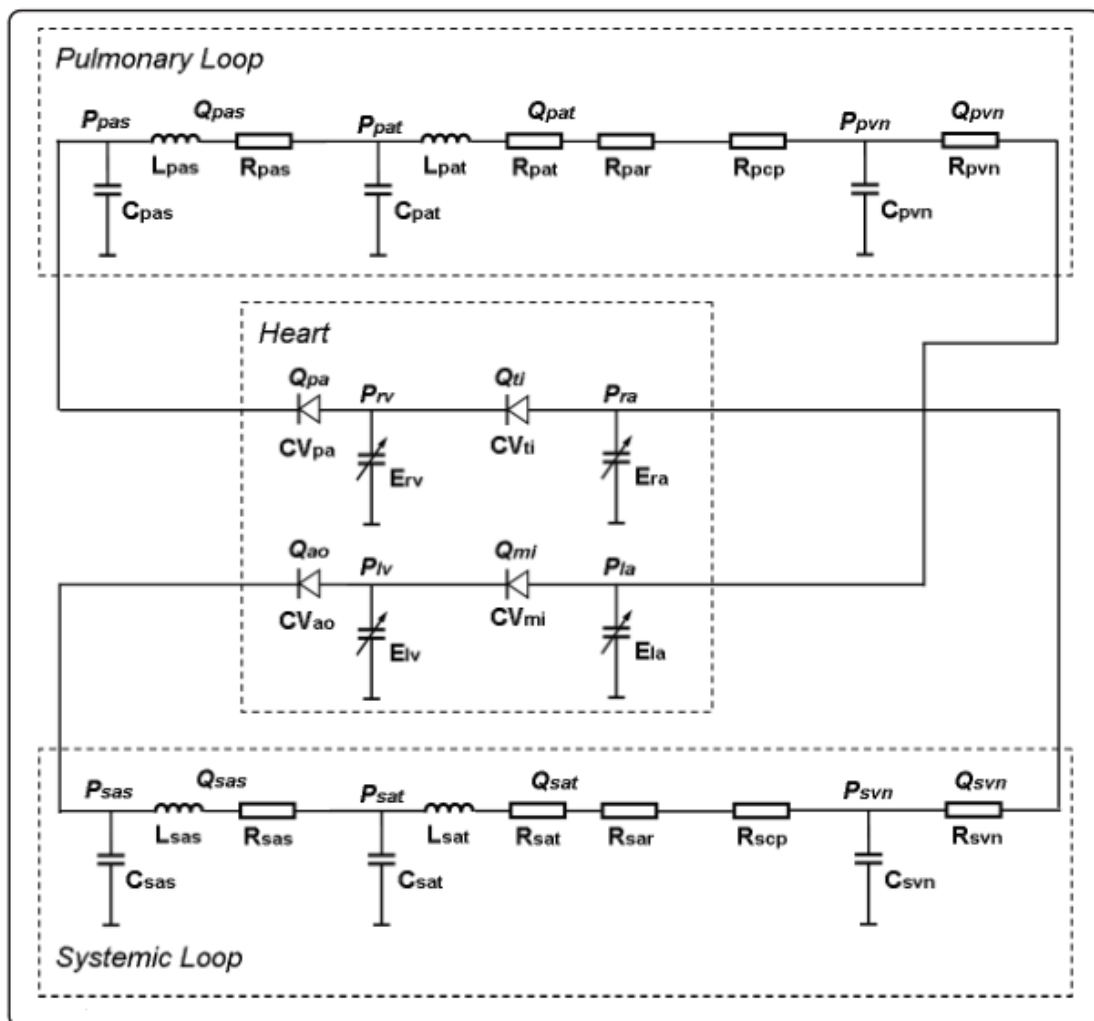
Έτσι, χρησιμοποιώντας αυτήν την έννοια δημιουργείται μια νέα παράμετρος προς μελέτη σε σχέση με τα προγενέστερα μοντέλα, όπου συμβολίζεται στην **Εικόνα 15**.

Βαλβίδες της καρδιάς

Τα απλούστερα μοντέλα καρδιακής βαλβίδας που χρησιμοποιείται στην 0D μελέτες καρδιαγγειακών δυναμική, χαρακτήρισε τη βαλβίδα ως μια δίοδο συν μια γραμμική ή μη γραμμική αντίσταση. Η βαλβίδα έχει μικρή αντίσταση στη ροή όταν είναι πλήρως ανοιχτή, ενώ η ροή πλήρως διακόπτεται όταν η βαλβίδα είναι κλειστή. Αυτή η εξιδανικευμένη περιγραφή αγνοεί τις πιο πολύπλοκες δυναμικές λειτουργίες της βαλβίδας, αλλά μπορεί να θεωρηθεί επαρκής για τις περισσότερες μελέτες [23].

Η παράμετρος της βαλβίδας απεικονίζεται στην **Εικόνα 15**.

Θεωρητικά οι παράμετροι στα 0D μοντέλα μπορούν να δημιουργηθούν από την ανάλυση της πίεσης και της ροής σε επιλεγμένες θέσεις του κυκλοφορικού συστήματος, χωρίς ωστόσο να μπορούν να εξαλειφθούν αρκετά προβλήματα που κάνουν την ρύθμιση των παραμέτρων δύσκολο έργο. Μια γενική αναπαράσταση του κυκλοφορικού συστήματος με ηλεκτρικά ανάλογα απεικονίζεται στην **Εικόνα 15**.



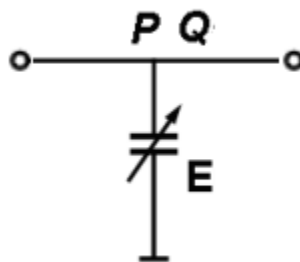
Εικόνα 15: Γενική αναπαράσταση του κυκλοφορικού συστήματος με ηλεκτρικά ανάλογα

3.3 Δυνατά (0D) μοντέλα του Υπάρχοντος Συστήματος

Όπως θα δούμε παρακάτω, για τις δυνατότητες που μας παρέχει το σύστημά μας, ανεξάρτητα από πιθανές επεκτάσεις, μπορούμε να δημιουργήσουμε και να χρησιμοποιήσουμε συγκεκριμένα μοντέλα.

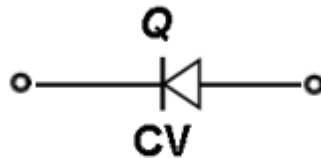
Το σύστημα και τα μέρη του σχεδιάστηκαν και κατασκευάστηκαν ώστε να παρέχουν :

- a. Στοιχείο πηγής πίεσης και παροχής, όπου είναι ένας αντλητικός μηχανισμός ο οποίος προσομοιώνει την λειτουργία του αριστερής κοιλίας της καρδιάς. Το ηλεκτρικό ανάλογο απεικονίζεται στην **Εικόνα 16**.



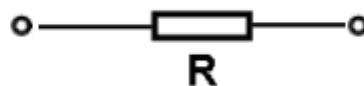
Εικόνα 16: Αριστερή κοιλία

- b. Στοιχείο βαλβίδας, όπου είναι βάνες αντεπιστροφής (check valves) **Εικόνα 17**.



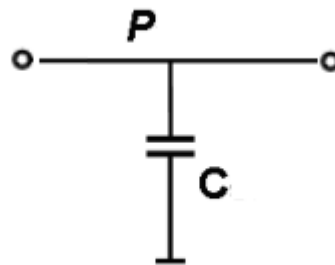
Εικόνα 17: Βαλβίδα της καρδιάς

- c. Στοιχείο αντίστασης, όπου είναι βάνες πύλης (gate valves) **Εικόνα 18**.



Εικόνα 18: Αντίσταση του κυκλοφορικού

- d. Στοιχείο ενδοτικότητας, όπου είναι κλειστό δοχείο με αέρα κατά τα πρότυπα Windkessel **Εικόνα 19**.



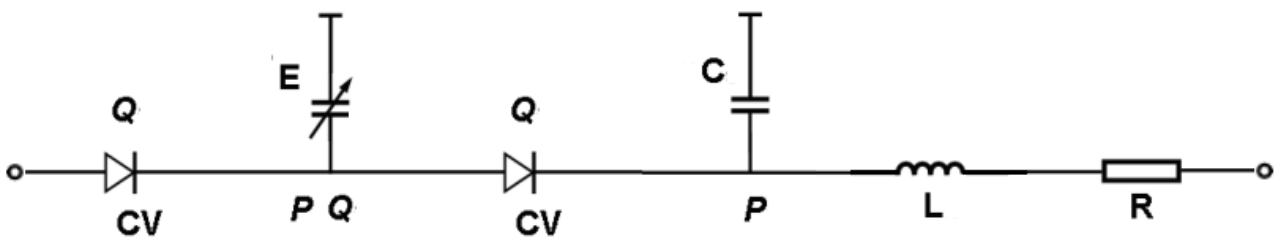
Εικόνα 19: Ενδοτικότητα των αγγείων

- e. Στοιχείο αδράνειας, όπου είναι η αδράνεια του ρευστού στο σύστημα **Εικόνα 20**.



Εικόνα 20: Αδράνεια του αίματος στο κυκλοφορικό

Ένα δυνατό κύκλωμα απεικόνισης του καρδιαρτηριακού συστήματος με τα μέσα του συστήματος μας σε διάταξη απεικονίζεται στην **Εικόνα 21**.



Εικόνα 21: Μοντέλο καρδιαρτηριακού συστήματος

Η τοποθέτηση στο παραπάνω μοντέλο του στοιχείου αδράνειας L , του στοιχείου αντίστασης R και του στοιχείου ενδοτικότητας C μπορούν να μετατοπιστούν ανάλογα με την μελέτη, καθώς και η αφαίρεση και αναδιάταξη κάποιων στοιχείων όπως οι βαλβίδες CV με σκοπό την μοντελοποίηση διαφορετικών κυκλοφορικών συστημάτων.

4

Προδιαγραφές και Σχεδίαση του Συστήματος

Για την σχεδίαση και εκτέλεση του συστήματος λαμβάνονται υπόψιν

- Οι ιδιότητες και τα ρευστομηχανικά μεγέθη του ανθρωπίνου κυκλοφορικού
- Η δομή και τα χαρακτηριστικά μεγέθη των ανθρωπίνων συμβαλλόμενων μερών
- Προγενέστερες διατριβές θεωρητικού και πειραματικού σχεδιασμού του καρδιαγγειακού συστήματος

Για λόγους που θα αναπτυχθούν παρακάτω, το σύστημα διέπεται από τις δικιές του αρχές και χαρακτηριστικά, και συγκεκριμένες καταστάσεις και μεγέθη που το χαρακτηρίζουν όπως : το ύψος στάθμης νερού στο δοχείο παροχής, σταθερό ή μη-σταθερό, τη σταθερή διάμετρος σωλήνωσης και το ύψος δοχείο ενδοτικότητας ίσο με το ύψος της μέγιστης δυνατής στάθμης νερού του πρώτου δοχείου συγκέντρωσης.

Τα μέσα αυτά προσέγγισης του προβλήματος προσδοκούν στο να προδώσουν στο σύστημα λειτουργικότητα αντικειμενικότητα και αξιόπιστα αποτελέσματα , για αξιοποίηση σε μεταγενέστερες μελέτες.

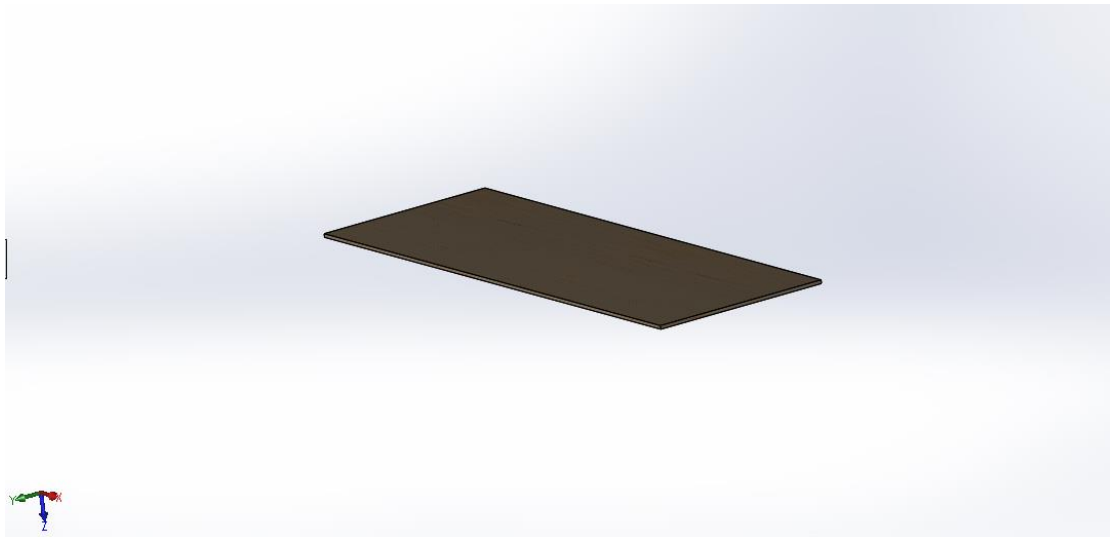
Η σχεδίαση και προσομοίωση του συστήματος έγινε με το σχεδιαστικό πρόγραμμα Solidworks.

4.1 Γενική Αρχιτεκτονική και μέρη του Συστήματος

Το σύστημα αποτελεί την προσομοίωση κυκλοφορικού συστήματος ανάλογα με την διάταξη και τον τρόπο λειτουργίας του.

Τα μηχανικά μέρη που απαρτίζουν το σύστημα αποτελούν μια προσομοίωση για μια σειρά από ιδιότητες και όργανα του εκάστοτε κυκλοφορικού που θέλουμε να αναπαρασταθεί. Αυτά τα μέρη τα οποία κατασκευάστηκαν στο μηχανουργείο έγιναν επί τω πλείστον από κατεργασία αλουμινίου, εκτός από μερικές εξαιρέσεις, λόγω της ιδιαιτερότητας αυτού του μετάλλου ως προς τα χαρακτηριστικά και την ευκολία κατεργασίας του.

Το σύστημα δομείται πάνω σε μια ξύλινη βάση - πλατφόρμα, για λειτουργικούς λόγους ευκολίας δόμησης και συναρμολόγησης, διατάσεων 1650 X 500 X 10 mm. Η κεντρική βάση - πλατφόρμα απεικονίζεται στην **Εικόνα 22**.

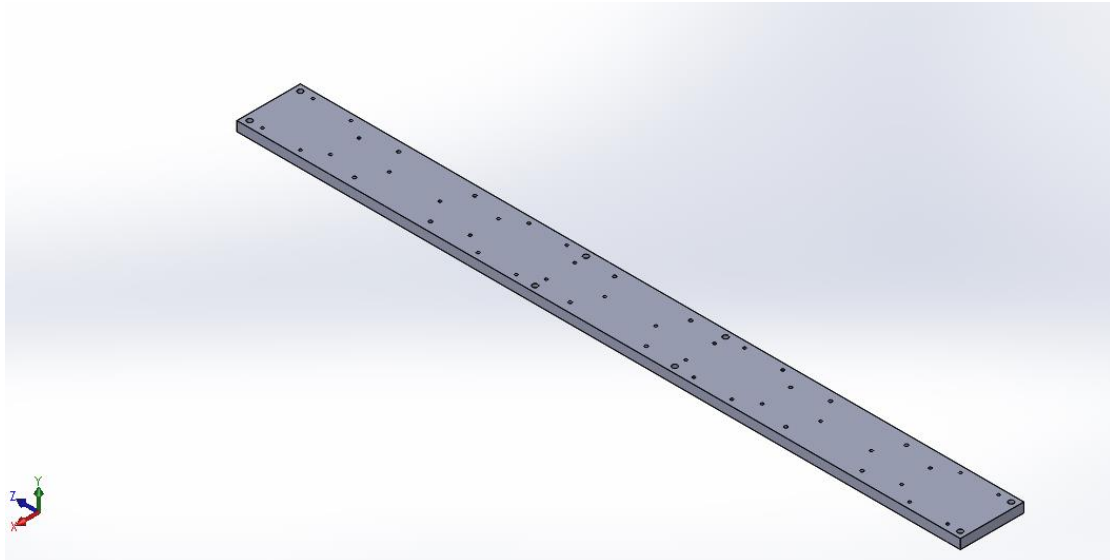


Εικόνα 22: Ξύλινη βάση δόμησης του συστήματος

Εν συνεχεία, εισάγεται μια πλατφόρμα - βάση στήριξης των μηχανικών μερών, εκτός των δοχείων, με κατάλληλες τρύπες - θέσεις για την εύκολη ανακατάταξη των μηχανικών μερών στις εκάστοτε θεμιτές θέσεις.

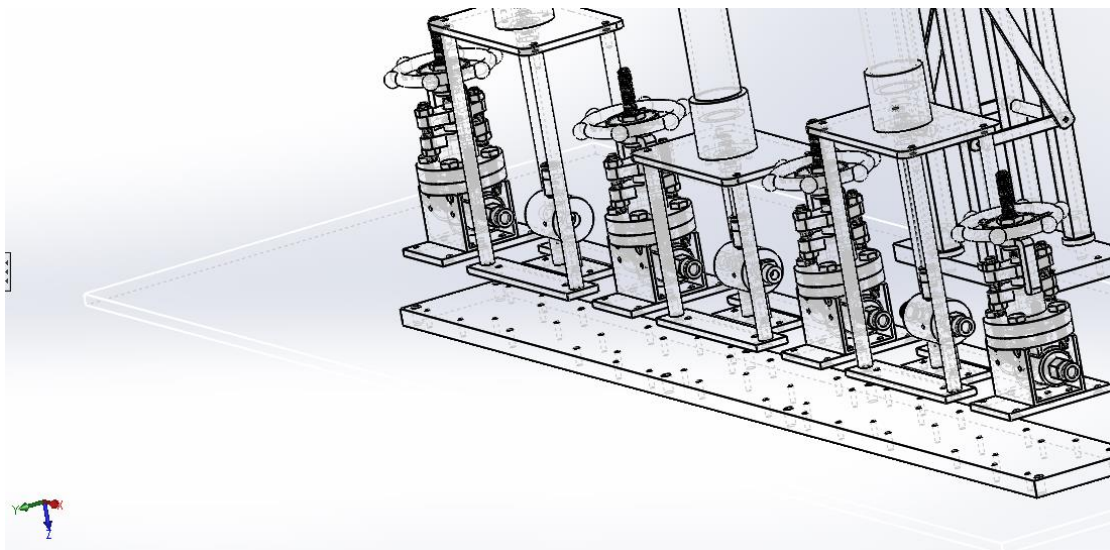
Η βάση στήριξης είναι από αλουμίνιο και έχει διατάσεις 1140 X 100 X 7,5 mm.

Η βάση στήριξης – πλατφόρμα απεικονίζεται στην **Εικόνα 23**.



Εικόνα 23: Βάση στήριξης – πλατφόρμα διάταξης του μηχανισμού

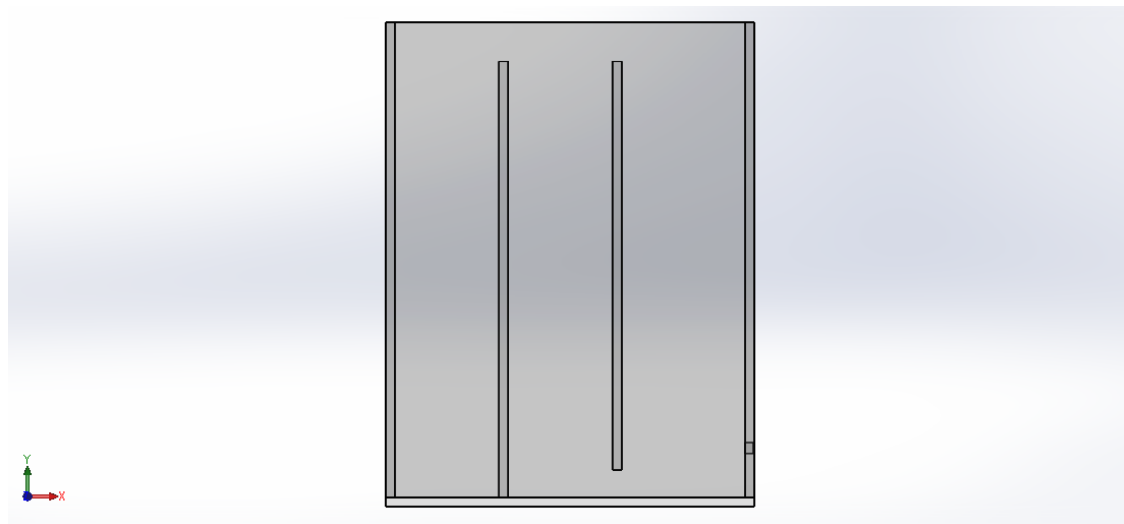
Όπως φαίνεται παρακάτω η βάση στήριξης σχεδιάστηκε ώστε οι τρύπες – υποδοχές της να δέχονται ακριβώς σε συγκεκριμένες θέσεις όλα τα μηχανικά μέρη του συστήματος, με μεγάλη ευχέρεια αναδιάταξης και σταθερότητα συναρμολόγησης **Εικόνα 24**.



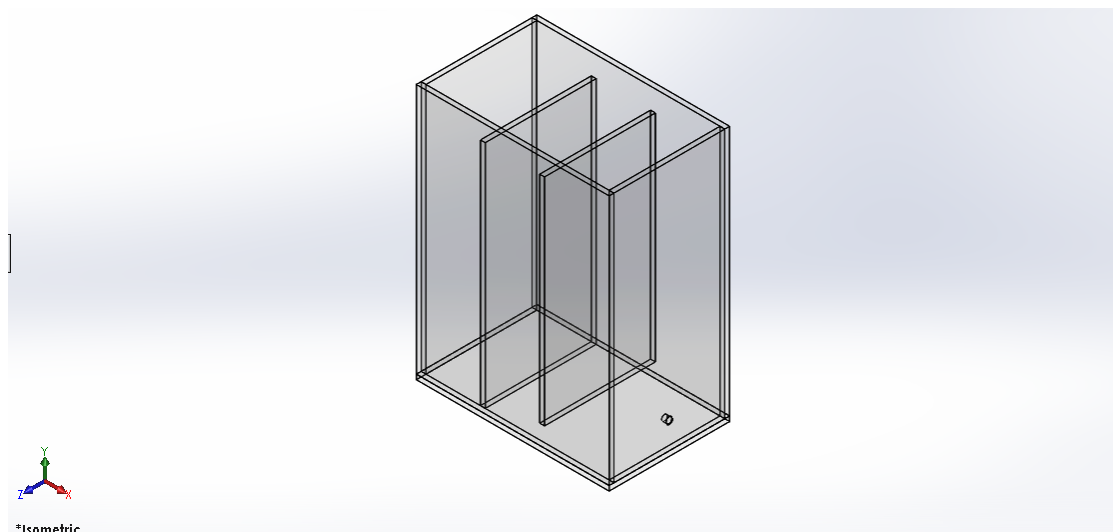
Εικόνα 24: Δυνατότητες και πιθανές θέσεις διάταξης

Πιο συγκεκριμένα το σύστημα αποτελείται από :

- i. Ένα δοχείο συγκέντρωσης νεύρου από το οποίο αντλείται νερό ως συνεργαζόμενο μέσο, και χρησιμοποιείται για μόνιμη δεξαμενή παροχής στο σύστημα. Το πρώτο δοχείο απεικονίζεται σε δυο εικόνες από δυο διαφορετικές οπτικές γωνίες.



Εικόνα 25: Δοχείο 1 σε πρόοψη

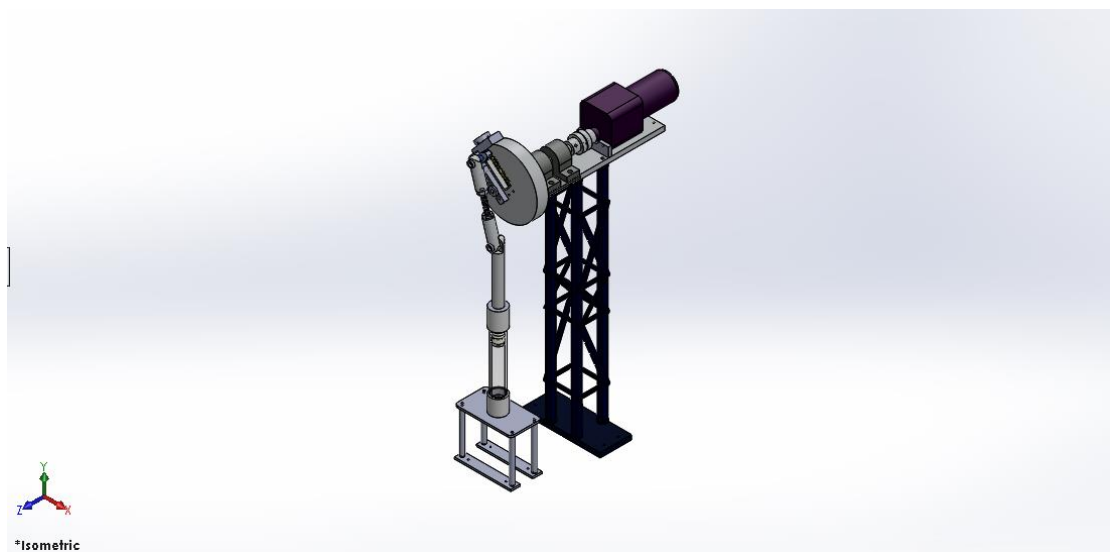


Εικόνα 26: Δοχείο 1 σε ισομετρική όψη

- ii. Ένα παλμικό μηχανισμό, αντλία πιστονιού (piston pump), που αποτελείται από ένα κινητήρα με αντίστοιχη βάση στήριξης σε σύνδεση με έναν στρόφαλο σχεδιασμένο να παρέχει ικανότητα μεταβολής του μήκους διαδρομής της ταλάντωσης που δημιουργείται μέσω της περιστροφής του. Στην συνέχεια η ισχύς του κινητήρα μεταφέρεται σε διωστήρες και ένα πιστόνι. Αυτός ο μηχανισμός - αντλία αποτελεί την πηγή ισχύος στο σύστημα μας, άρα και την μεταβολή της κατάστασης του ρευστού. Απεικονίζεται παρακάτω σε δυο εικόνες από δυο οπτικές γωνίες.

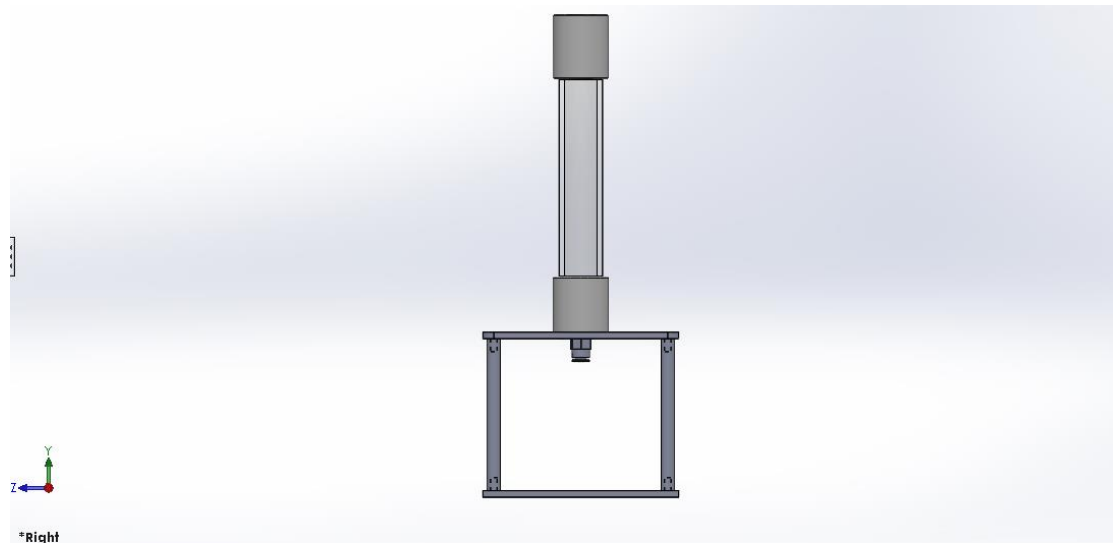


Εικόνα 27: Αντλητικός μηχανισμός σε πρόοψη

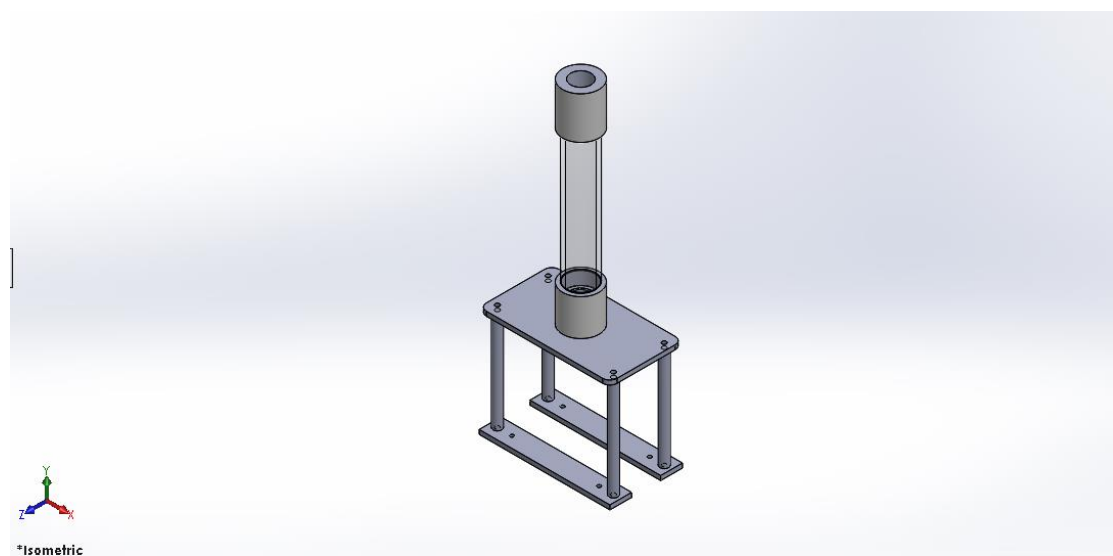


Εικόνα 28: Αντλητικός μηχανισμός σε ισομετρική όψη

- iii. Ένα κυλινδρικό δοχείο πιστονιού ή αλλιώς χιτώνιο με αντίστοιχη βάση στήριξης μέσα στο οποίο εκτελείται η ταλάντωση του εμβόλου και η μεταφορά του ρευστού. Απεικονίζεται σε δυο εικόνες από δυο οπτικές γωνίες.

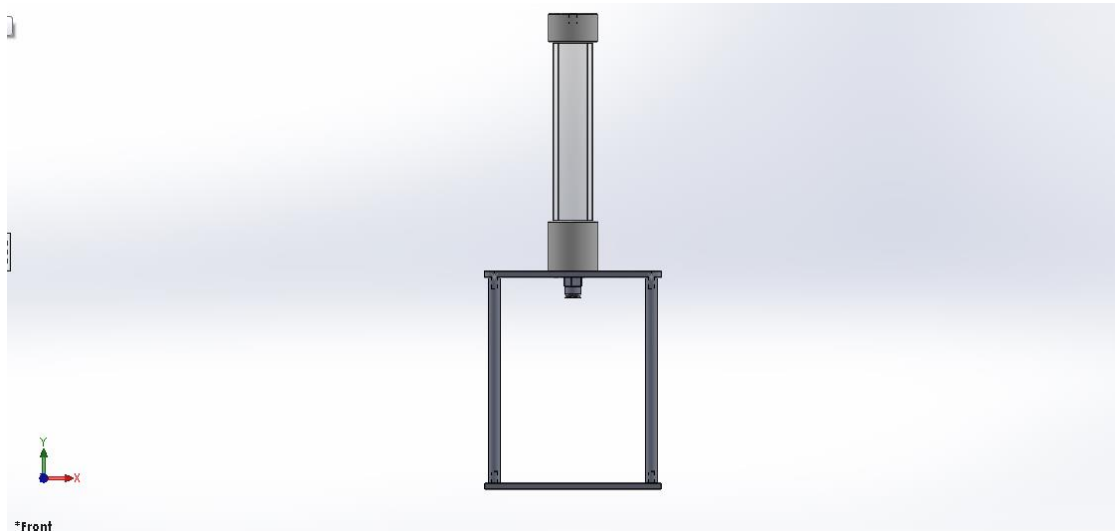


Εικόνα 29: Δοχείο εμβολισμού σε πρόοψη

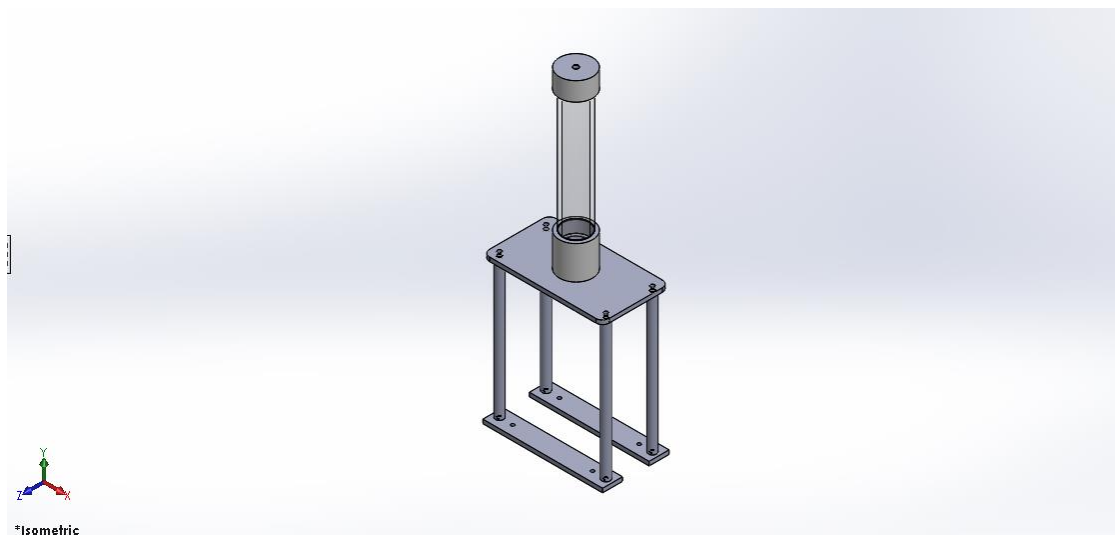


Εικόνα 30: Δοχείο εμβολισμού σε ισομετρική όψη

- iv. Ένα κυλινδρικό δοχείο ενδοτικότητας κατά τα πρότυπα Windkessel με αντίστοιχη βάση στήριξης. Το δοχείο αυτό ανάλογα με την ποσότητα αέρα που περιέχει αντιπροσωπεύει διαφορετικές τιμές ενδοτικότητας του αρτηριακού συστήματος. Απεικονίζεται σε δυο εικόνες από δυο οπτικές γωνίες.

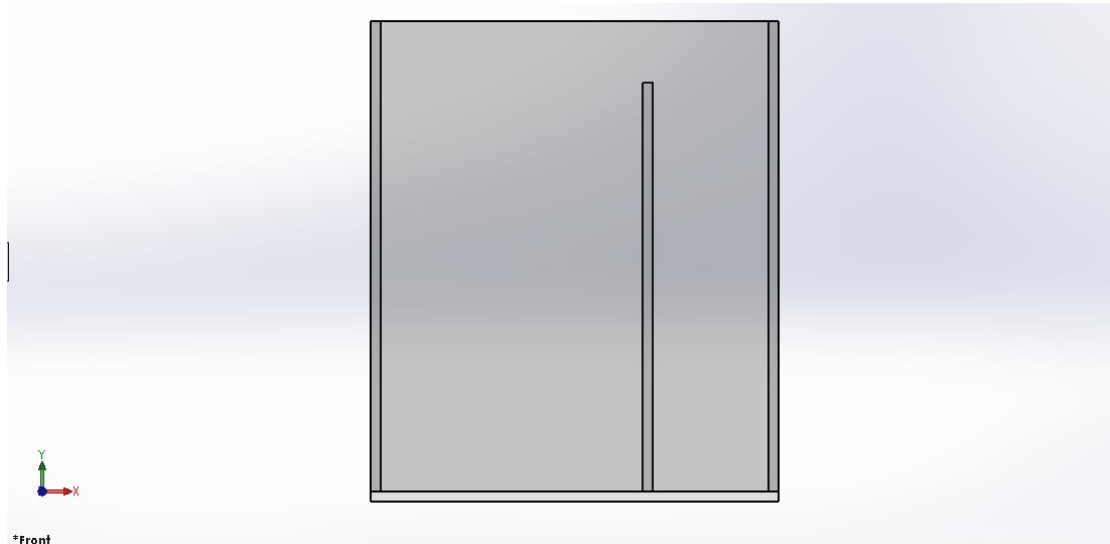


Εικόνα 31: Δοχείο ενδοτικότητας σε πρόοψη

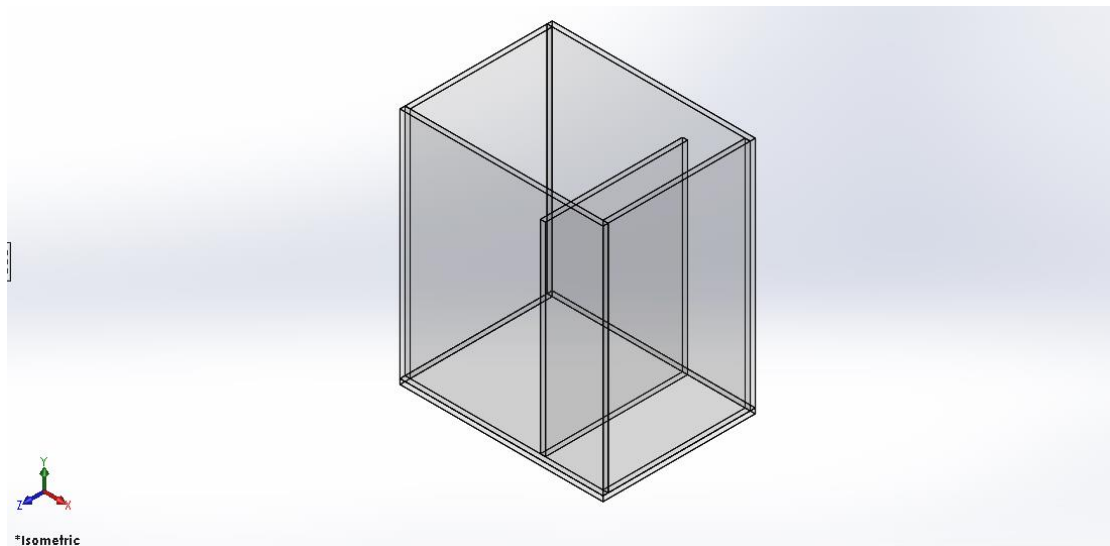


Εικόνα 32: Δοχείο ενδοτικότητας σε ισομετρική όψη

- v. Ένα δοχείο συγκέντρωσης νεύρου στο οποίο καταθλίβεται, δηλαδή, καταλήγει το νερό ως συνεργαζόμενο μέσο. Σε αυτό το νερό ζυγίζεται μέσω μιας ζυγαριάς ακριβείας ώστε να μετράται η εκάστοτε παροχή του ρευστού και ο χρόνος και τα στάδια μετάδοσης. Απεικονίζεται σε δυο εικόνες από δυο οπτικές γωνίες.



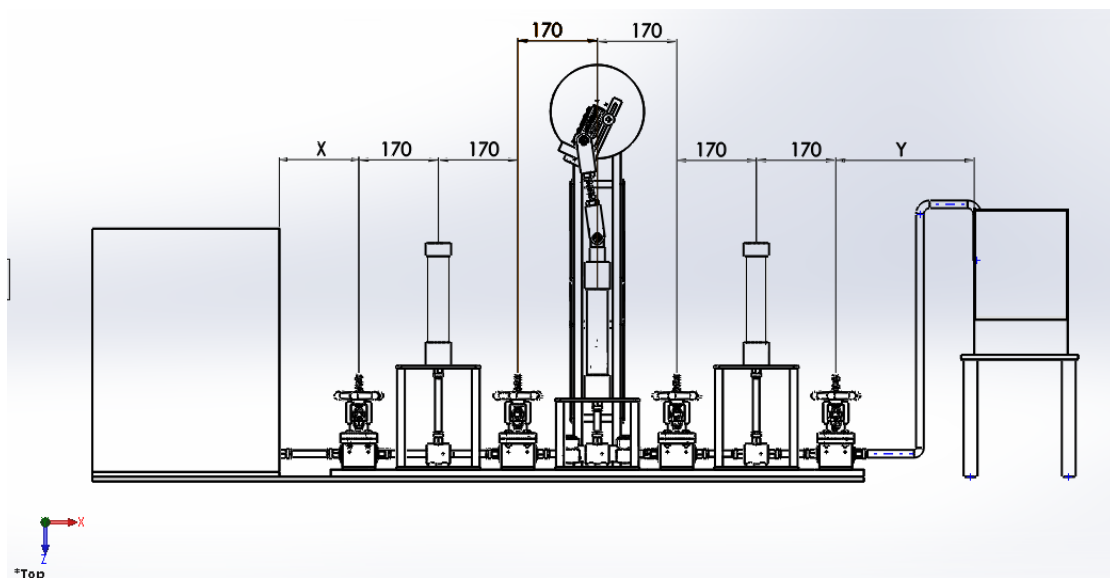
Εικόνα 33: Δοχείο 2 σε πρόοψη



Εικόνα 34: Δοχείο 2 σε ισομετρική όψη

- vi. Άκαμπτες σωληνώσεις επικοινωνίας και μεταφοράς του νεύρου ως συνεργαζόμενο μέσο σε κατάλληλη διάταξη, διαφανείς ώστε να γίνεται αντιληπτή η τυχόν ύπαρξη αέρα στο σύστημα.
- vii. Τέσσερις βάνες πύλης (gate valves) και δυο βάνες αντεπιστροφής (check valves) με προβλεπόμενες θέσεις για βάνες πύλης (gate valves) και βάνες αντεπιστροφής (check valves)
- viii. Τρία Ταυφ T-σύνδεσης σωληνώσεων
- ix. Εξαρτήματα σύνδεσης σωληνώσεων όπως μαστοί, εξαρτήματα μεταφοράς ισχύος όπως ρουλεμάν και κουζινέτα, στοιχεία πάκτωσης της εγκατάστασης του συστήματος για την σταθεροποίηση του καθώς και πρόβλεψη θέσεων για μανόμετρο

Σε μια γενική απεικόνιση του συστήματος μπορούμε να πούμε ότι το σύστημα μας χαρακτηρίζεται από συμμετρία με κέντρο συμμετρίας την αντλία πιστονιού και το δοχείο εμβολισμού. Ακόμα, οι υποδιαίρέσεις των αποστάσεων των θέσεων των λοιπών λειτουργικών μερών είναι άκρως συμμετρικές πράγμα που συμβάλει στην ακριβέστερη και ασφαλέστερη μελέτη του συστήματος. Το σύστημα και η συμμετρία του απεικονίζονται στην **Εικόνα 35**.



Εικόνα 35: Η συμμετρία του συστήματος

4.2 Αναλυτική περιγραφή του σχεδιασμού και της κατασκευής των μηχανικών μερών

Για να λειτουργήσει το σύστημά μας αντιπροσωπευτικά ως προς τα βιολογικά μεγέθη και τις λειτουργίες πρέπει να γίνει συστηματική μελέτη και ανάλυση του εκάστοτε μηχανικού μέρους του συστήματος. Εκτός από την αντιπροσωπευτικότητα σημασία δίνεται και στην λειτουργικότητα του ίδιου του συστήματος ως ολοκληρωμένο συνεχές μηχανικό σύστημα.

4.2.1 Πρώτο δοχείο συγκέντρωσης νεύρου

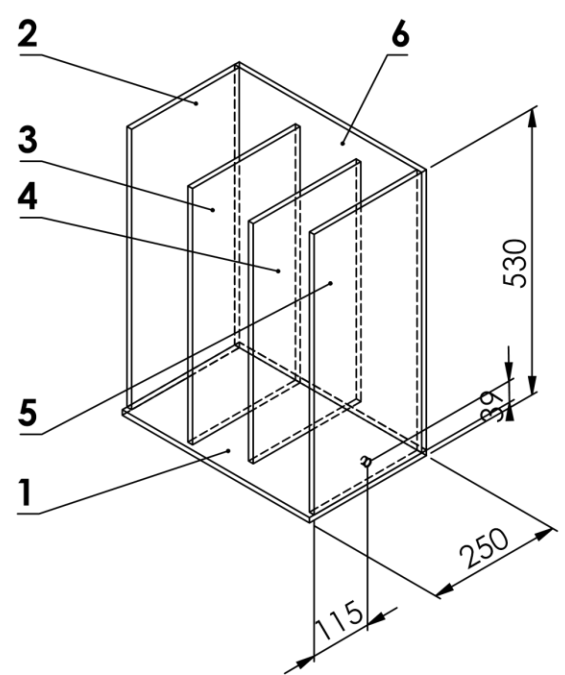
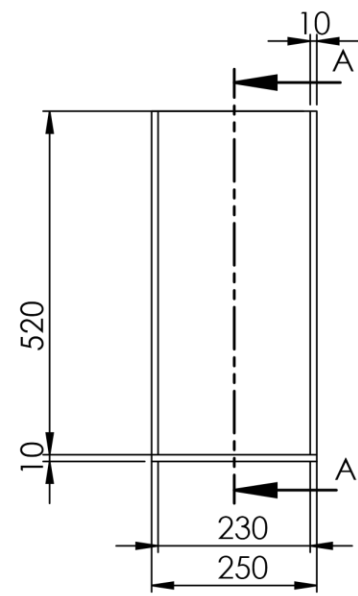
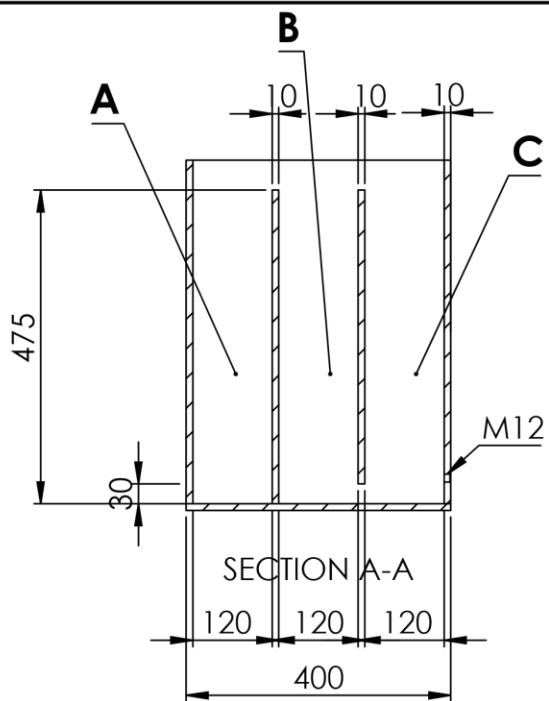
Το πρώτο δοχείο συγκέντρωσης νερού αποτελεί την δεξαμενή εκείνη όπου προσδίδει επάρκεια νερού στο σύστημα για την συνεχή λειτουργία του.

Το δοχείο είναι συναρμολόγημα επτά μερών κατάλληλης διάταξης και διαστάσεων.

Από τα μέρη του το δοχείο χωρίζεται σε τρεις χώρους **A**, **B**, **C**, ίσης χωρητικότητας. Οι διαστάσεις του καθορίζονται ως εξής :

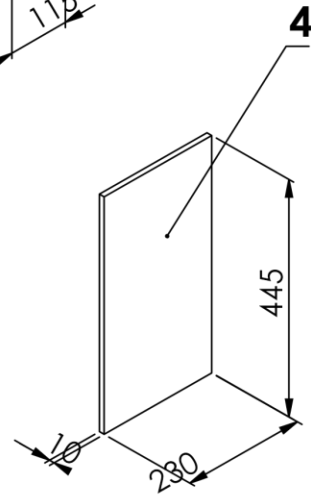
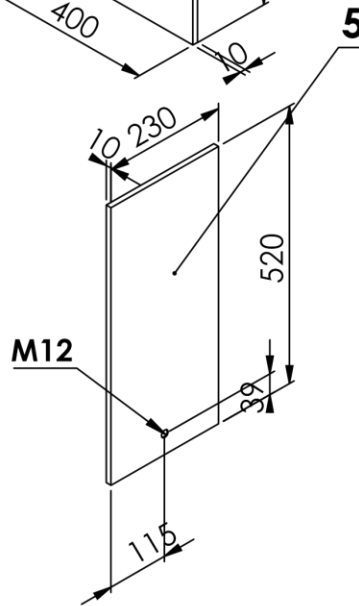
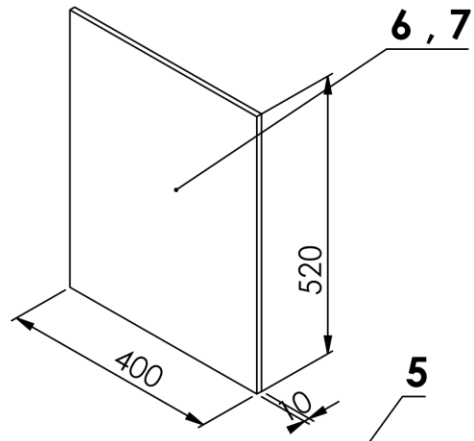
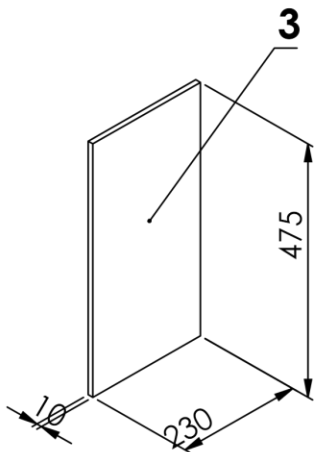
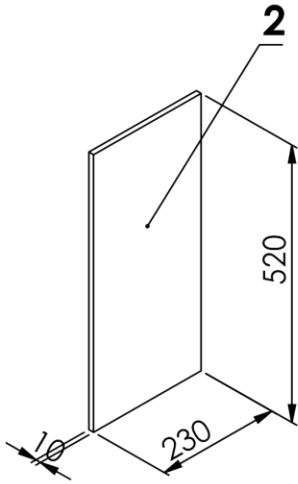
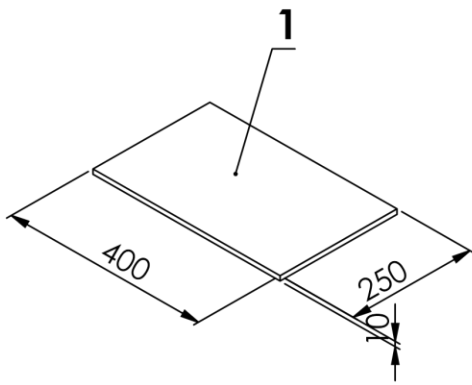
- Ολικό δοχείο εξωτερικές διαστάσεις : 400 X 250 X 530 mm³
- Ολικό δοχείο εσωτερικές διαστάσεις : 360 X 230 X 520 mm³
- **A** χώρος εσωτερικές διαστάσεις : 120 X 230 X 475 mm³
- **B** χώρος εσωτερικές διαστάσεις : 120 X 230 X 475 mm³
- **C** χώρος εσωτερικές διαστάσεις : 120 X 230 X 475 mm³

Το δοχείο είναι κατασκευασμένο από Plexiglas, τα μέρη που το απαρτίζουν και οι διαστάσεις τους απεικονίζονται στο **Σχέδιο 1** και **Σχέδιο 2**.



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
NAME		SIGNATURE		DATE		TITLE:			
DRAWN									
CHK'D									
APPV'D									
MFG									
Q.A				MATERIAL:		DWG NO.		Assem Δοχείο 1	
								A4	
				WEIGHT:		SCALE:1:10		SHEET 1 OF 1	

Σχέδιο 1



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:			FINISH:			DEBUR AND BREAK SHARP EDGES			DO NOT SCALE DRAWING			REVISION		
DRAWN:			SIGNATURE:			DATE:			TITLE:					
CHK'D:														
APPV'D:														
MFG:														
Q.A:						MATERIAL:			DWG NO. PARTS Δοχείο 1			A4		
						WEIGHT:			SCALE:1:10			SHEET 1 OF 1		

Σχέδιο 2

Οι χώροι **A**, **B**, **C**, όπου απεικονίζονται στα σχήματα εξυπηρετούν συγκεκριμένες λειτουργίες.

Για την διατήρηση της στάθμης του νερού παροχής σε συγκεκριμένο σταθερό ύψος κατά την λειτουργία του συστήματος στον χώρο **A** τοποθετείται μια αντλία βυθίσεως ώστε αυτή να παρέχει στον χώρο **B** και **C** συνεχώς νερό.

Η αντλία αυτή είναι μια φυγοκεντρική αντλία (σεντίνα) της Εταιρείας TMC και βρίσκεται σε σύνδεση με ένα ποτενσιόμετρο και ένα τροφοδοτικό της Εταιρείας Aparad για την ρύθμιση της λειτουργίας και παροχής της αντλίας κατά βούληση. Η αντλία σε σύνδεση με το ποτενσιόμετρο και το τροφοδοτικό απεικονίζονται στην **Φωτογραφία 1** και την **Φωτογραφία 2**.



Φωτογραφία 1: Σεντίνα τοποθετημένη στον χώρο **A**



Φωτογραφία 2: Τροφοδοτικό και ποτενσιόμετρο

Τα χαρακτηριστικά της αντλίας, του ποτενσιόμετρου και του τροφοδοτικού από το site της εκάστοτε εταιρείας φαίνονται παρακάτω.

Σεντίνα

Type	Power source	Deliver Volume	Outlet Diameter	Current	Deliver Head	Dimensions
Caravan Pump	DC 12V	160GPH~10lt/min	11/32"	2.5A	15ft	(LxWxH) 54.5x54.5x105mm

Τροφοδοτικό

Type	Input	Output
DF 1762S	230V AC	12 V DC 5-7 A

Ποτενσιόμετρο

Type	Voltage/Power
Dimmer d 500	12V DC / 100 W 24V DC/200 W

Λαμβάνοντας υπόψιν ότι ο μέγιστος όγκος του χώρου **A** είναι :

$$V_A = 13110000 \text{ mm}^3$$

με δεδομένη την επάρκεια παροχής από την αντλία στους χώρους B, C για την διατήρηση της στάθμης και υπολογίζοντας ότι ο μέγιστος όγκος εμβολισμού μπορεί να είναι :

$$V_E = 113098 \text{ mm}^3 / \text{εμβολισμό-παλμό},$$

ο χώρος **A** μας εξασφαλίζει λειτουργία του συστήματος για 115 συνεχείς εμβολισμούς – παλμούς , χωρίς την ανάγκη εξωτερικής επανατροφοδότησης νερού στον χώρο **A**.

Στη συνέχεια, ο χώρος **B** διαχωρίζεται από τον **C** με το εσωτερικό τοίχωμα **4** το οποίο βρίσκεται στο ίδιο ύψος με το εσωτερικό τοίχωμα **3** αλλά σε απόσταση 30 mm από την βάση ούτως ώστε το νερό να επικοινωνεί στους δυο αυτούς χώρους μέσω αυτής της διόδου που δημιουργείται. Αυτό σχεδιάστηκε ώστε η παροχή στο σύστημα, όπου γίνεται μέσω τρύπας στο τοίχωμα **5**, να γίνεται όσο το δυνατόν από ρευστό σε ηρεμία και να αποφεύγονται οι διαταραχές που προκαλούνται από την κατάληξη της παροχής της αντλίας στον χώρο **B**.

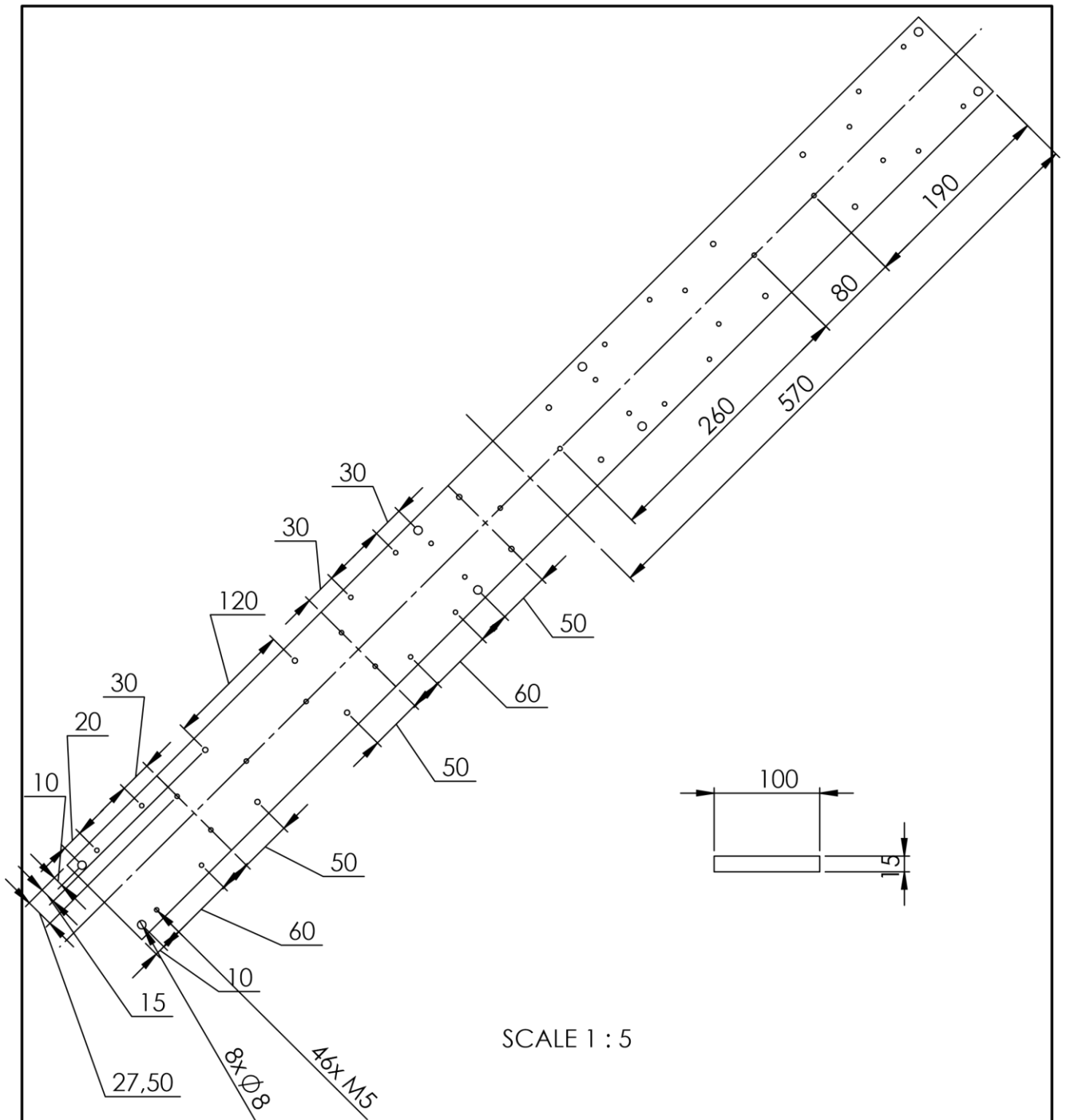
4.2.2 Πλατφόρμα - βάση στήριξης των μηχανικών μερών

Όπως προαναφέρθηκε η πλατφόρμα αυτή επιτρέπει την αναδιάταξη των μηχανικών μερών στον επιθυμητό κάθε φορά συνδυασμό. Ο εκάστοτε συνδυασμός αντιπροσωπεύει και ένα διαφορετικό κυκλοφορικό σύστημα ή παραλλαγές του ίδιου κυκλοφορικού με αποτέλεσμα να δίνει μεγάλο εύρος δυνατοτήτων και χρήσης στο σύστημα μας.

Συγκεκριμένα στις θέσεις της βάσης από τα αριστερά προς τα δεξιά έχει προβλεφθεί και κατασκευαστεί :

- i. Θέση για βάνα πύλης (gate valve)
- ii. Θέση για δοχείο ενδοτικότητας και ανάμεσα θέση για Ταυφ σύνδεσης σωληνώσεων
- iii. Θέση για βάνα πύλης (gate valve)
- iv. Θέση για δοχείο εμβολισμού και ανάμεσα θέση για Ταυφ σύνδεσης σωληνώσεων
- v. Θέση για βάνα πύλης (gate valve)
- vi. Θέση για δοχείο ενδοτικότητας και ανάμεσα θέση για Ταυφ σύνδεσης σωληνώσεων
- vii. Θέση για βάνα πύλης (gate valve)

Η βάση αυτή έχει κατασκευαστεί από αλουμίνιο και οι διαστάσεις και τα κατασκευαστικά της σχέδια απεικονίζονται στο **Σχέδιο 3**.



SCALE 1 : 5

UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

DEBUR AND
BREAK SHARP
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

	NAME	SIGNATURE	DATE		
DRAWN					
CHK'D					
APP'VD					
MFG					
Q.A					

TITLE:		
DWG NO.	Βάση πρόσδεσης	A4
SCALE:1:20		SHEET 1 OF 1

Σχέδιο 3

4.2.3 Αντλία πιστονιού μηχανισμός και μέρη

Η αντλία πιστονιού (piston pump) είναι ένας σύνθετος μηχανισμός πολλών εξαρτημάτων και μερών, σχεδιασμένων έτσι ώστε να παρέχουν μια σειρά από δυνατότητες και να εξυπηρετούνε μια σειρά από αρχές.

Για την καλύτερη ανάλυση του ολικού μηχανισμού θα χωρίσουμε τον ολικό μηχανισμό σε μικρότερα συναρμολογήματα μερών ως εξής :

- Κινητήρας, βάση στήριξης και μέρη
- Συναρμολόγημα στροφάλου
- Διωστήρες, έμβολο και δοχείο εμβόλου
- Τραπέζι στήριξης δοχείου εμβόλου και λοιπά μηχανικά εξαρτήματα

Ο σχεδιασμός και οι λειτουργίες του κάθε εξαρτήματος αναλύονται εκτενώς παρακάτω.

4.2.3.1 Κινητήρας, βάση στήριξης και μέρη

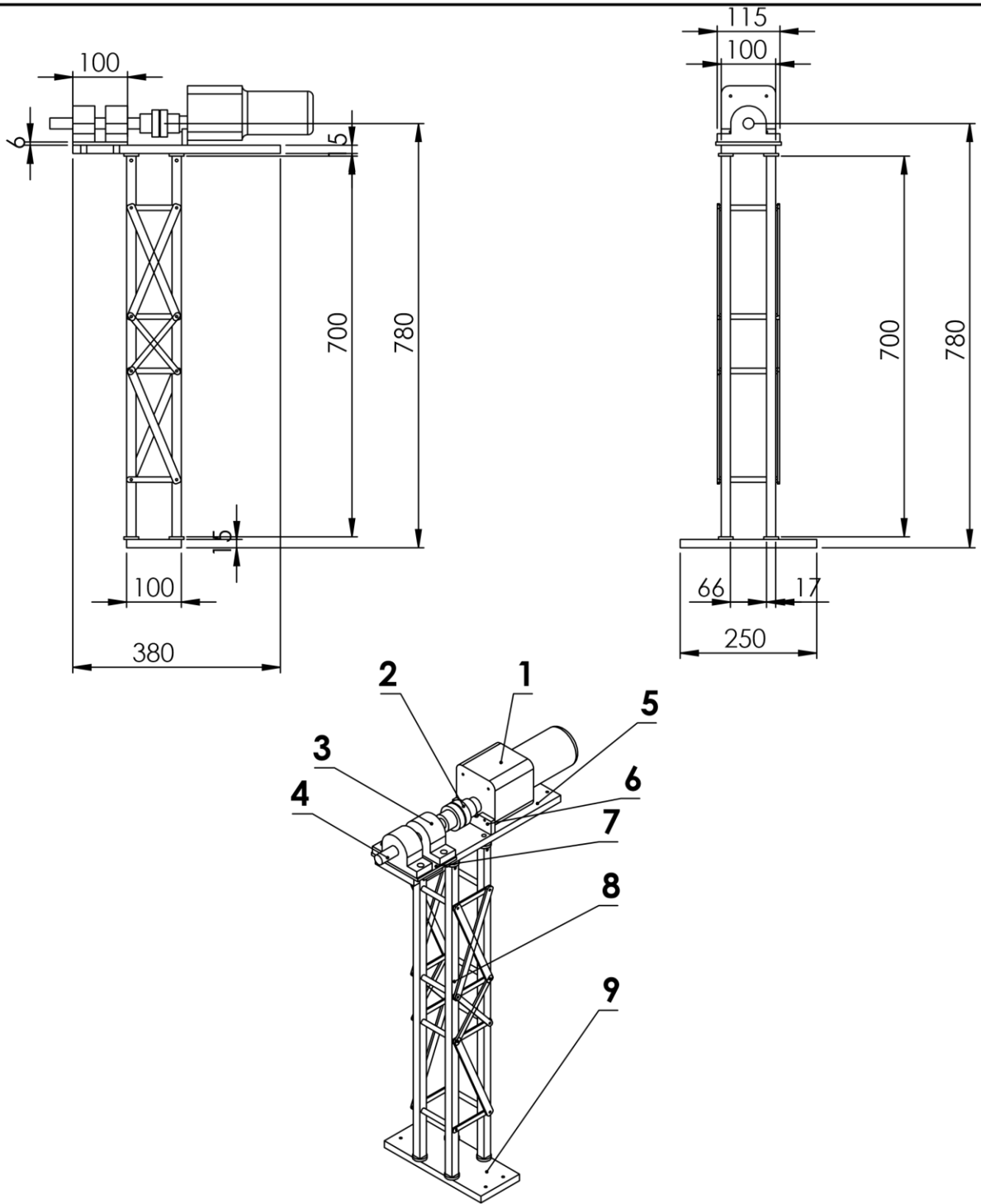
Υπεύθυνο για την παραγωγή μηχανικής ισχύος άρα και την άντληση του νερού στο σύστημα μας είναι ο κινητήρας. Κατά την λειτουργία του απαιτεί βάση στήριξης σε κατάλληλο ύψος και κατάλληλη πάκτωση ώστε να αποφεύγονται όσο το δυνατόν περισσότερο οι κραδασμοί.

Ο κινητήρας τοποθετείται σε τέτοιο ύψος ώστε το ύψος του άξονα περιστροφής του να είναι κατάλληλο για τις προδιαγραφές του απαιτούμενου όγκου εμβολισμού V_E , μέγεθος που θα αναλυθεί εκτενέστερα παρακάτω. Οι γενικές διαστάσεις της κατασκευής και τα μέρη που την απαρτίζουν φαίνονται στο **Σχέδιο 4**.

Τα μέρη του συναρμολογήματος είναι μηχανικά εξαρτήματα και μικρότερα συναρμολογήματα μηχανικών εξαρτημάτων. Στο **Σχέδιο 5** απεικονίζονται και απαριθμούνται ως εξής :

1. Κινητήρας
2. Συναρμολόγημα Coupler
3. Ρουλεμάν-Κουζινέτο
4. Άξονας
5. Πλάκα στήριξης άνω μηχανισμού
6. Πλάκα πρόσδεσης κινητήρα
7. Πλάκα στήριξης κουζινέτων
8. Δικτύωμα στήριξης μηχανισμού
9. Βάση στήριξης δικτυώματος

Οι διαστάσεις και τα κατασκευαστικά σχέδια των 9 εξαρτημάτων αναπτύσσονται στην συνέχεια.



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
 DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
 SURFACE FINISH:
 TOLERANCES:
 LINEAR:
 ANGULAR:

FINISH:

DEBUR AND
 BREAK SHARP
 EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

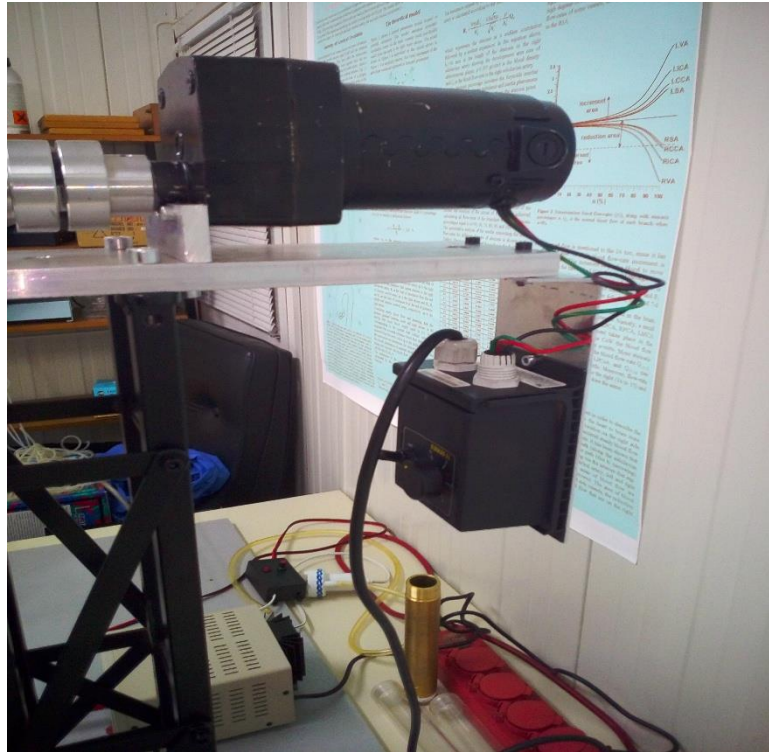
	NAME	SIGNATURE	DATE		
DRAWN					
CHK'D					
APPV'D					
MFG					
Q.A					
				MATERIAL:	
				WEIGHT:	

TITLE:		REVISION	
DWG NO.		SHEET 1 OF 1	
Μοτέρ Assem		A4	
SCALE:1:10			

Σχέδιο 4

Χαρακτηριστικά κινητήρα

Ο κινητήρας του συστήματος είναι μοντέλο της Εταιρείας LEESON τύπου Permanent magnet DC Gearmotors. Ο κινητήρας καταναλώνει DC ρεύμα. Για την ρύθμιση των στροφών του συνδέεται με ένα Controller της Εταιρείας DART. Ο κινητήρας και το Controller σε σύνδεση φαίνονται στην **Φωτογραφία 3**.



Φωτογραφία 3: Κινητήρας και Controller σε σύνδεση

Τα χαρακτηριστικά του κινητήρα και του Controller παρμένα από το site των εταιριών φαίνονται παρακάτω.

Κινητήρας

RPM	60	Volts	180	Volts	
HPKW	1/17	F.L. Amps	0.36	F.L. Amps	
Frame	30	S. F Amps		S. F Amps	
Max Amb	40	Hertz		Phase	
Insul Class	F3	Duty	CONT	TYPE	DN
Model #	985.634 E	Serv. Factor	1.0	PF	
Eff 100%		Eff 75%		Enclosure	TENV
Protection	NOT	Therm.Prot.		Bearing OPE	
Design		Code		Bearing PE	
UL	Yes	CSA	Yes	CE	Yes
Torque lb-In	56	Nameplate	M1125036.00	Lubrication	
Series	PZ	Overhung Ld.	171	Shaft Type	PARALLEL

Controller

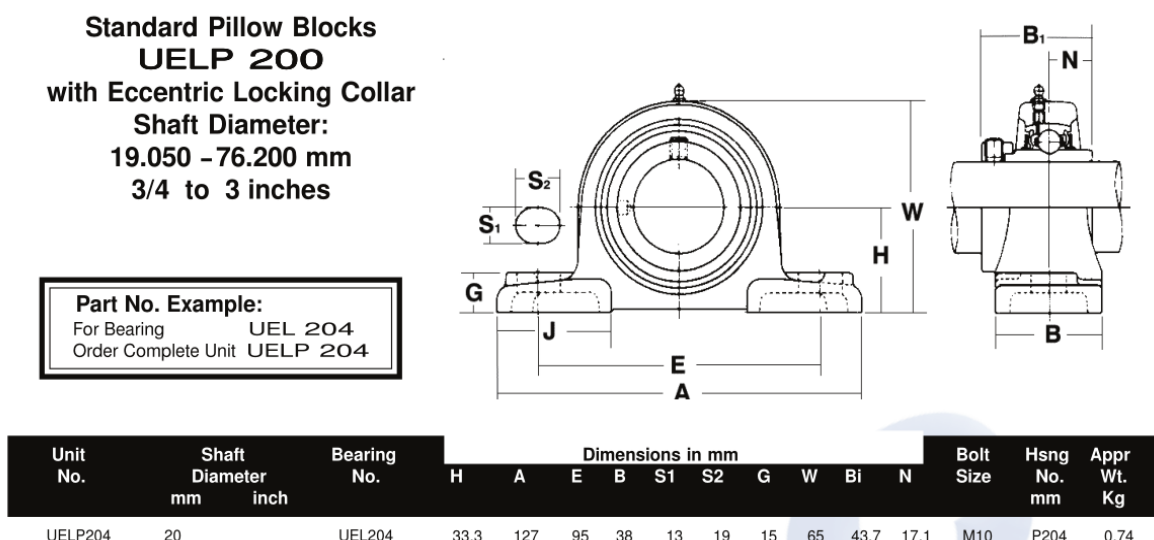
Model	DC Output Current	Input	Output
15DVE	3 Amps	120/240 VAC	0-90/180 VDC

Συναρμολόγημα Coupler

Για την προέκταση του άξονα του κινητήρα σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε coupler όπως φαίνεται στο **Σχέδιο 5**.

Ρουλεμάν-Κουζινέτα

Για την καλύτερη στήριξη λόγω του βάρους του μηχανισμού της αντλίας πιστονιού χρησιμοποιήθηκαν δυο πανομοιότυπα κουζινέτα από το εμπόριο τα χαρακτηριστικά των οποίων παρμένα από το site της εταιρείας φαίνονται παρακάτω στην **Εικόνα 36**.



Εικόνα 36: Χαρακτηριστικά ρουλεμάν

Πλάκα στήριξης άνω μηχανισμού

Η πλάκα αυτή έχει σχεδιαστεί και κατασκευαστεί για την πάκτωση όλου του άνω μηχανισμού. Οι αναλυτικές διαστάσεις και τα χαρακτηριστικά απεικονίζονται στο **Σχέδιο 6A**.

Πλάκα πρόσδεσης κινητήρα

Η πλάκα αυτή έχει σχεδιαστεί ώστε να πακτώνει τον κινητήρα στην πλάκα στήριξης άνω μηχανισμού. Οι αναλυτικές διαστάσεις και τα χαρακτηριστικά απεικονίζονται στο **Σχέδιο 6B**.

Πλάκα στήριξης κουζινέτων

Τα κουζινέτα στηρίζονται πάνω σε μια πλάκα στήριξης σχεδιασμένη κατάλληλα για την πάκτωση των κουζινέτων και την πρόσδεση της στην πλάκα στήριξης άνω μηχανισμού . Οι αναλυτικές διαστάσεις και τα χαρακτηριστικά απεικονίζονται στο **Σχέδιο 6C**.

Δικτύωμα στήριξης μηχανισμού

Για την στήριξη του άξονα περιστροφής στο επιθυμητό ύψος 780 mm σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε ένα δικτύωμα πολλών μερών, ικανό να πακτώνει τον μηχανισμό σε θεμιτό βαθμό για την ομαλή λειτουργία του . Για αυτόν τον λόγο αυτό της πάκτωσης, προστίθενται σε αυτό μετά την συναρμολόγηση ολόκληρου του συστήματος και τέσσερις αντηρίδες οι οποίες θα αναφερθούν παρακάτω στην συνολική απεικόνιση του συστήματος.

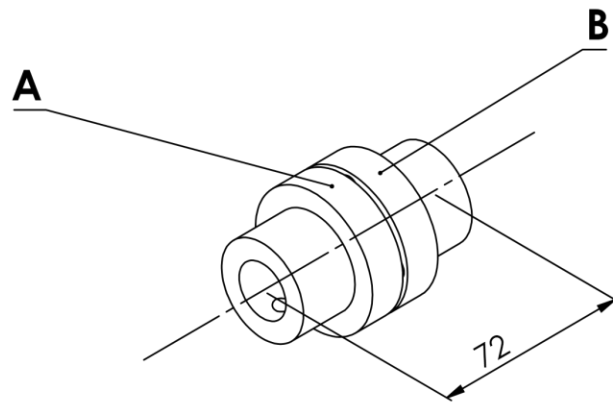
Τα μέρη που απαρτίζουν το δικτύωμα είναι τα εξής :

- i. Τέσσερις κολόνες βάσης
- ii. Οκτώ κυλινδρικοί πείροι
- iii. Οκτώ πλακέ στηρίγματα βασικών διαστάσεων 100 X 10 X 3 mm
- iv. Έξι πλακέ στηρίγματα βασικών διαστάσεων 100 X 15 X 4 mm
- v. Τέσσερα πλακέ στηρίγματα βασικών διαστάσεων 145 X 10 X 4 mm
- vi. Οκτώ παπούτσια πρόσδεσης του δικτυώματος με τις βάσεις

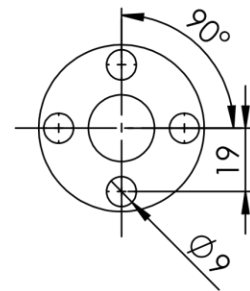
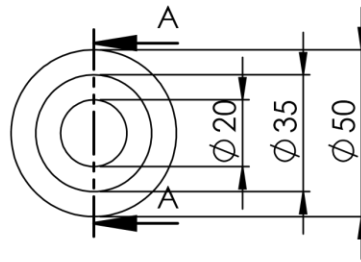
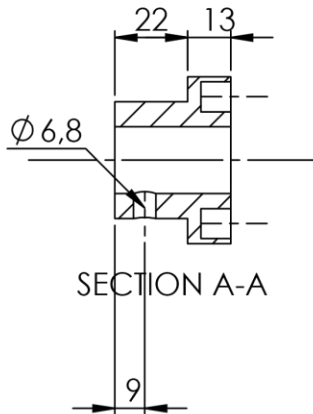
Οι αναλυτικές διαστάσεις του δικτυώματος των μερών και τα χαρακτηριστικά τους απεικονίζονται στο **Σχέδιο 7** και **Σχέδιο 8**.

Βάση στήριξης δικτυώματος

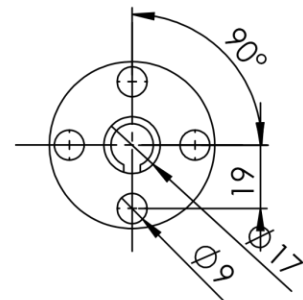
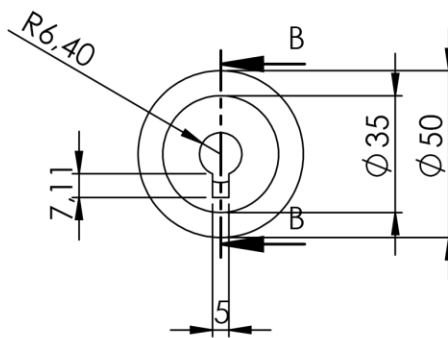
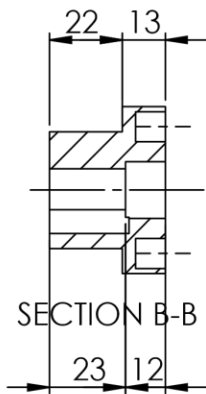
Η βάση στήριξης δικτυώματος αποτελεί την βάση πρόσδεσης όλου του μηχανισμού επάνω στην ξύλινη βάση του συστήματος. Οι αναλυτικές διαστάσεις και τα χαρακτηριστικά απεικονίζονται στο **Σχέδιο 9**.



A

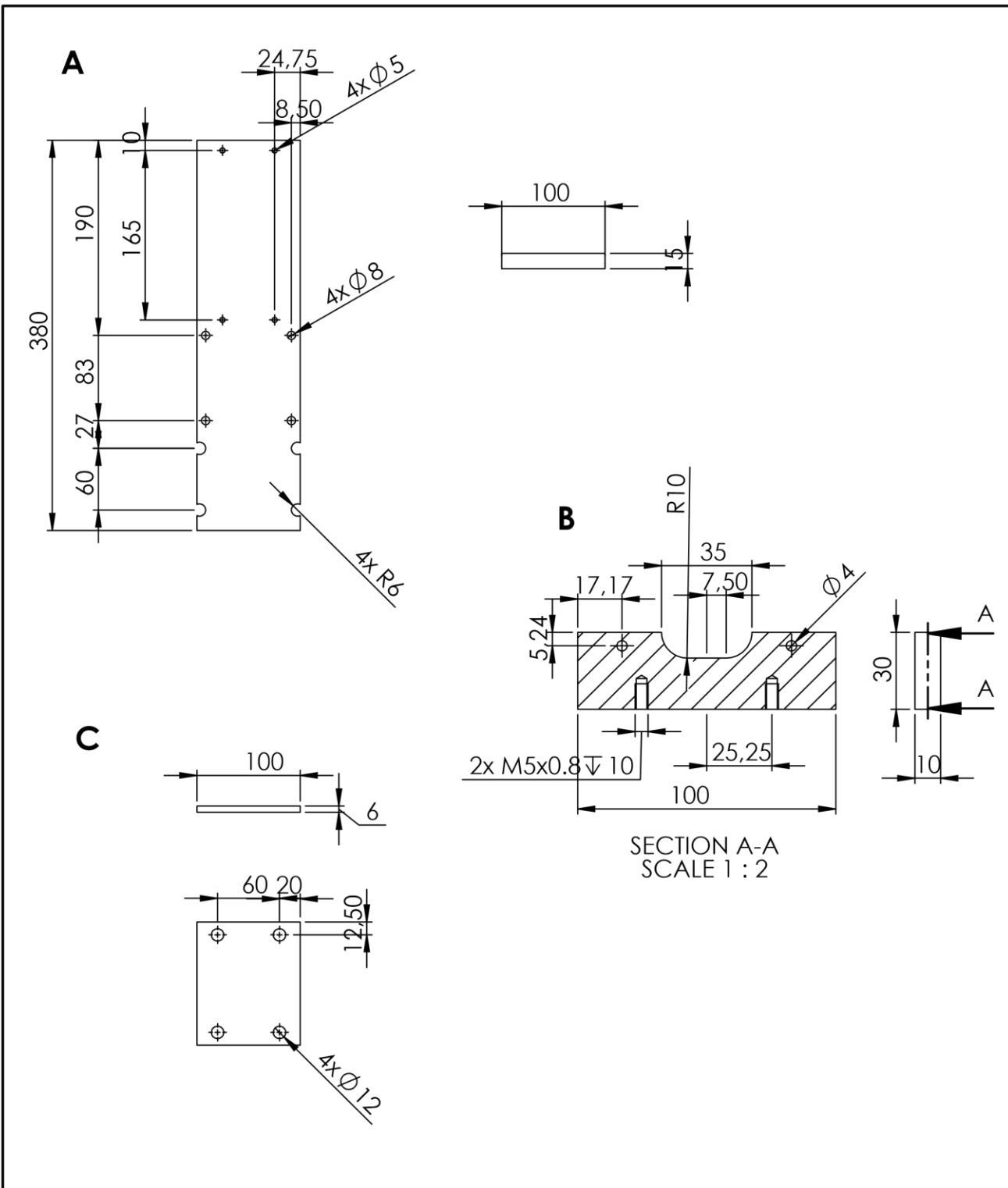


B



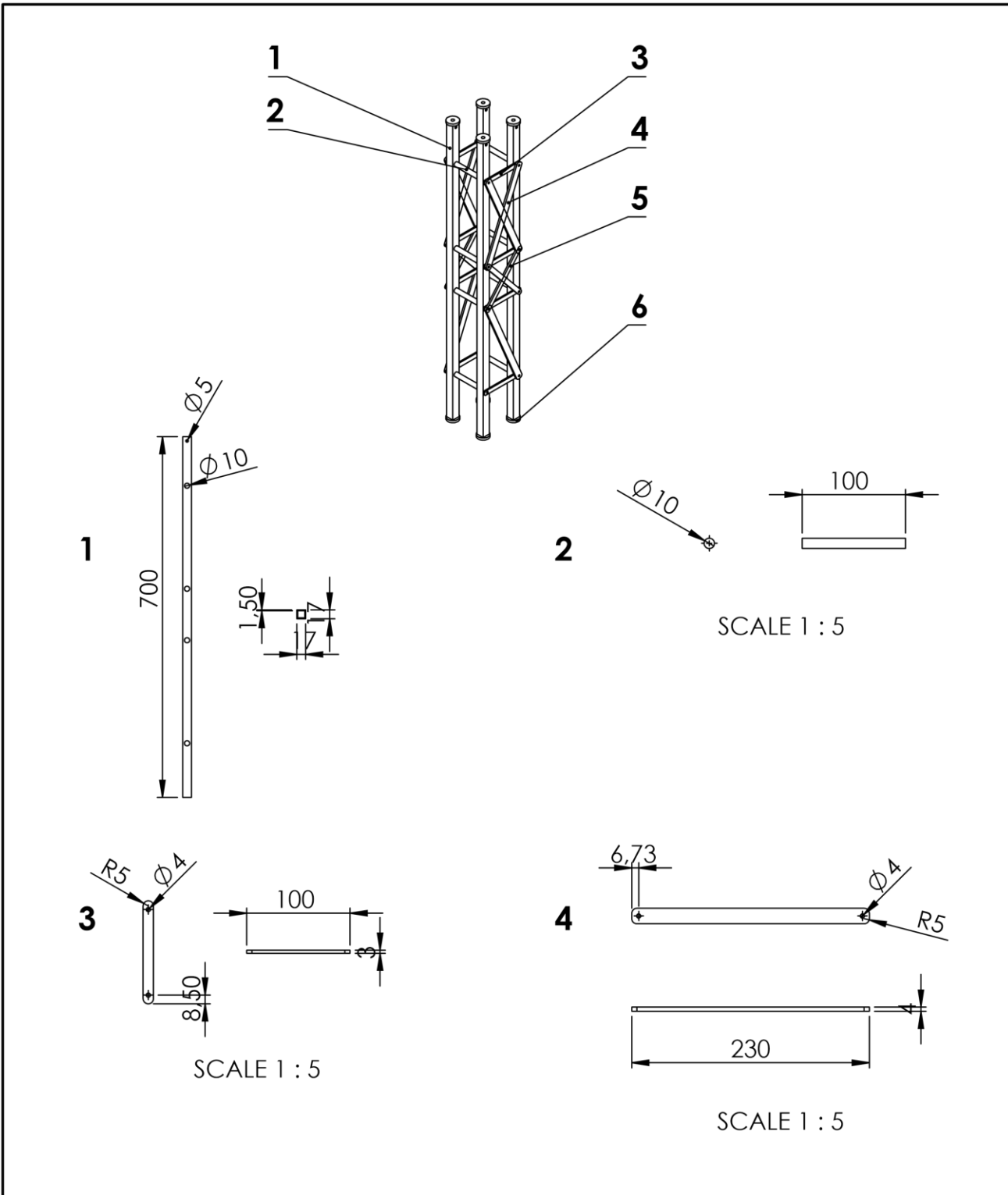
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:			FINISH:	DEBUR AND BREAK SHARP EDGES	DO NOT SCALE DRAWING	REVISION
NAME	SIGNATURE	DATE			TITLE:	
DRAWN						
CHK'D						
APP'V'D						
MFG						
Q.A				MATERIAL:	DWG NO.	kopler Assem1
				WEIGHT:	SCALE:1:2	A4
						SHEET 1 OF 1

Σχέδιο 5



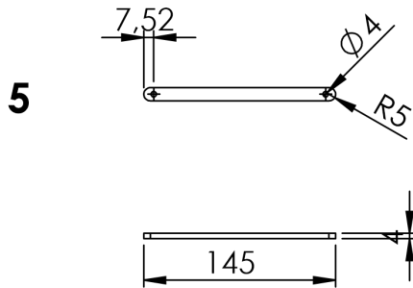
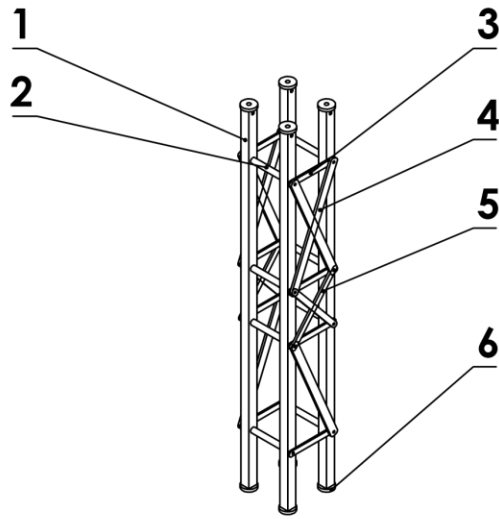
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
DRAWN				SIGNATURE		DATE		TITLE:			
CHK'D											
APPV'D											
MFG											
Q.A						MATERIAL:		DWG NO.		PARTS A,B,C	
								SCALE:1:5		SHEET 1 OF 1	
						WEIGHT:				A4	

Σχέδιο 6

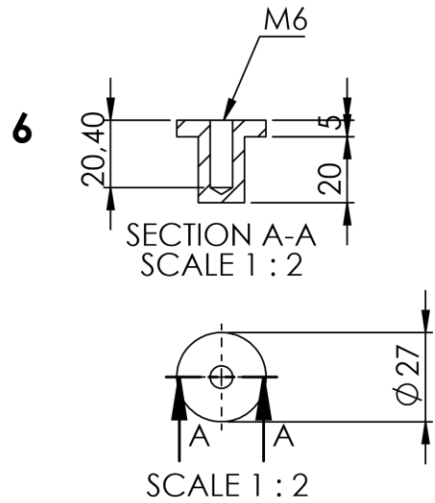


UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
NAME		SIGNATURE		DATE		TITLE:			
DRAWN									
CHK'D									
APPV'D									
MFG									
Q.A				MATERIAL:		DWG NO. ΔΙΚΤΥΩΜΑ PARTS 1		A4	
				WEIGHT:		SCALE:1:10		SHEET 1 OF 1	

Σχέδιο 7

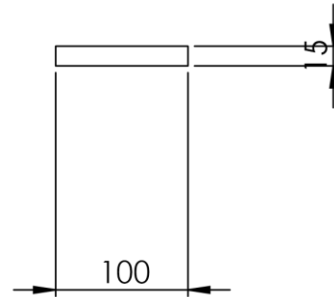
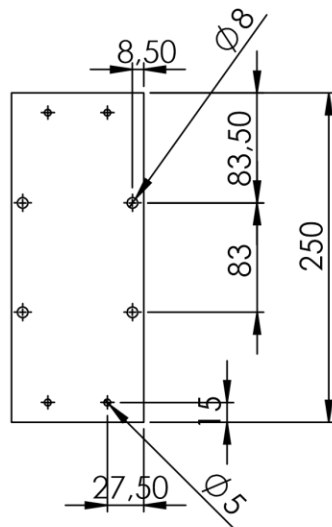
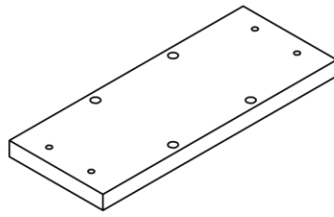


SCALE 1 : 5



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
NAME		SIGNATURE		DATE		TITLE:			
DRAWN						DWG NO. ΔΙΚΤΥΩΜΑ PARTS 2 A4			
CHK'D									
APPV'D									
MFG									
Q.A				MATERIAL:		SCALE:1:10			
				WEIGHT:		SHEET 1 OF 1			

Σχέδιο 8



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
SURFACE FINISH:									
TOLERANCES:									
LINEAR:									
ANGULAR:									
NAME		SIGNATURE		DATE		TITLE:			
DRAWN						Bάση Δικτυώματος			
CHK'D									
APP'VD									
MFG									
Q.A									
				MATERIAL:		DWG. NO.		A4	
						SCALE:1:5		SHEET 1 OF 1	
				WEIGHT:					

Σχέδιο 9

4.2.3.2 Συναρμολόγημα Στροφάλου

Ο στρόφαλος ή αλλιώς τύμπανο είναι ο μηχανισμός εκείνος που ουσιαστικά μετατρέπει την περιστροφική κίνηση σε γραμμική παλινδρομική ούτως ώστε να γίνεται η άντληση από την αντλία πιστονιού. Τα χαρακτηριστικά του στροφάλου είναι αυτά που καθορίζουν το μήκος της διαδρομής της παλινδρομικής κίνησης ανάλογα με τον τρόπο σύνδεσης του με τα λοιπά μέρη μετάδοσης της ισχύος διωστήρες, έμβολο κλπ. Το μήκος της διαδρομής στην συνέχεια καθορίζει όπως θα δούμε τον όγκο εμβολισμού V_E ανά έναν πλήρη εμβολισμό, στο σύστημα, μέγεθος που αντιπροσωπεύει βιολογικά ανάλογα παροχής ανά παλμό του αντίστοιχου κυκλοφορικού που προσομοιώνεται.

Για την δημιουργία δυνατότητας αναπαράστασης διάφορων κυκλοφορικών συστημάτων, με διάφορες τιμές όγκων εμβολισμού, ο στρόφαλος έχει σχεδιαστεί κατάλληλα ώστε να μπορεί να μεταβάλλει το μήκος διαδρομής του εμβόλου, μέσω ενός μηχανισμού, μεταβάλλοντας το σημείο άρθρωσης του πρώτου διωστήρα με τον στρόφαλο.

Το μέγιστο μήκος διαδρομής που μπορεί να δημιουργήσει ο μηχανισμός στρόφαλος – έμβολο είναι

$$X_{E_{max}} = 160 \text{ mm}$$

και κατά συνέπεια ο μέγιστος όγκος εμβολισμού ανά περιστροφή υπολογίζεται

$$V_{E_{max}} = 15^2 \cdot \pi \cdot 160$$

$$V_{E_{max}} \approx 113098 \text{ mm}^3$$

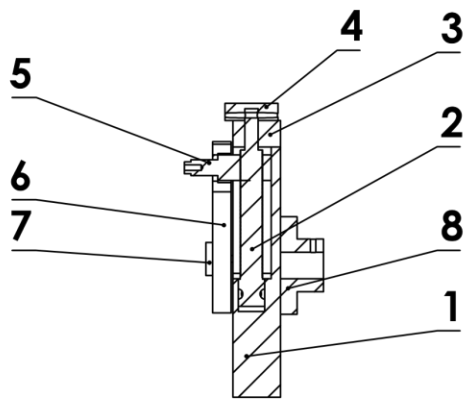
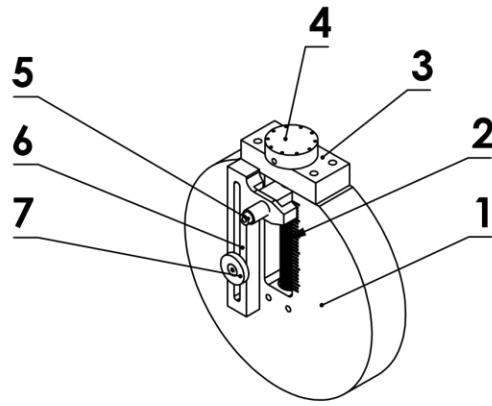
Ανατρέχοντας στο εισαγωγικό κεφάλαιο 2 “Περιγραφή βασικών εννοιών” βλέπουμε ότι μια αντικειμενική τιμή του όγκου που εμβολίζει η καρδιά σε κάθε της συστολή – κτύπο για την κατάσταση ηρεμίας σε ένα υγιές άτομο είναι

$$70 \text{ cm}^3 \rightarrow 70000 \text{ mm}^3$$

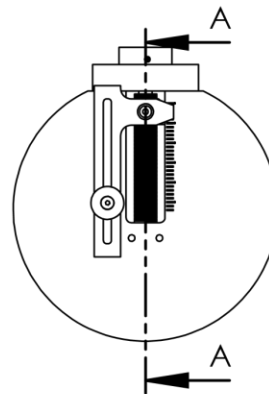
γεγονός που αποδεικνύει ότι οι τιμές είναι με ασφάλεια μέσα στα όρια δυνατοτήτων του συστήματος.

Το συναρμολόγημα του στροφάλου απεικονίζεται στο **Σχέδιο 10** με αρίθμηση των μερών του ως εξής :

1. Στρόφαλος
2. Ατέρμων κοιλίας στροφάλου
3. Ανυψωτικό τόξο
4. Μετρητής βήματος
5. Κορώνα ατέρμονα κοιλία
6. Σφικτήρας
7. Εξάρτημα σφικτήρα
8. Coupler πρόσδεσης άξονα - στροφάλου



SECTION A-A

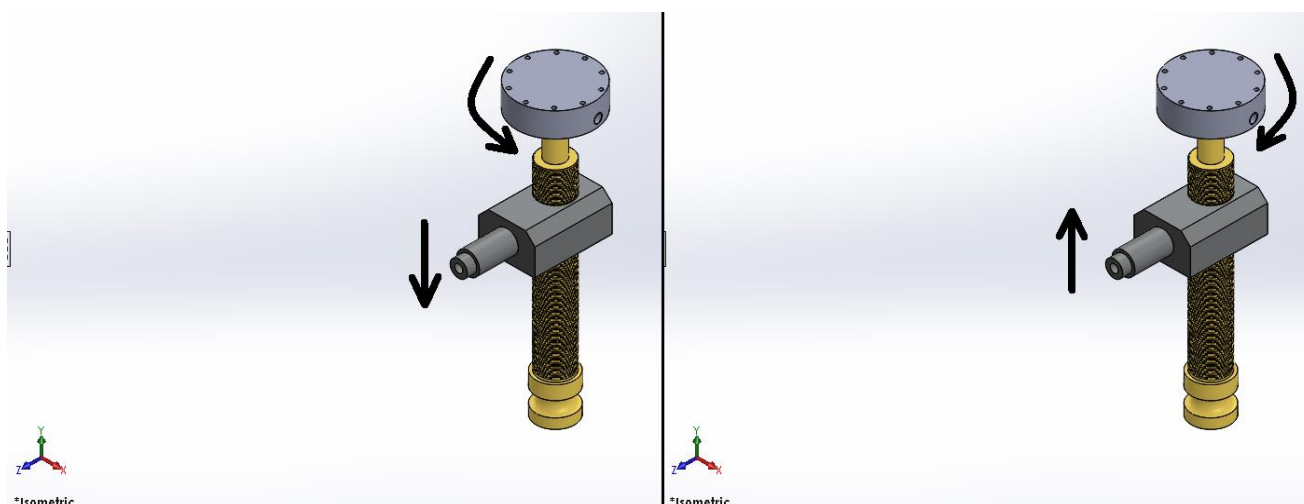


UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
DRAWN				SIGNATURE		DATE		TITLE:			
CHK'D								DWG NO. Τύμπανο Assem1 A4			
APPV'D											
MFG											
Q.A						MATERIAL:		SCALE:1:5			
						WEIGHT:		SHEET 1 OF 1			

Σχέδιο 10

Μηχανισμός μεταβολής του μήκους διαδρομής

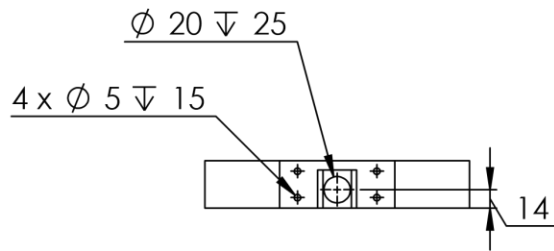
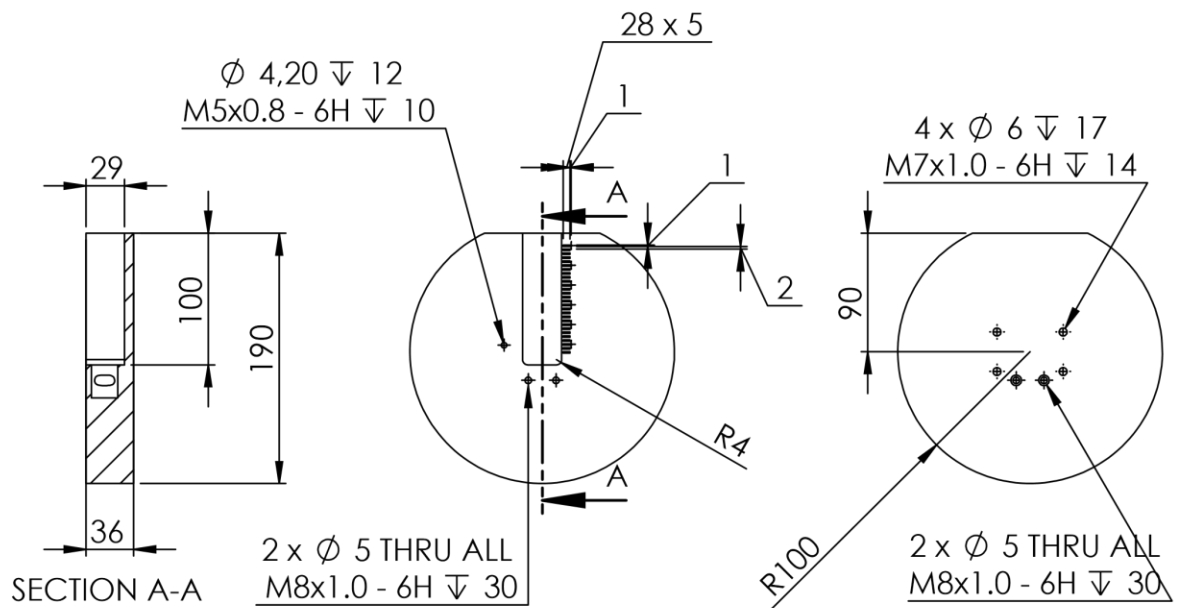
Ο στρόφαλος αποτελεί την βάση του μηχανισμού, όπου όπως προαναφέρθηκε έχει σχεδιαστεί έτσι ώστε να μεταβάλλει το μήκος διαδρομής του εμβόλου. Αυτό το επιτυγχάνει μέσω μιας βίδας δρομέα (ατέρμων κοχλίας) όπου κατά την περιστροφή του μεταβάλλει την θέση της κορώνας ατέρμονος κοχλία στην οποία βρίσκεται το σημείο άρθρωσης του διωστήρα με τον στρόφαλο. Ο ατέρμων κοχλίας και η κορώνα ατέρμονος κοχλία ακολουθούν τον μηχανισμό του κοχλία **Εικόνα 37**. Ο ατέρμων κοχλίας είναι σχεδιασμένος έτσι ώστε με μια πλήρη περιστροφή του να μεταβάλλει το σημείο άρθρωσης του διωστήρα με τον στρόφαλο κατά 1 mm. Η ακρίβεια στην περιστροφή του ατέρμονος κοχλίας επιτυγχάνεται μέσω του μετρητή βήματος ο οποίος έχει σχεδιαστεί κατάλληλα ώστε να δίνει 10 υποδιαιρέσεις του βήματος του ατέρμονος κοχλία. Ακόμα, η θέση του σημείου άρθρωσης είναι συνεχώς ορατή μέσω κατάλληλης βαθμονόμησης επάνω στο στρόφαλο. Η σταθεροποίηση και πάκτωση της θέσης της κορώνας ατέρμονος κοχλία επιτυγχάνεται μέσω του σφιγκτήρα έτσι ώστε κατά την λειτουργία να αποφεύγονται οι αθέμιτες μετατοπίσεις και οι κραδασμοί από την ελλιπή πρόσδεση.



Εικόνα 37: Μηχανισμός μεταβολής του μήκους διαδρομής

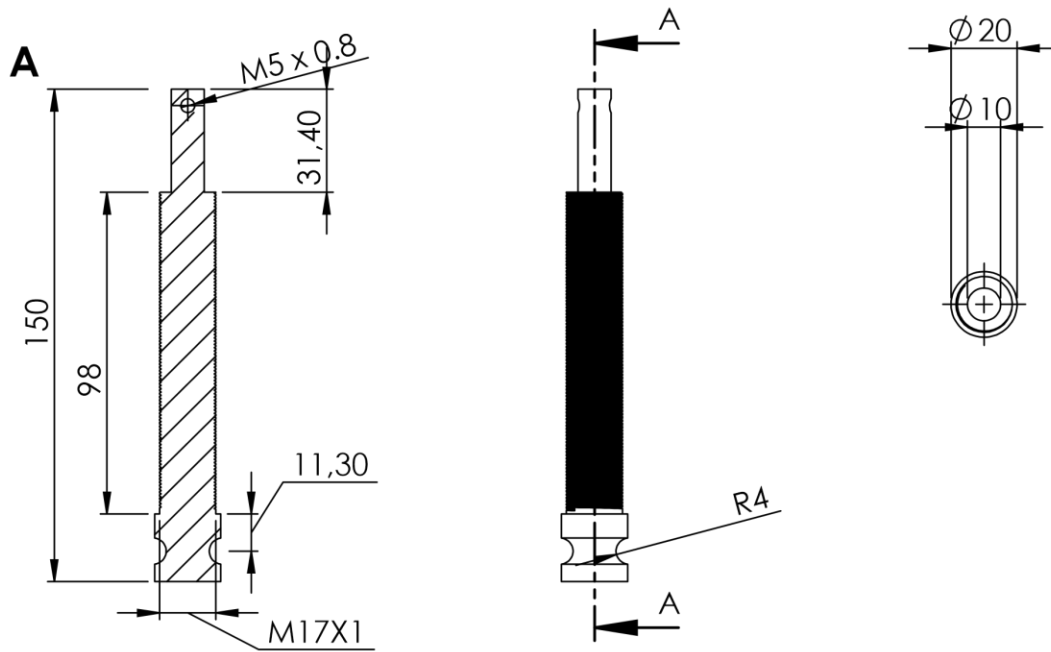
Οι διαστάσεις και τα κατασκευαστικά σχέδια των μερών απεικονίζονται στα παρακάτω Σχέδια ως εξής :

1. Στρόφαλος – **Σχέδιο 11**
2. Ατέρμων κοχλίας στροφάλου – **Σχέδιο 12A**
3. Πλάκα οδήγησης ατέρμονα κοχλία – **Σχέδιο 12B**
4. Μετρητικό ρολόι βήματος ατέρμονος κοχλία – **Σχέδιο 12C**
5. Κορώνα ατέρμονα κοχλία – **Σχέδιο 13A**
6. Σφιγκτήρας και εξάρτημα πάκτωσης σφιγκτήρα – **Σχέδιο 13B**

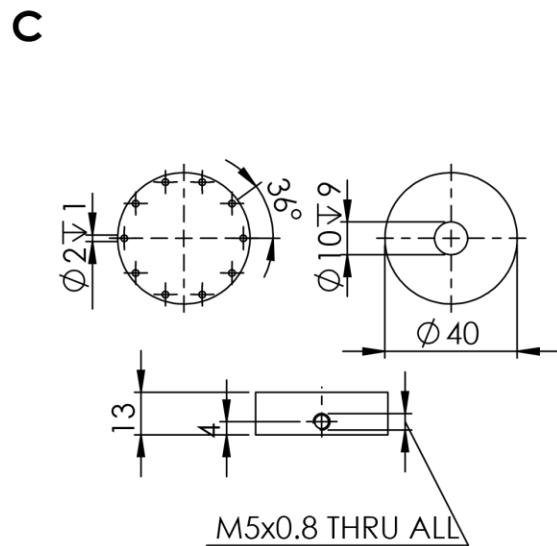
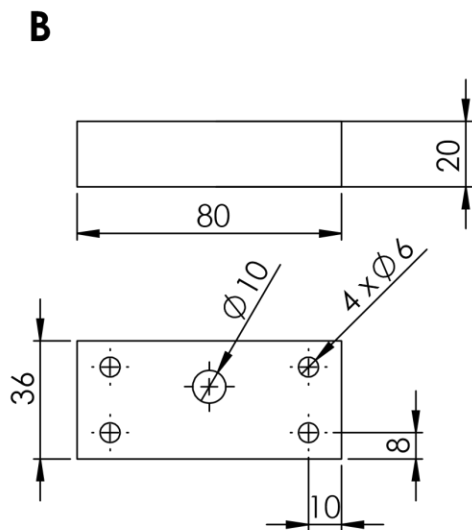


UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
DRAWN		SIGNATURE		DATE		TITLE:			
CHK'D									
APPV'D									
MFG									
Q.A						DWG NO.		Τύμπανο	
								A4	
				WEIGHT:		SCALE:1:5		SHEET 1 OF 1	

7. Coupler πρόσδεσης άξονα - στροφάλου - Σχέδιο 14



SECTION A-A



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED:
DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS
SURFACE FINISH:
TOLERANCES:
LINEAR:
ANGULAR:

FINISH:

DEBUR AND
BREAK SHARP
EDGES

DO NOT SCALE DRAWING

REVISION

	NAME	SIGNATURE	DATE		
DRAWN					
CHK'D					
APPV'D					
MFG					
Q.A					
				MATERIAL:	
				WEIGHT:	

TITLE:

DWG NO.

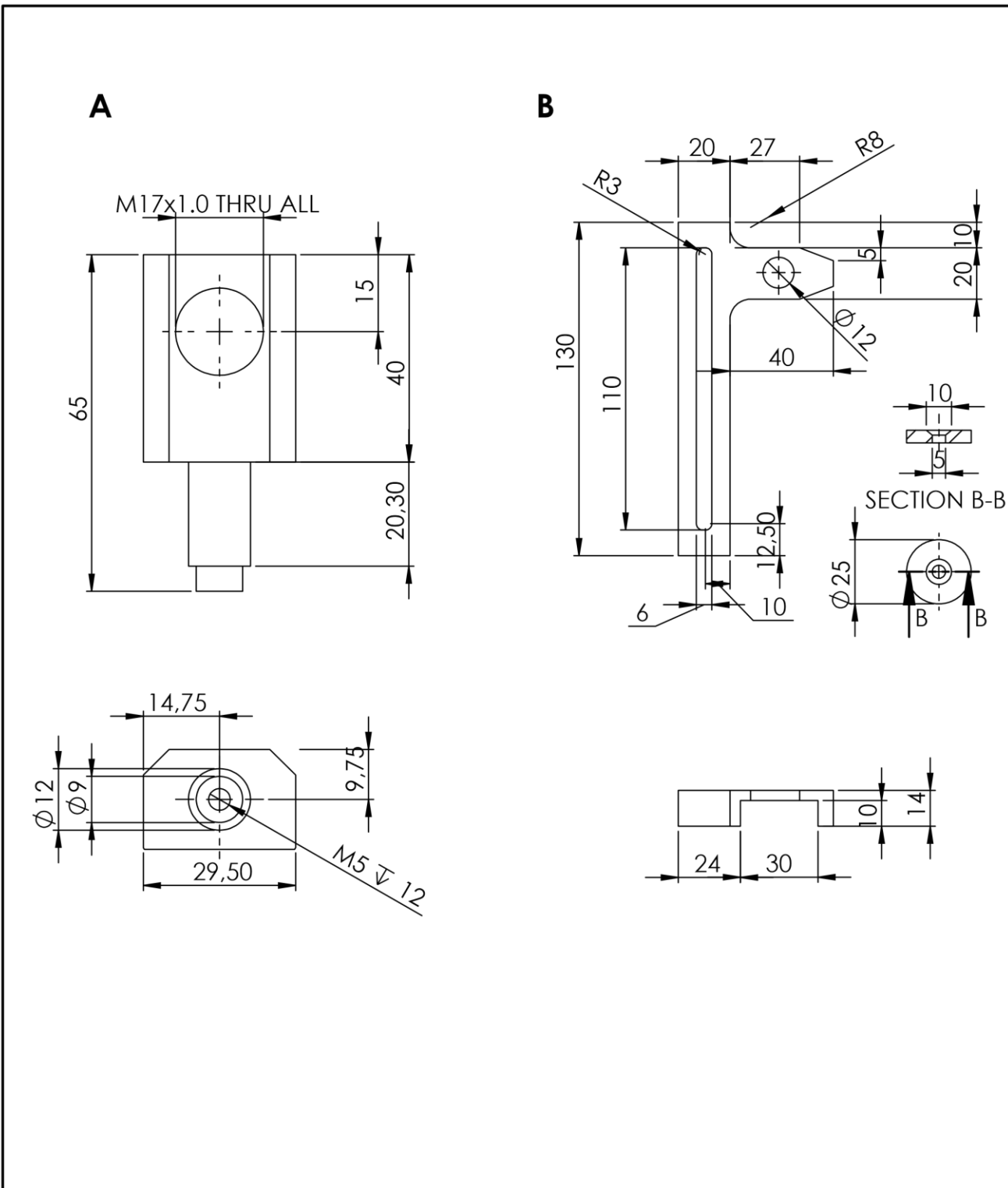
Τύμπανο PARTS A,B,C

A4

SCALE:1:2

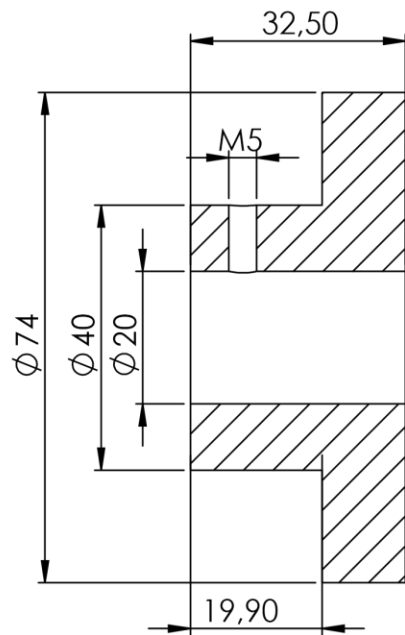
SHEET 1 OF 1

Σχέδιο 11

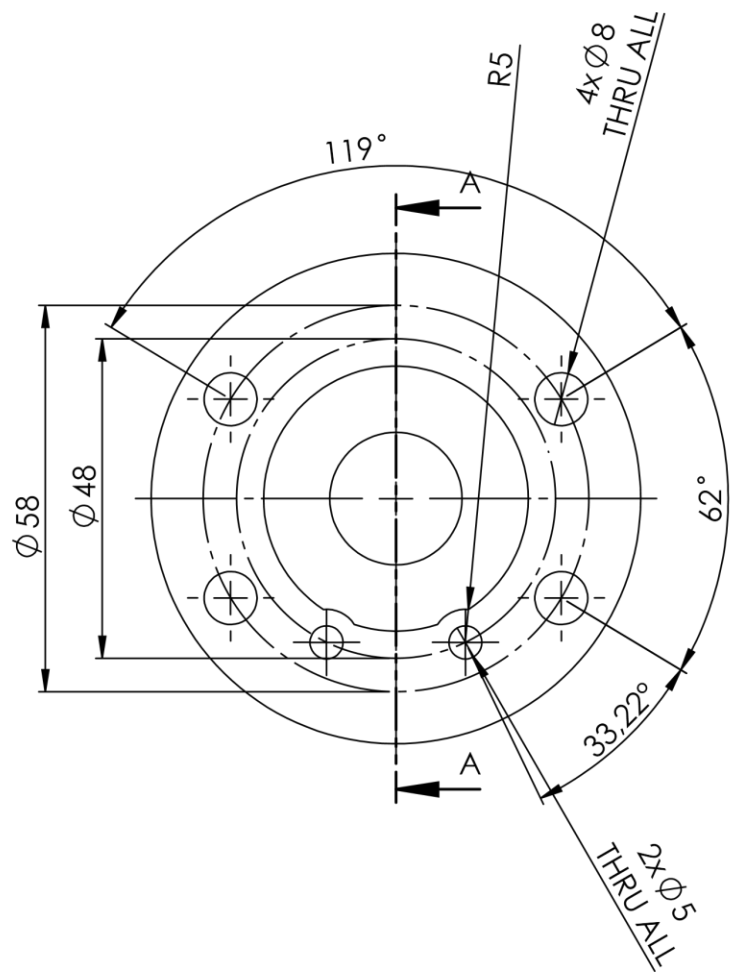


UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:	DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING	REVISION
NAME		SIGNATURE	DATE		TITLE:	
DRAWN						
CHK'D						
APP'V'D						
MFG						
Q.A				MATERIAL:	DWG NO.	Μπιέλα, Σφιγκτήρας Α,Β
				WEIGHT:	SCALE:1:1	A4
						SHEET 1 OF 1

Σχέδιο 12



SECTION A-A



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
NAME		SIGNATURE		DATE		TITLE:			
DRAWN						DWG NO. KOPLER A4			
CHK'D									
APPV'D									
MFG									
Q.A				MATERIAL:		SCALE:1:1		SHEET 1 OF 1	
				WEIGHT:					

Σχέδιο 13

Σχέδιο 14

4.2.3.3 Διωστήρες, έμβολο και δοχείο εμβόλου

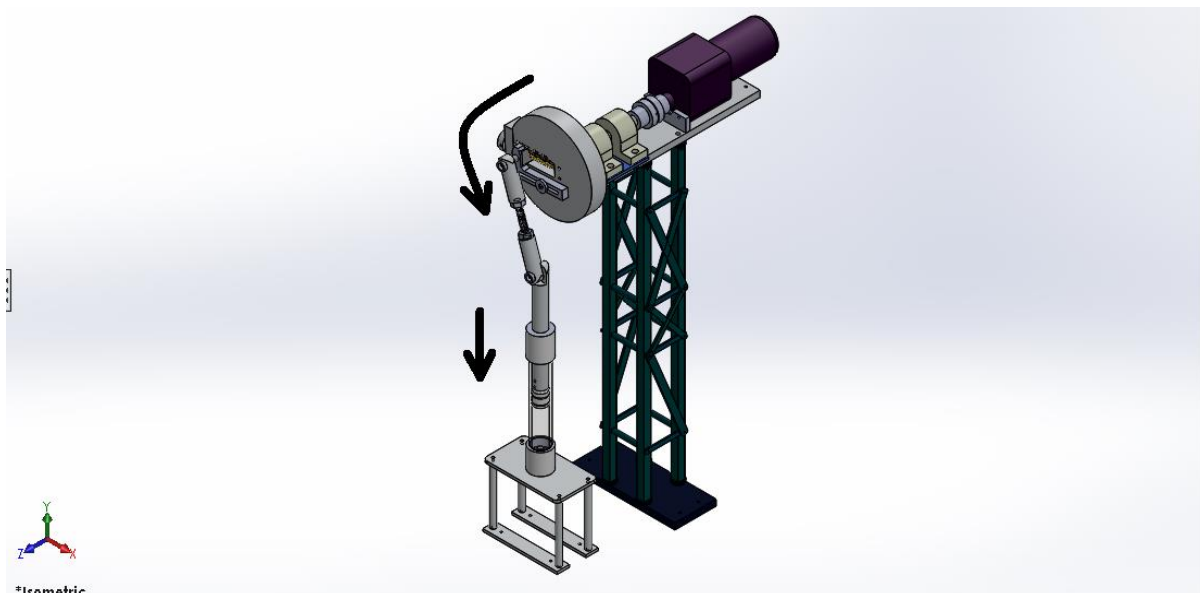
Διωστήρες

Οι διωστήρες ενός στροφάλου είναι υπεύθυνοι για την μεταφορά της δύναμης που αναπτύσσεται κατά την περιστροφή του στροφάλου μέσω του κινητήρα. Λόγω της δομής, των διαστάσεων του δοχείο εμβολισμού και της διαδρομής του εμβόλου, στον παρόντα μηχανισμό χρησιμοποιούνται δυο διωστήρες, ένας σταθερός σε πάκτωση με το έμβολο, όπου εκτελεί ευθύγραμμη παλινδρομική κίνηση (χρησιμοποιείται δηλαδή ως προέκταση του εμβόλου), και ένας διωστήρας όπου εκτελεί αιώρηση, το άνω άκρο του σε άρθρωση με τον στρόφαλο εκτελεί περιστροφική κίνηση ενώ το κάτω άκρο του σε άρθρωση με τον πρώτο διωστήρα εκτελεί ευθύγραμμη (παλινδρομική) κίνηση.

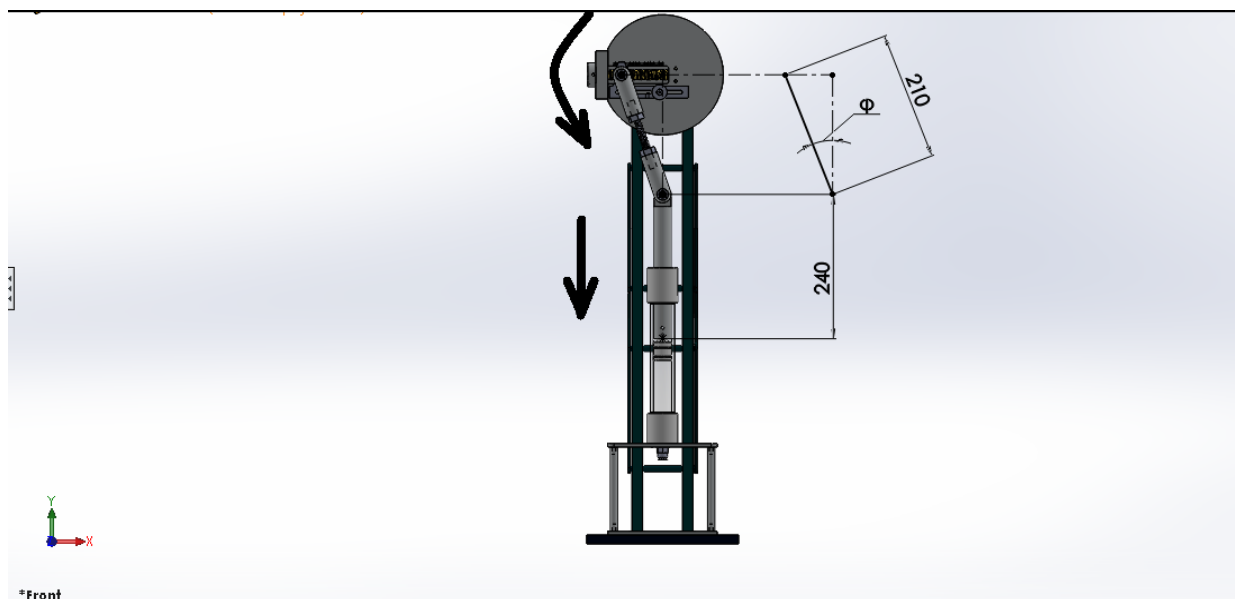
Ο πρώτος διωστήρας λόγω των διατάσεων του δοχείο εμβολισμού έχει ενεργό μήκος (δηλαδή το μήκος από την άρθρωση έως την πάκτωση με το έμβολο) 240 mm.

Ο δεύτερος διωστήρας σχεδιάστηκε να έχει ενεργό μήκος (δηλαδή το μήκος από άρθρωση σε άρθρωση) 210 mm με δυνατότητα αυξομείωσης.

Το μήκος αυτό υπολογίστηκε στην λογική της μείωσης της μέγιστης γωνίας φ που σχηματίζεται στην θέση του στροφάλου 90° από το Α.Ν.Σ., για την αποφυγή μεγάλων τιμών των δυνάμεων οριζόντιας συνιστώσας, και κατά συνέπεια την καλύτερη μεταφορά της ισχύος από τους διωστήρες **Εικόνα 38, Εικόνα 39**.



Εικόνα 38: Αναπαράσταση κίνησης διωστήρων



Εικόνα 39: Γωνία διωστήρων

Οι διωστήρες, τα μέρη που τους αποτελούν και τα κατασκευαστικά τους σχέδια απεικονίζονται ως εξής:

1. Πρώτος διωστήρας – **Σχέδιο 15A**
2. Δεύτερος διωστήρας – **Σχέδιο 16**

Έμβολο

Το έμβολο είναι κατασκευασμένο από σκληρό πλαστικό ασετάλ. Για το ζήτημα της στεγανότητας χρησιμοποιούνται δυο φλάντζες δακτύλιοι από καουτσούκ. Το έμβολο προσδένεται στον πρώτο διωστήρα με δύο πείρους σύσφιξης.

Για την αφαίρεση του εγκλωβισμένου αέρα στο δοχείο εμβολισμού, κατά την πλήρωση του συστήματος με το απαιτούμενο νερό, πριν την λειτουργία του, διαμορφώνουμε την διατομή του εμβόλου με κλίση ώστε στο μέγιστο Α.Ν.Σ. να έρχεται σε επαφή με μια βάνα αέρος τοποθετημένη στο δοχείο εμβολισμού στο κατάλληλο ύψος.

Οι διαστάσεις και τα κατασκευαστικά σχέδια του εμβόλου απεικονίζονται στο **Σχέδιο 15B**.

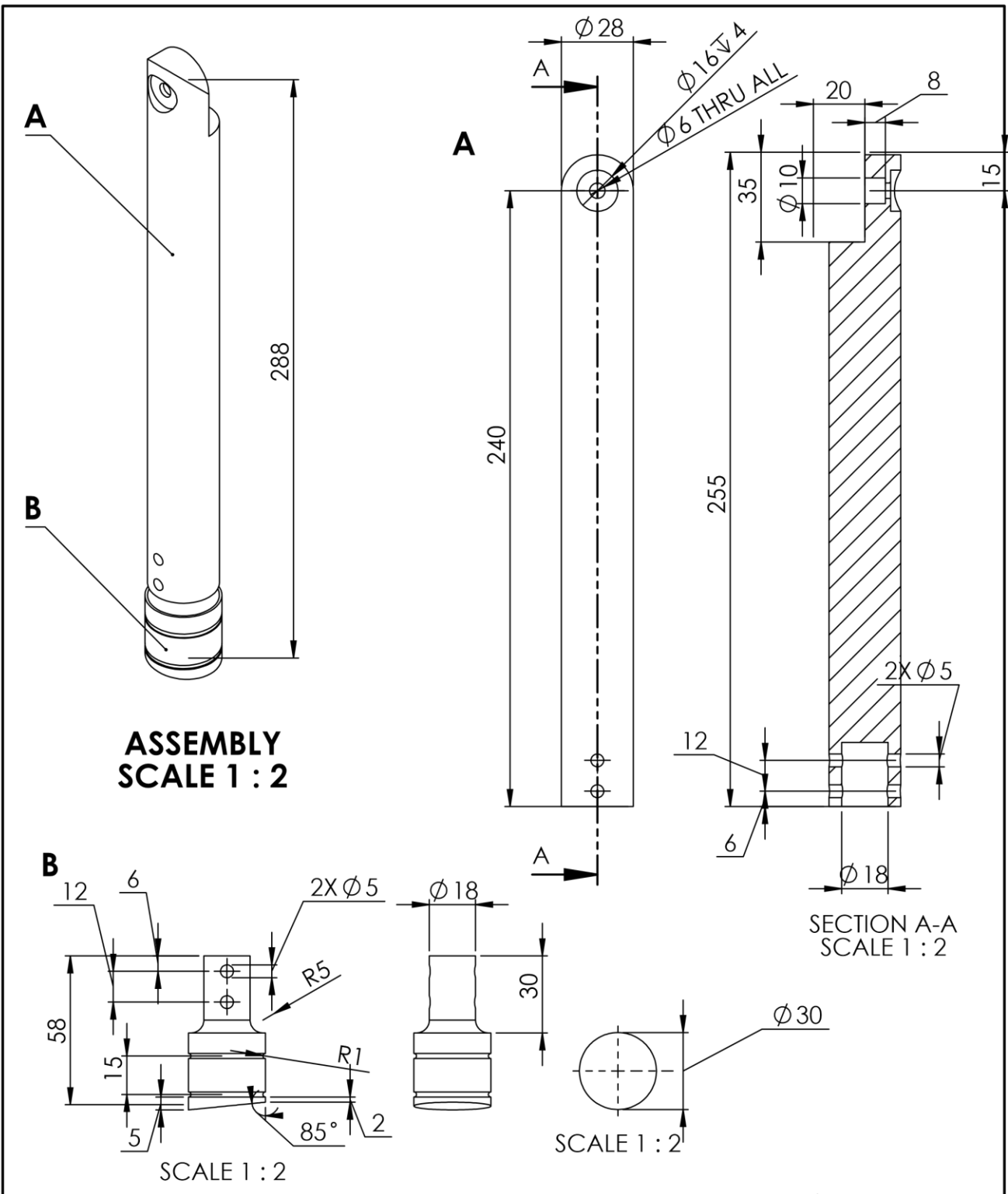
Δοχείο εμβόλου

Το δοχείο εμβόλου είναι ο χώρος όπου εκτελείται ο εμβολισμός της ποσότητας ρευστού στο σύστημα. Το μέγεθος του προσαρμόζεται έτσι ώστε να εξυπηρετεί το επιθυμητό μέγιστο μέγεθος διαδρομής του εμβόλου. Η κατάληξη του δοχείου έχει σχεδιαστεί έτσι ώστε εσωτερικά να δημιουργεί κωνική μείωση από την διατομή του δοχείου στην διατομή της σωλήνωσης για την ομαλότερη μετάβαση του ρευστού. Τα καπάκια του δοχείου προσδένονται βιδωτά στον κύλινδρο και για την στεγανοποίηση χρησιμοποιείται τεφλόν στις συνδέσεις. Το υλικό κατασκευής του κυλίνδρου επιλέχθηκε να είναι διαφανές Plexiglas ώστε να γίνεται ορατή η ύπαρξη αέρα κατά τον εμβολισμό μέσα στο σύστημα. Αυτό ενέχει τον κίνδυνο της θραύσης του κυλίνδρου και για αυτό τον λόγο έχει κατασκευαστεί ένας αντίστοιχος μεταλλικός κύλινδρος ίδιας γεωμετρίας και διαστάσεων για να χρησιμοποιηθεί σε τέτοια περίπτωση.

Το δοχείο εμβόλου πριν από την λειτουργία του συστήματος εμπεριέχει εγκλωβισμένο αέρα ο οποίος απαιτείται να αφαιρεθεί. Για αυτό τον σκοπό τοποθετείται μια βάνα αέρος διατομής $\varnothing 3$ στο μέγιστο δυνατό άνω νεκρό σημείο του εμβολισμού.

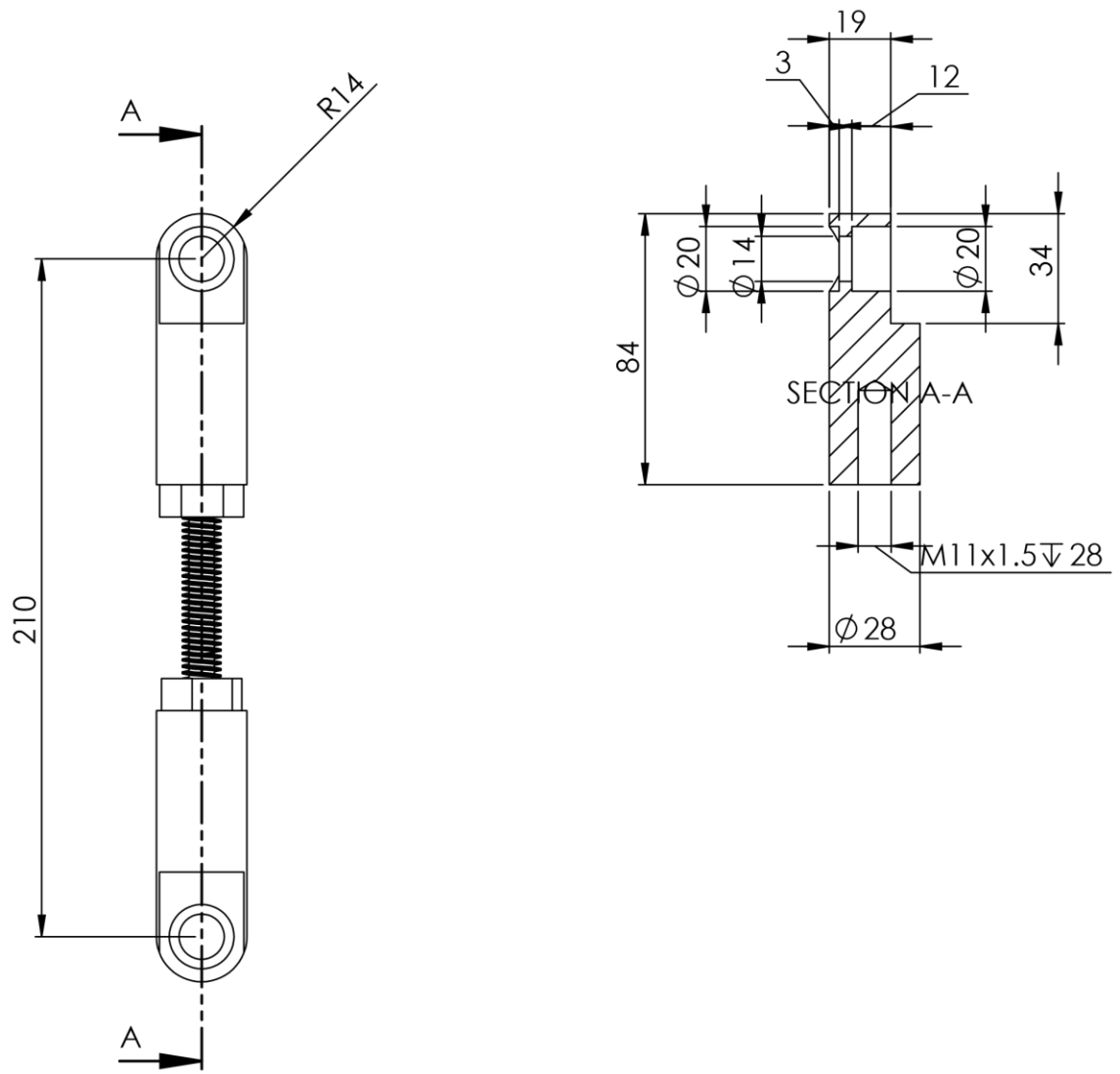
Το δοχείο εμβόλου αποτελείται από 3 εξαρτήματα όπου αριθμούνται και απεικονίζονται ως εξής :

1. Άνω καπάκι, υλικό κατασκευής αλουμίνιο – **Σχέδιο 17A**
2. Κύλινδρος, υλικό κατασκευής Plexiglas– **Σχέδιο 17B**
3. Κάτω καπάκι, υλικό κατασκευής αλουμίνιο– **Σχέδιο 17C**



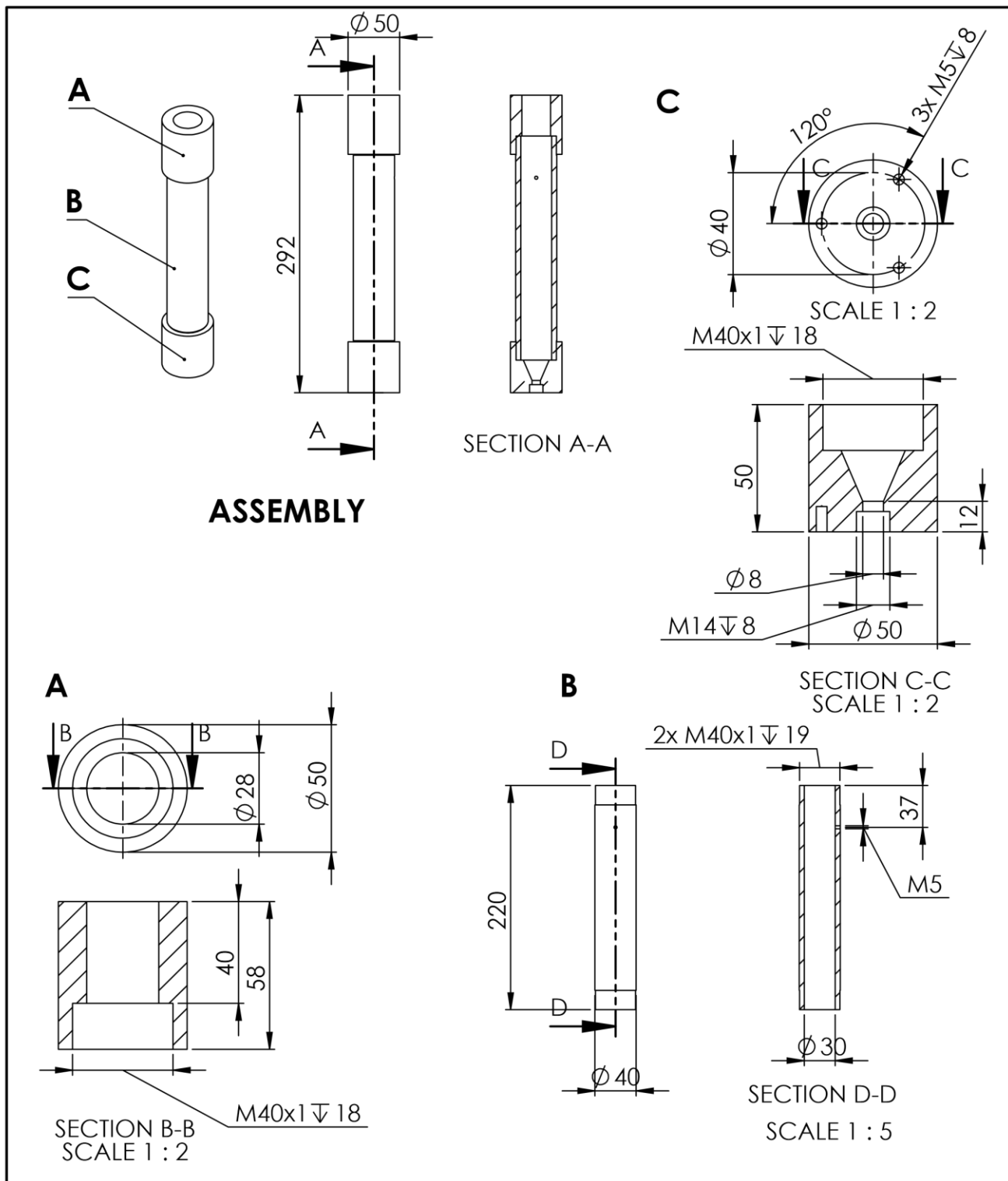
UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:			FINISH:	DEBUR AND BREAK SHARP EDGES	DO NOT SCALE DRAWING	REVISION
NAME	SIGNATURE	DATE			TITLE:	
DRAWN						
CHK'D						
APP'VD						
MFG						
Q.A				MATERIAL:	DWG NO.	ASSEM 'Εμβολο-PARTS A4
				WEIGHT:	SCALE:1:1	SHEET 1 OF 1

Σχέδιο 15



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
DRAWN:				SIGNATURE:		DATE:		TITLE:			
CHK'D:											
APPV'D:											
MFG:											
Q.A:						MATERIAL:		DWG NO.		A4	
								SCALE:1:2		SHEET 1 OF 1	
										Διωστήρας 2	

Σχέδιο 16



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
NAME		SIGNATURE		DATE		TITLE:			
DRAWN									
CHK'D									
APP'VD									
MFG									
Q.A				MATERIAL:		DWG NO.		A4	
				WEIGHT:		SCALE:1:5		SHEET 1 OF 1	

Δοχείο Εμβ-**PARTS**

Σχέδιο 17

4.2.3.4 Τραπέζι στήριξης δοχείου εμβολισμού και λοιπά μηχανικά εξαρτήματα

Τραπέζι στήριξης δοχείου εμβολισμού

Το τραπέζι στήριξης του δοχείου εμβολισμού σχεδιάστηκε έτσι ώστε το δοχείου εμβόλου να βρίσκεται σε αρκετό ύψος ώστε να παρέχει άνεση στις προσδέσεις των σωληνώσεων και των εξαρτημάτων στον χώρο κάτω από το δοχείο. Επίσης σημασία δόθηκε στην κατάλληλη πάκτωση του ώστε να εκτελείται η παλινδρόμηση του εμβόλου. Όπως προαναφέρθηκε στην αρχή του κεφαλαίου σχεδιάστηκε κατάλληλα ώστε να μπορεί να μετατεθεί σε άλλες θέσεις στην διάταξη του συστήματος. Το υλικό κατασκευής όλων των μερών του είναι το αλουμίνιο.

Οι διαστάσεις τα σχέδια και τα μέρη που το αποτελούν αριθμούνται και απεικονίζονται ως εξής :

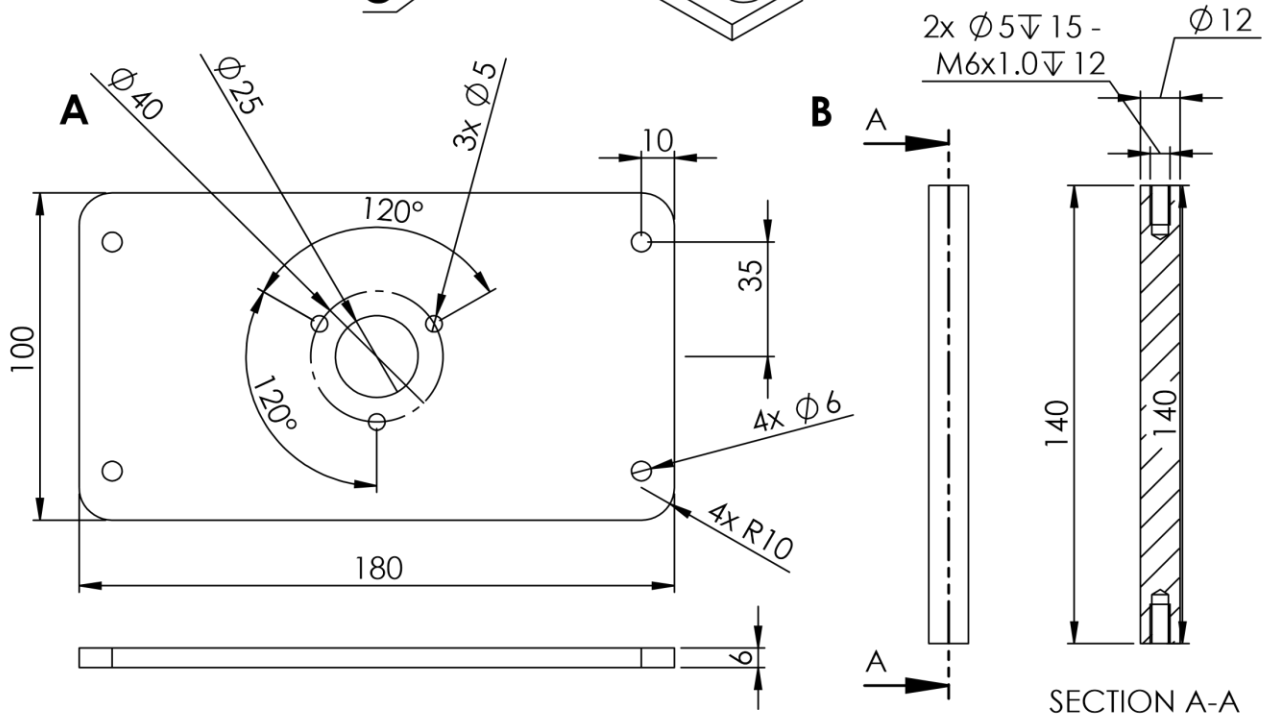
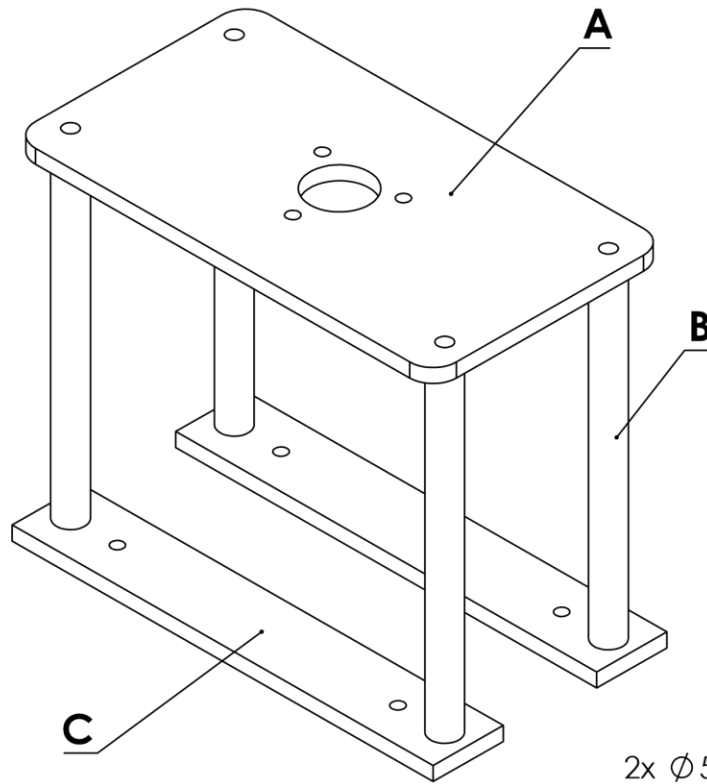
1. Άνω μέρος τραπεζιού – **Σχέδιο 18Α**
2. Κολόνα στήριξης – **Σχέδιο 18Β**
3. Πλάκα πρόσδεσης κολόνων – **Σχέδιο 19**

Λοιπά μηχανικά εξαρτήματα

Τα λοιπά μηχανικά εξαρτήματα αποτελούν τα εξαρτήματα εκείνα για τις συνδέσεις και την λειτουργικότητα του συστήματος. Πια συγκεκριμένα χρησιμοποιείται :

- i. Κατάλληλες βίδες για την πρόσδεση σε άρθρωση και πάκτωση στις εκάστοτε παραπάνω θέσεις του μηχανισμού
- ii. Ρουλεμάν για την ολίσθηση στις αρθρώσεις των διωστήρων
- iii. Περικόχλια και ροδέλες για την σύσφιξη στις θέσεις όπου απαιτείται στο σύστημα

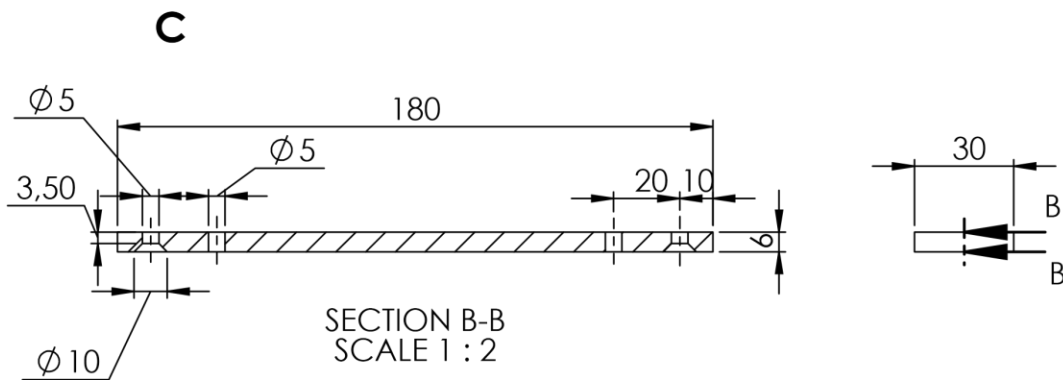
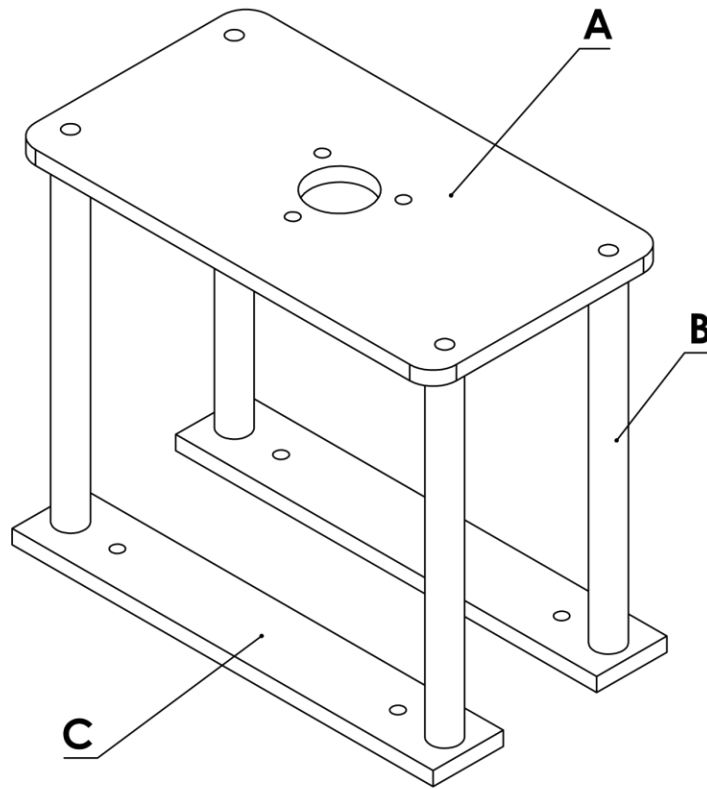
**ASSEMBLY
SCALE 1 : 2**



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:	DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING	REVISION
NAME	SIGNATURE	DATE			TITLE:	
DRAWN						
CHK'D						
APP'VD						
MFG						
Q.A				MATERIAL:	DWG NO.	Τραπέζι Εμβ-PARTS 1
						A4
				WEIGHT:	SCALE:1:5	SHEET 1 OF 1

Σχέδιο 18

**ASSEMBLY
SCALE 1 : 2**



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
DRAWN				SIGNATURE		DATE		TITLE:			
CHK'D											
APPV'D											
MFG											
Q.A								DWG NO.		Τραπέζι Εμβ-PARTS 2	
								SCALE:1:5		SHEET 1 OF 1	
								MATERIAL:		A4	
								WEIGHT:			

Σχέδιο 19

4.2.4 Δοχείο ενδοτικότητας και βάση δοχείου

Στο εισαγωγικό κεφάλαιο 2 δόθηκε ο ορισμός της αρτηριακής ενδοτικότητας και τα πιθανά μηχανικά της ανάλογα. Σύμφωνα λοιπόν με προγενέστερες διατριβές αυτή μπορεί να εκφραστεί μηχανικά στα πρότυπα Windkessel με την βοήθεια ενός δοχείου το οποίο είναι κλειστό και περιέχει ποσότητα αέρα.

Οι διαστάσεις του δοχείου και η ποσότητα του αέρα που περιέχεται στο δοχείο καθορίζουν την αντίστοιχη τιμή της ενδοτικότητας που αναπαριστάται και κατά συνέπεια το εύρος των αγγείων που προσομοιώνονται.*

Στην υπάρχουσα εργασία το δοχείο ενδοτικότητας έχει κατασκευασθεί με γνώμονα η αναλογία του ύψους με το πλάτος του να είναι τέτοια ώστε να γίνεται ορατή η μεταβολή της στάθμης του νερού μέσα στο δοχείο κατά την λειτουργία του συστήματος.

Το δοχείο έχει γενικές εξωτερικές διαστάσεις 50 X 262 mm και εσωτερικές αξιοποιήσιμες για την ενδοτικότητα 30 X 220 mm. Αποτελείται από τρία μέρη τα οποία αριθμούνται και απεικονίζονται ως εξής :

1. Άνω καπάκι, υλικό κατασκευής ασετάλ – **Σχέδιο 20A**
2. Κύλινδρος δοχείου, υλικό κατασκευής Plexiglas – **Σχέδιο 20B**
3. Κάτω καπάκι, υλικό κατασκευής αλουμίνιο – **Σχέδιο 20C**

Στο άνω καπάκι δημιουργείται υποδοχή για μια ειδική σφαιροειδής βαλβίδα από το εμπόριο, με σκοπό την προσθαφαίρεση αέρα. Το δοχείο τοποθετείται στο ίδιο ύψος με την στάθμη νερού στο δοχείο 1 ούτως ώστε η ρύθμιση της στάθμης νερού στο δοχείο ενδοτικότητας να δίνει ακόμη και την δυνατότητα της πλήρωσης του δοχείου ενδοτικότητας με νερό, κατάσταση που αντιστοιχεί σε ενδεχόμενο μηδενικής ενδοτικότητας.

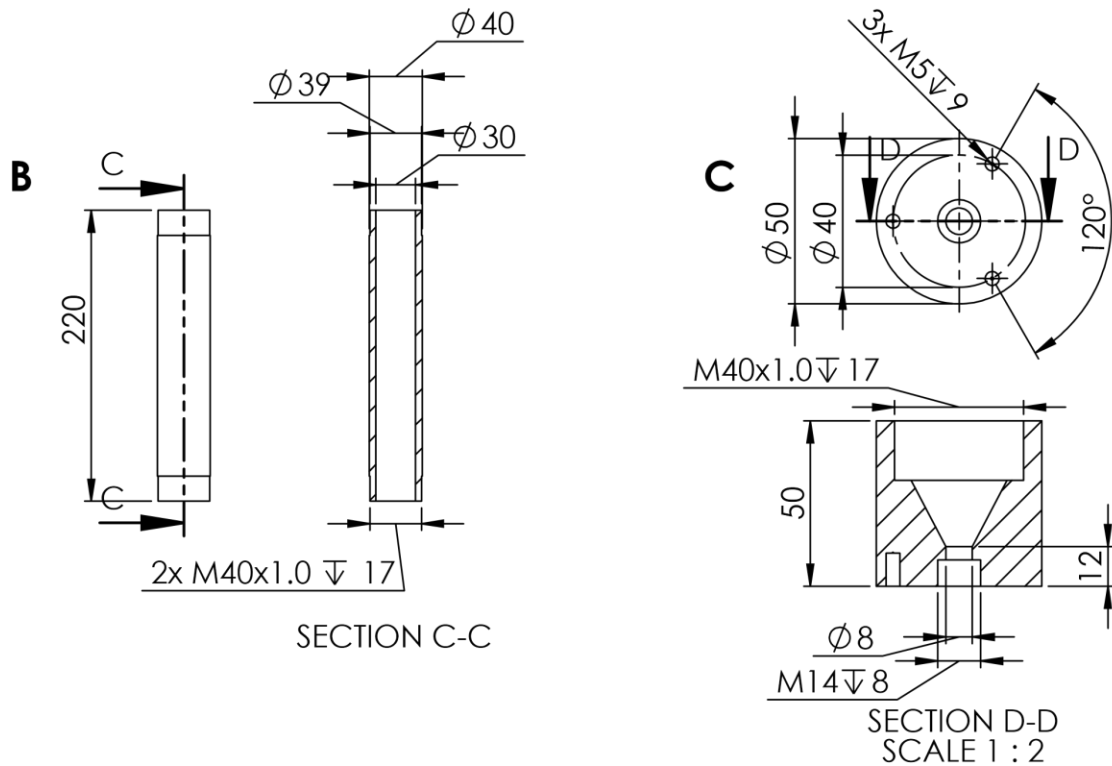
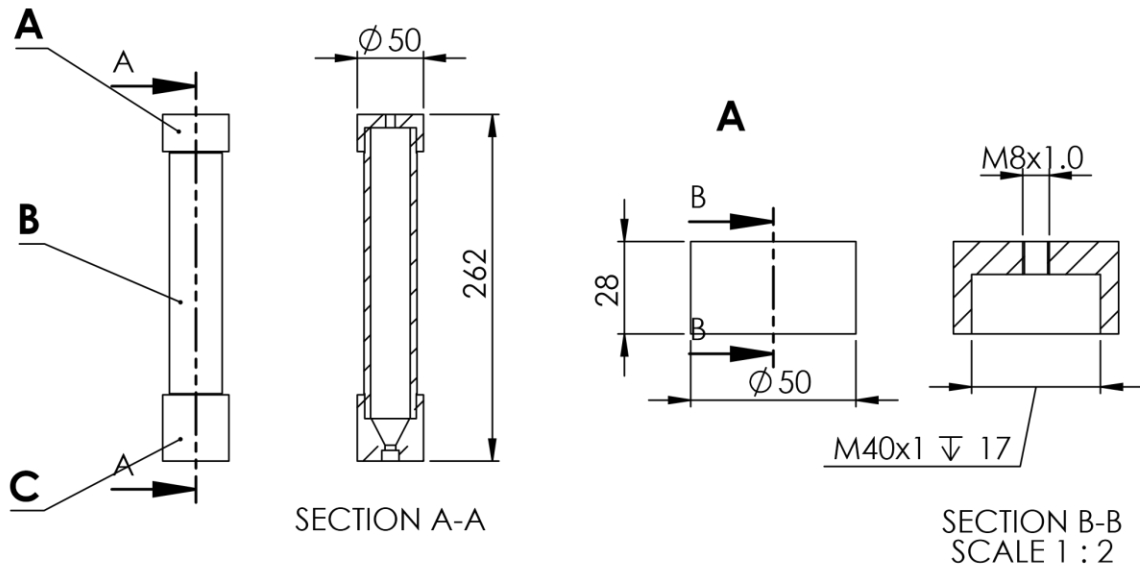
Ο κύλινδρος δοχείου κατασκευάζεται από διαφανές Plexiglas ώστε να επιτρέπει την εύκολη και άμεση μέτρηση στάθμης του νερού.

Αντίστοιχα η βάση του δοχείου ενδοτικότητας δε διαφέρει σε αρχιτεκτονική από το τραπέζι στήριξης του δοχείου εμβόλου. Το μέγεθος του είναι υπολογισμένο ώστε να φέρνει στο ίδιο ύψος το δοχείο ενδοτικότητας με την μέγιστη δυνατή στάθμη νερού του δοχείου 1, για τους λόγους που αναφέρθηκαν παραπάνω. Το ύψος αυτό εξυπηρετεί επίσης την πρόσδεση και συναρμολόγηση των μηχανισμών και των σωληνώσεων στον χώρο κάτω από το τραπέζι και προδίδει ευχέρεια και ευκολία ως προς αυτό.

Οι διαστάσεις και τα μέρη της βάσης απεικονίζονται στο **Σχέδιο 21** και **22**.

Οι τιμές της ενδοτικότητας που μπορούν να αναπαρασταθούν υπολογίζονται μαθηματικά από τον ορισμό της ενδοτικότητας.

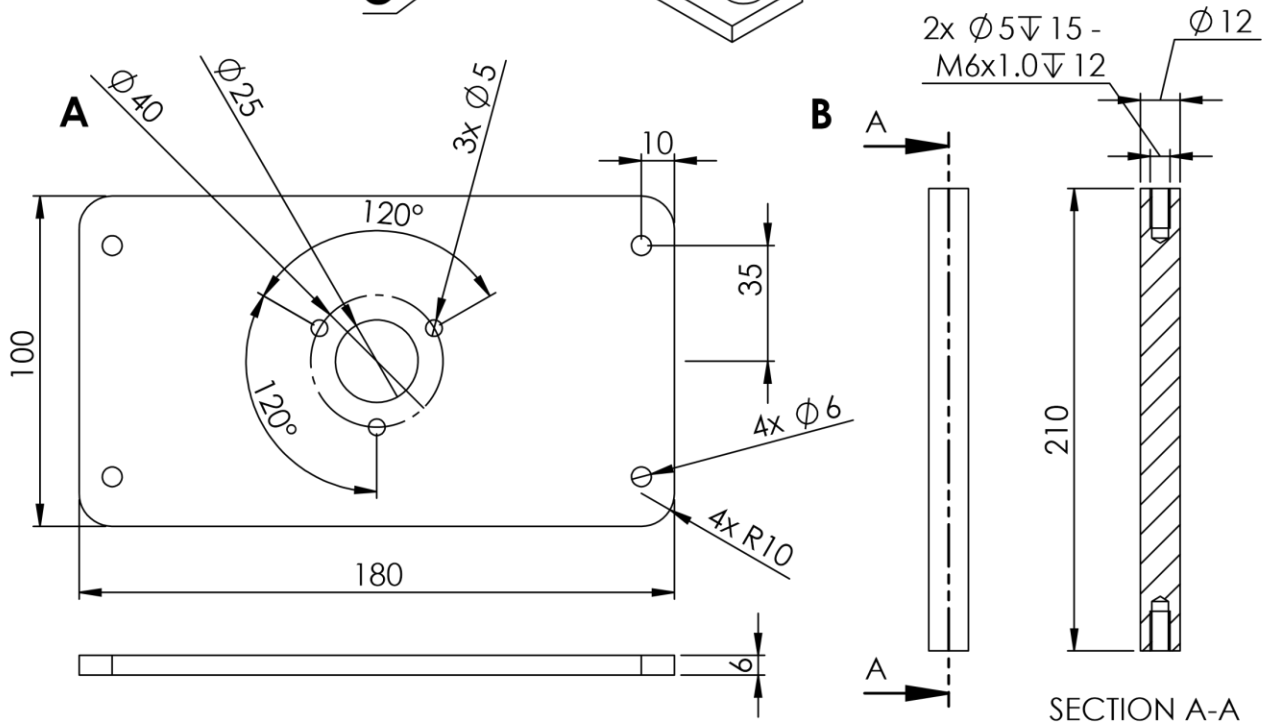
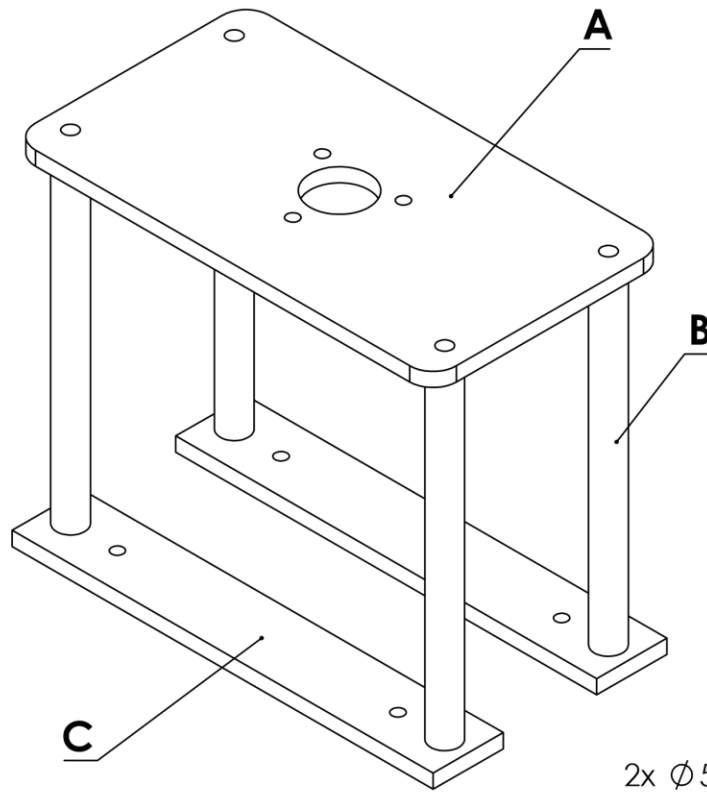
*Βλέπε 2.2.2 Αρτηριακή ενδοτικότητα **Εικόνα 4, 5, 6**.



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
NAME				SIGNATURE		DATE		TITLE:			
DRAWN											
CHK'D											
APP'VD											
MFG											
Q.A						MATERIAL:		DWG. NO.		A4	
						WEIGHT:		SCALE:1:5		SHEET 1 OF 1	

Σχέδιο 20

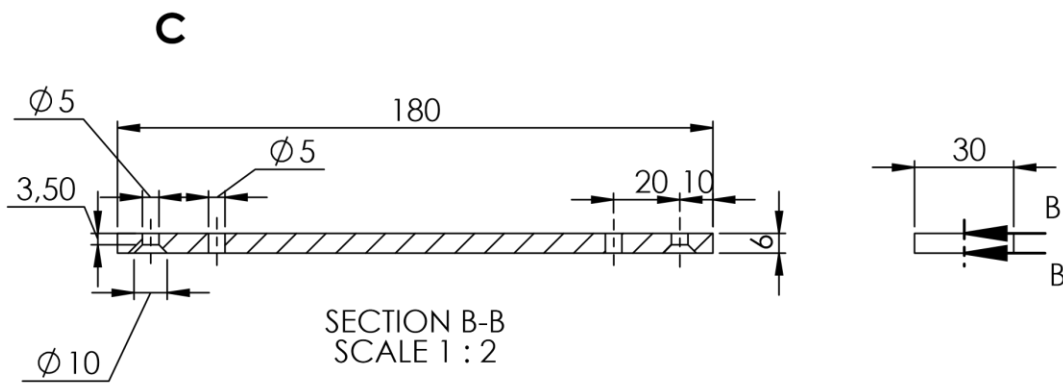
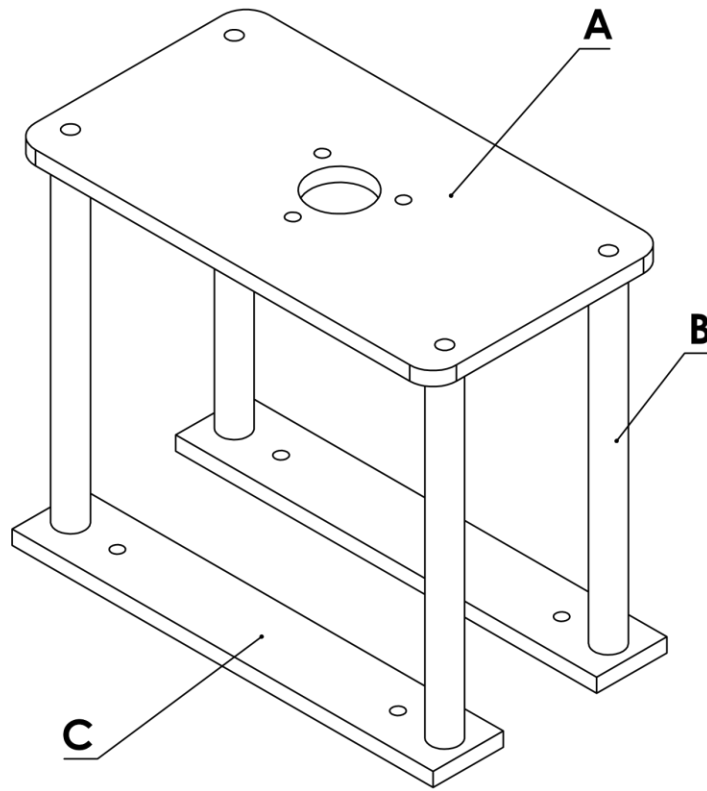
**ASSEMBLY
SCALE 1 : 2**



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
SURFACE FINISH:									
TOLERANCES:									
LINEAR:									
ANGULAR:									
NAME	SIGNATURE	DATE				TITLE:			
DRAWN									
CHK'D									
APP'VD									
MFG									
Q.A					MATERIAL:	DWG NO.		Τραπέζι Ενδ-PARTS 1	
								A4	
					WEIGHT:	SCALE:1:5		SHEET 1 OF 1	

Σχέδιο 21

**ASSEMBLY
SCALE 1 : 2**



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
DRAWN:		SIGNATURE:		DATE:		TITLE:			
CHK'D:									
APPV'D:									
MFG:									
Q.A:						DWG. NO. Τραπέζι Ενδ-PARTS 2		A4	
						SCALE:1:5		SHEET 1 OF 1	
				MATERIAL:					
				WEIGHT:					

Σχέδιο 22

4.2.4.1 Μαθηματικός υπολογισμός του εύρους των τιμών ενδοτικότητας του δοχείου

Χρησιμοποιώντας την γενική σχέση του ορισμού της ενδοτικότητας :

$$C = - \frac{dV_A}{dP_A} \quad (1)$$

Όπου dV_A η μεταβολή όγκου και dP_A η μεταβολή πίεσης, καθώς επίσης τη σχέση πίεσης και όγκου για πολυτροπικές μεταβολές εντός του δοχείου :

$$P_A \cdot V_A^n = const \quad (2)$$

Όπου n ο πολυτροπικός συντελεστής, όπου αυτή μπορεί γραφεί ως ισοθερμοκρασιακή χωρίς ιδιαίτερο σφάλμα :

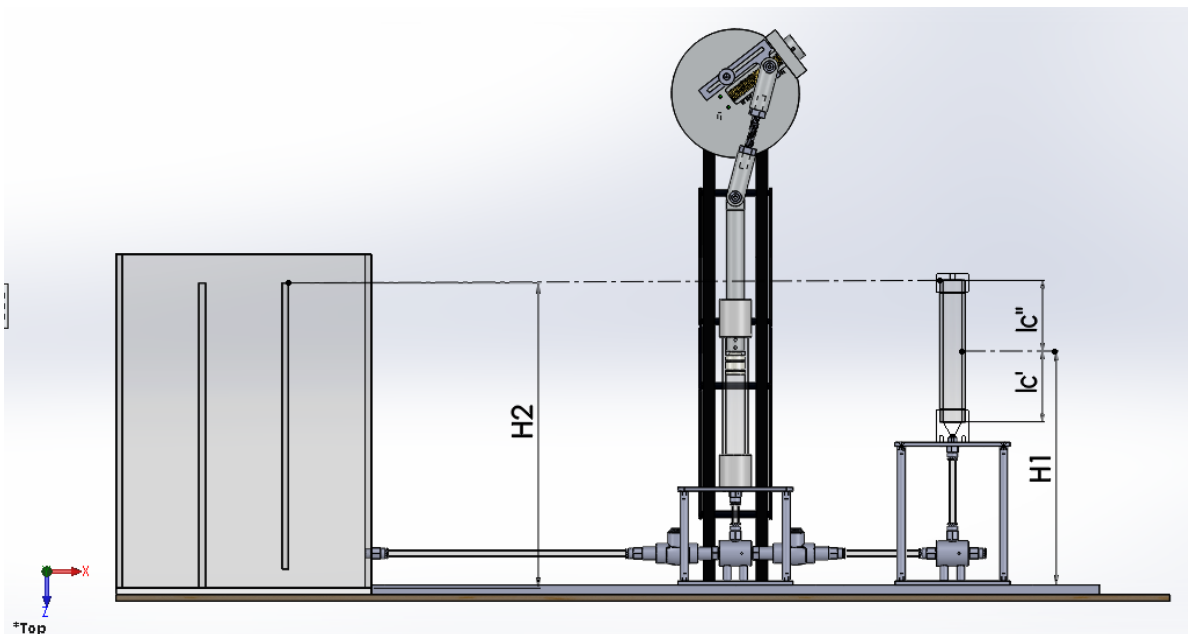
$$(2) \rightarrow P_A \cdot V_A = const \quad (3)$$

Έχουμε ως αποτέλεσμα του συνδυασμού της (1) και της (3) :

$$(1) \text{ , } (3) \rightarrow C = - \frac{dV_A}{dP_A} = + \frac{V_A}{P_A} \quad (4)$$

Το αρνητικό πρόσημο οφείλεται στο γεγονός ότι η αύξηση της πίεσης προκαλεί μείωση του όγκου αέρα και αντίστροφα.

Το δοχείο ενδοτικότητας στην θέση του στο σύστημα απεικονίζεται ποιοτικά στην **Εικόνα 33**.



Εικόνα 33 : Ποιοτική διαστασιολόγηση του συστήματος και του δοχείου ενδοτικότητας

Από την διαστασιολόγηση στην **Εικόνα 33** έχουμε τα εξής μεγέθη :

- H1 : ύψος της στάθμης του νερού μέσα στο δοχείο ενδοτικότητας με σημείο αναφοράς τον πάτο του δοχείου 1.
- H2 : ύψος της στάθμης του νερού μέσα στο δοχείο 1 με σημείο αναφοράς τον πάτο του δοχείου 1.
- lc' : μήκος της στάθμης του νερού μέσα στο δοχείο ενδοτικότητας.
- lc'' : μήκος του αέρα στο δοχείο ενδοτικότητας.

Χρησιμοποιώντας την εξίσωση Bernoulli στο δοχείο ενδοτικότητας έχουμε :

$$P_A = P_W - \rho g H_1 \quad (5)$$

Όπου P_A η πίεση αέρα μέσα στο δοχείο, P_W η πίεση νερού στο σημείο αναφοράς, ρ η πυκνότητα νερού και g η επιτάχυνση της βαρύτητας.

Επειδή το δοχείο 1 είναι ανοιχτό στην ατμόσφαιρα έχουμε :

$$P_W = P_{atm} + \rho g H_2 \quad (6)$$

Οπότε με συνδυασμό των σχέσεων (4), (5), (6) καταλήγουμε :

$$(4) , (5) , (6) \rightarrow C = \frac{V_A}{P_{atm} + \rho g (H_2 - H_1)} \quad (7)$$

Έτσι, με χρήση του τύπου (7) δημιουργούνται οι παρακάτω πίνακες, από τους οποίους στην συνέχεια εξάγονται δυο διαγράμματα. Οι πίνακες παρουσιάζουν τιμές ενδοτικότητας σε προσαρμοσμένες μονάδες μέτρησης, όπου χρησιμοποιούνται ευρέως στην βιβλιογραφία, που προσομοιώνονται για διάφορους όγκους αέρα εντός του δοχείου ανά διαφορά ενός χιλιοστού, υπολογίζοντας ότι το ορατό μήκος του δοχείου κυμαίνεται στα 175 mm, για δυο παρακάτω περιπτώσεις :

- 1) Ο **Πίνακας 1** παρουσιάζει τις τιμές ενδοτικότητας του δοχείου σε περίπτωση που οι στάθμες νερού το δοχείου 1 και του δοχείου ενδοτικότητας είναι ίδιες δηλαδή $H_1 = H_2$

Μήκος Αέρα lc''(mm)	Μήκος Νερού lc' (mm)	Όγκος Αέρα Va (cm ⁻³) ή (ml)	Ενδοτικότητα C (ml/mmHg)	Ενδοτικότητα C (cm ⁵ /dyn) · (10 ⁻⁶)
0	175	0	0,00000000	0
1	174	0,706858	0,00093007	0,697614949
2	173	1,413717	0,00186015	1,395229898
3	172	2,120575	0,00279022	2,092844847
4	171	2,827433	0,00372030	2,790459796
5	170	3,534292	0,00465037	3,488074745

6	169	4,24115	0,00558045	4,185689694
7	168	4,948008	0,00651052	4,883304643
8	167	5,654867	0,00744059	5,580919592
9	166	6,361725	0,00837067	6,278534541
10	165	7,068583	0,00930074	6,97614949
11	164	7,775442	0,01023082	7,673764439
12	163	8,4823	0,01116089	8,371379388
13	162	9,189159	0,01209096	9,068994337
14	161	9,896017	0,01302104	9,766609286
15	160	10,60288	0,01395111	10,46422423
16	159	11,30973	0,01488119	11,16183918
17	158	12,01659	0,01581126	11,85945413
18	157	12,72345	0,01674134	12,55706908
19	156	13,43031	0,01767141	13,25468403
20	155	14,13717	0,01860148	13,95229898
21	154	14,84403	0,01953156	14,64991393
22	153	15,55088	0,02046163	15,34752888
23	152	16,25774	0,02139171	16,04514383
24	151	16,9646	0,02232178	16,74275878
25	150	17,67146	0,02325186	17,44037372
26	149	18,37832	0,02418193	18,13798867
27	148	19,08518	0,02511200	18,83560362
28	147	19,79203	0,02604208	19,53321857
29	146	20,49889	0,02697215	20,23083352
30	145	21,20575	0,02790223	20,92844847
31	144	21,91261	0,02883230	21,62606342
32	143	22,61947	0,02976237	22,32367837
33	142	23,32633	0,03069245	23,02129332
34	141	24,03318	0,03162252	23,71890827
35	140	24,74004	0,03255260	24,41652321
36	139	25,4469	0,03348267	25,11413816
37	138	26,15376	0,03441275	25,81175311
38	137	26,86062	0,03534282	26,50936806
39	136	27,56748	0,03627289	27,20698301
40	135	28,27433	0,03720297	27,90459796
41	134	28,98119	0,03813304	28,60221291
42	133	29,68805	0,03906312	29,29982786
43	132	30,39491	0,03999319	29,99744281
44	131	31,10177	0,04092326	30,69505776
45	130	31,80863	0,04185334	31,3926727

46	129	32,51548	0,04278341	32,09028765
47	128	33,22234	0,04371349	32,7879026
48	127	33,9292	0,04464356	33,48551755
49	126	34,63606	0,04557364	34,1831325
50	125	35,34292	0,04650371	34,88074745
51	124	36,04978	0,04743378	35,5783624
52	123	36,75663	0,04836386	36,27597735
53	122	37,46349	0,04929393	36,9735923
54	121	38,17035	0,05022401	37,67120725
55	120	38,87721	0,05115408	38,36882219
56	119	39,58407	0,05208416	39,06643714
57	118	40,29093	0,05301423	39,76405209
58	117	40,99778	0,05394430	40,46166704
59	116	41,70464	0,05487438	41,15928199
60	115	42,4115	0,05580445	41,85689694
61	114	43,11836	0,05673453	42,55451189
62	113	43,82522	0,05766460	43,25212684
63	112	44,53208	0,05859467	43,94974179
64	111	45,23893	0,05952475	44,64735673
65	110	45,94579	0,06045482	45,34497168
66	109	46,65265	0,06138490	46,04258663
67	108	47,35951	0,06231497	46,74020158
68	107	48,06637	0,06324505	47,43781653
69	106	48,77323	0,06417512	48,13543148
70	105	49,48008	0,06510519	48,83304643
71	104	50,18694	0,06603527	49,53066138
72	103	50,8938	0,06696534	50,22827633
73	102	51,60066	0,06789542	50,92589128
74	101	52,30752	0,06882549	51,62350622
75	100	53,01438	0,06975557	52,32112117
76	99	53,72123	0,07068564	53,01873612
77	98	54,42809	0,07161571	53,71635107
78	97	55,13495	0,07254579	54,41396602
79	96	55,84181	0,07347586	55,11158097
80	95	56,54867	0,07440594	55,80919592
81	94	57,25553	0,07533601	56,50681087
82	93	57,96238	0,07626608	57,20442582
83	92	58,66924	0,07719616	57,90204077
84	91	59,3761	0,07812623	58,59965571
85	90	60,08296	0,07905631	59,29727066

86	89	60,78982	0,07998638	59,99488561
87	88	61,49668	0,08091646	60,69250056
88	87	62,20353	0,08184653	61,39011551
89	86	62,91039	0,08277660	62,08773046
90	85	63,61725	0,08370668	62,78534541
91	84	64,32411	0,08463675	63,48296036
92	83	65,03097	0,08556683	64,18057531
93	82	65,73783	0,08649690	64,87819026
94	81	66,44468	0,08742698	65,5758052
95	80	67,15154	0,08835705	66,27342015
96	79	67,8584	0,08928712	66,9710351
97	78	68,56526	0,09021720	67,66865005
98	77	69,27212	0,09114727	68,366265
99	76	69,97898	0,09207735	69,06387995
100	75	70,68583	0,09300742	69,7614949
101	74	71,39269	0,09393749	70,45910985
102	73	72,09955	0,09486757	71,1567248
103	72	72,80641	0,09579764	71,85433975
104	71	73,51327	0,09672772	72,55195469
105	70	74,22013	0,09765779	73,24956964
106	69	74,92698	0,09858787	73,94718459
107	68	75,63384	0,09951794	74,64479954
108	67	76,3407	0,10044801	75,34241449
109	66	77,04756	0,10137809	76,04002944
110	65	77,75442	0,10230816	76,73764439
111	64	78,46128	0,10323824	77,43525934
112	63	79,16813	0,10416831	78,13287429
113	62	79,87499	0,10509838	78,83048924
114	61	80,58185	0,10602846	79,52810418
115	60	81,28871	0,10695853	80,22571913
116	59	81,99557	0,10788861	80,92333408
117	58	82,70243	0,10881868	81,62094903
118	57	83,40928	0,10974876	82,31856398
119	56	84,11614	0,11067883	83,01617893
120	55	84,823	0,11160890	83,71379388
121	54	85,52986	0,11253898	84,41140883
122	53	86,23672	0,11346905	85,10902378
123	52	86,94358	0,11439913	85,80663872
124	51	87,65044	0,11532920	86,50425367
125	50	88,35729	0,11625928	87,20186862

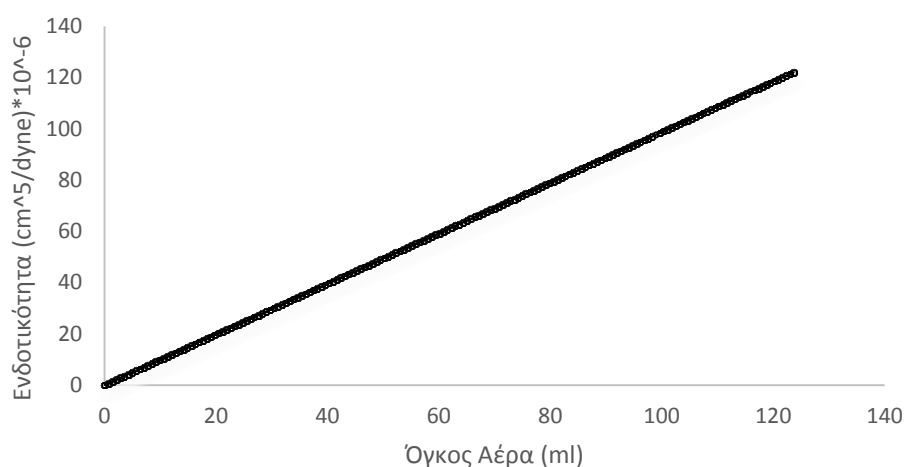
126	49	89,06415	0,11718935	87,89948357
127	48	89,77101	0,11811942	88,59709852
128	47	90,47787	0,11904950	89,29471347
129	46	91,18473	0,11997957	89,99232842
130	45	91,89159	0,12090965	90,68994337
131	44	92,59844	0,12183972	91,38755832
132	43	93,3053	0,12276979	92,08517327
133	42	94,01216	0,12369987	92,78278821
134	41	94,71902	0,12462994	93,48040316
135	40	95,42588	0,12556002	94,17801811
136	39	96,13274	0,12649009	94,87563306
137	38	96,83959	0,12742017	95,57324801
138	37	97,54645	0,12835024	96,27086296
139	36	98,25331	0,12928031	96,96847791
140	35	98,96017	0,13021039	97,66609286
141	34	99,66703	0,13114046	98,36370781
142	33	100,3739	0,13207054	99,06132276
143	32	101,0807	0,13300061	99,7589377
144	31	101,7876	0,13393069	100,4565527
145	30	102,4945	0,13486076	101,1541676
146	29	103,2013	0,13579083	101,8517826
147	28	103,9082	0,13672091	102,5493975
148	27	104,615	0,13765098	103,2470124
149	26	105,3219	0,13858106	103,9446274
150	25	106,0288	0,13951113	104,6422423
151	24	106,7356	0,14044120	105,3398573
152	23	107,4425	0,14137128	106,0374722
153	22	108,1493	0,14230135	106,7350872
154	21	108,8562	0,14323143	107,4327021
155	20	109,563	0,14416150	108,1303171
156	19	110,2699	0,14509158	108,827932
157	18	110,9768	0,14602165	109,525547
158	17	111,6836	0,14695172	110,2231619
159	16	112,3905	0,14788180	110,9207769
160	15	113,0973	0,14881187	111,6183918
161	14	113,8042	0,14974195	112,3160068
162	13	114,5111	0,15067202	113,0136217
163	12	115,2179	0,15160209	113,7112367
164	11	115,9248	0,15253217	114,4088516
165	10	116,6316	0,15346224	115,1064666

166	9	117,3385	0,15439232	115,8040815
167	8	118,0453	0,15532239	116,5016965
168	7	118,7522	0,15625247	117,1993114
169	6	119,4591	0,15718254	117,8969264
170	5	120,1659	0,15811261	118,5945413
171	4	120,8728	0,15904269	119,2921563
172	3	121,5796	0,15997276	119,9897712
173	2	122,2865	0,16090284	120,6873862
174	1	122,9934	0,16183291	121,3850011
175	0	123,7002	0,16276299	122,0826161

Πίνακας 1

Το διάγραμμα που εξάγεται είναι το εξής :

Περίπτωση όπου $H_1=H_2$



Διάγραμμα 1

2) Ο Πίνακας 2 παρουσιάζει τις τιμές ενδοτικότητας του δοχείου για στάθμη νερού στο δοχείο 1 σταθερή, μέγιστη και ίση με 475 mm.

Μήκος Αέρα l_c'' (mm)	Μήκος Νερού l_c' (mm)	Όγκος Αέρα V_a (cm^{-3}) ή (ml)	Ενδοτικότητα C (ml/mmHg)	Ενδοτικότητα C (cm^5/dyn) · (10^{-6})
0	175	0	0	0
1	174	0,706858	0,000931	0,698087
2	173	1,413717	0,001861	1,396039
3	172	2,120575	0,002792	2,093856
4	171	2,827433	0,003722	2,791539
5	170	3,534292	0,004652	3,489086

6	169	4,24115	0,005582	4,186499
7	168	4,948008	0,006511	4,883776
8	167	5,654867	0,007441	5,58092
9	166	6,361725	0,00837	6,277928
10	165	7,068583	0,009299	6,974802
11	164	7,775442	0,010228	7,671541
12	163	8,4823	0,011157	8,368146
13	162	9,189159	0,012085	9,064616
14	161	9,896017	0,013013	9,760951
15	160	10,60288	0,013942	10,45715
16	159	11,30973	0,01487	11,15322
17	158	12,01659	0,015798	11,84915
18	157	12,72345	0,016725	12,54495
19	156	13,43031	0,017653	13,24061
20	155	14,13717	0,01858	13,93614
21	154	14,84403	0,019507	14,63154
22	153	15,55088	0,020434	15,3268
23	152	16,25774	0,021361	16,02193
24	151	16,9646	0,022287	16,71692
25	150	17,67146	0,023214	17,41178
26	149	18,37832	0,02414	18,1065
27	148	19,08518	0,025066	18,80109
28	147	19,79203	0,025992	19,49555
29	146	20,49889	0,026918	20,18987
30	145	21,20575	0,027843	20,88406
31	144	21,91261	0,028768	21,57812
32	143	22,61947	0,029694	22,27204
33	142	23,32633	0,030618	22,96583
34	141	24,03318	0,031543	23,65948
35	140	24,74004	0,032468	24,353
36	139	25,4469	0,033392	25,04639
37	138	26,15376	0,034317	25,73964
38	137	26,86062	0,035241	26,43276
39	136	27,56748	0,036165	27,12574
40	135	28,27433	0,037088	27,8186
41	134	28,98119	0,038012	28,51132
42	133	29,68805	0,038935	29,2039
43	132	30,39491	0,039858	29,89635
44	131	31,10177	0,040781	30,58867
45	130	31,80863	0,041704	31,28086

46	129	32,51548	0,042627	31,97291
47	128	33,22234	0,043549	32,66483
48	127	33,9292	0,044472	33,35661
49	126	34,63606	0,045394	34,04827
50	125	35,34292	0,046316	34,73979
51	124	36,04978	0,047238	35,43117
52	123	36,75663	0,048159	36,12243
53	122	37,46349	0,049081	36,81355
54	121	38,17035	0,050002	37,50453
55	120	38,87721	0,050923	38,19539
56	119	39,58407	0,051844	38,88611
57	118	40,29093	0,052764	39,5767
58	117	40,99778	0,053685	40,26716
59	116	41,70464	0,054605	40,95748
60	115	42,4115	0,055526	41,64767
61	114	43,11836	0,056446	42,33773
62	113	43,82522	0,057365	43,02765
63	112	44,53208	0,058285	43,71745
64	111	45,23893	0,059204	44,40711
65	110	45,94579	0,060124	45,09664
66	109	46,65265	0,061043	45,78603
67	108	47,35951	0,061962	46,47529
68	107	48,06637	0,062881	47,16442
69	106	48,77323	0,063799	47,85342
70	105	49,48008	0,064718	48,54229
71	104	50,18694	0,065636	49,23102
72	103	50,8938	0,066554	49,91962
73	102	51,60066	0,067472	50,60809
74	101	52,30752	0,068389	51,29643
75	100	53,01438	0,069307	51,98463
76	99	53,72123	0,070224	52,6727
77	98	54,42809	0,071141	53,36064
78	97	55,13495	0,072058	54,04845
79	96	55,84181	0,072975	54,73613
80	95	56,54867	0,073892	55,42367
81	94	57,25553	0,074808	56,11109
82	93	57,96238	0,075725	56,79837
83	92	58,66924	0,076641	57,48552
84	91	59,3761	0,077557	58,17253
85	90	60,08296	0,078473	58,85942

86	89	60,78982	0,079388	59,54617
87	88	61,49668	0,080304	60,23279
88	87	62,20353	0,081219	60,91928
89	86	62,91039	0,082134	61,60564
90	85	63,61725	0,083049	62,29187
91	84	64,32411	0,083963	62,97796
92	83	65,03097	0,084878	63,66393
93	82	65,73783	0,085792	64,34976
94	81	66,44468	0,086707	65,03546
95	80	67,15154	0,087621	65,72103
96	79	67,8584	0,088534	66,40647
97	78	68,56526	0,089448	67,09178
98	77	69,27212	0,090362	67,77695
99	76	69,97898	0,091275	68,462
100	75	70,68583	0,092188	69,14691
101	74	71,39269	0,093101	69,83169
102	73	72,09955	0,094014	70,51634
103	72	72,80641	0,094926	71,20086
104	71	73,51327	0,095839	71,88525
105	70	74,22013	0,096751	72,56951
106	69	74,92698	0,097663	73,25364
107	68	75,63384	0,098575	73,93763
108	67	76,3407	0,099487	74,6215
109	66	77,04756	0,100398	75,30523
110	65	77,75442	0,10131	75,98883
111	64	78,46128	0,102221	76,67231
112	63	79,16813	0,103132	77,35565
113	62	79,87499	0,104043	78,03886
114	61	80,58185	0,104954	78,72194
115	60	81,28871	0,105864	79,40489
116	59	81,99557	0,106775	80,08771
117	58	82,70243	0,107685	80,7704
118	57	83,40928	0,108595	81,45296
119	56	84,11614	0,109505	82,13538
120	55	84,823	0,110414	82,81768
121	54	85,52986	0,111324	83,49985
122	53	86,23672	0,112233	84,18188
123	52	86,94358	0,113142	84,86379
124	51	87,65044	0,114051	85,54557
125	50	88,35729	0,11496	86,22721

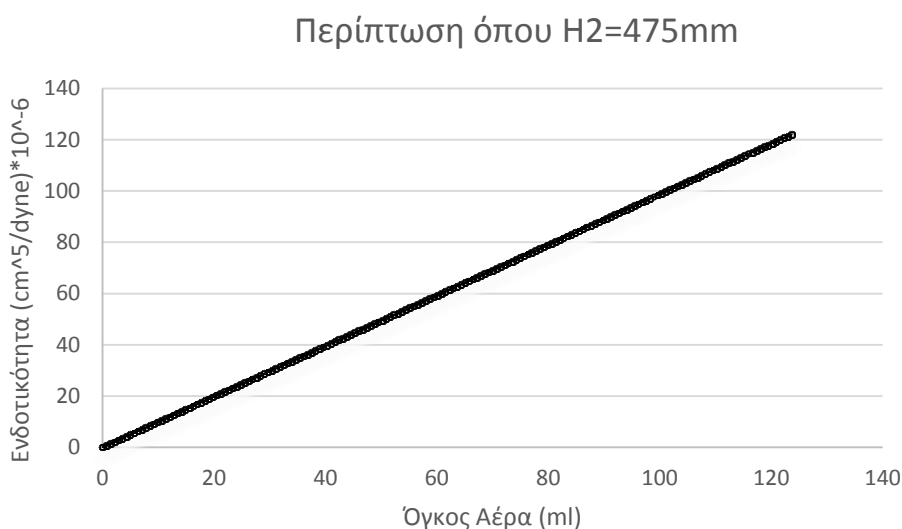
126	49	89,06415	0,115868	86,90873
127	48	89,77101	0,116777	87,59011
128	47	90,47787	0,117685	88,27137
129	46	91,18473	0,118593	88,95249
130	45	91,89159	0,119501	89,63349
131	44	92,59844	0,120409	90,31435
132	43	93,3053	0,121316	90,99509
133	42	94,01216	0,122224	91,67569
134	41	94,71902	0,123131	92,35617
135	40	95,42588	0,124038	93,03651
136	39	96,13274	0,124945	93,71673
137	38	96,83959	0,125852	94,39681
138	37	97,54645	0,126758	95,07677
139	36	98,25331	0,127665	95,75659
140	35	98,96017	0,128571	96,43629
141	34	99,66703	0,129477	97,11585
142	33	100,3739	0,130383	97,79529
143	32	101,0807	0,131288	98,4746
144	31	101,7876	0,132194	99,15378
145	30	102,4945	0,133099	99,83282
146	29	103,2013	0,134004	100,5117
147	28	103,9082	0,134909	101,1905
148	27	104,615	0,135814	101,8692
149	26	105,3219	0,136719	102,5477
150	25	106,0288	0,137623	103,2261
151	24	106,7356	0,138527	103,9044
152	23	107,4425	0,139432	104,5825
153	22	108,1493	0,140335	105,2606
154	21	108,8562	0,141239	105,9384
155	20	109,563	0,142143	106,6162
156	19	110,2699	0,143046	107,2938
157	18	110,9768	0,14395	107,9713
158	17	111,6836	0,144853	108,6487
159	16	112,3905	0,145756	109,3259
160	15	113,0973	0,146658	110,003
161	14	113,8042	0,147561	110,68
162	13	114,5111	0,148463	111,3569
163	12	115,2179	0,149365	112,0336
164	11	115,9248	0,150267	112,7102
165	10	116,6316	0,151169	113,3866

166	9	117,3385	0,152071	114,063
167	8	118,0453	0,152973	114,7392
168	7	118,7522	0,153874	115,4153
169	6	119,4591	0,154775	116,0912
170	5	120,1659	0,155676	116,767
171	4	120,8728	0,156577	117,4427
172	3	121,5796	0,157478	118,1183
173	2	122,2865	0,158378	118,7937
174	1	122,9934	0,159279	119,469
175	0	123,7002	0,160179	120,1442

Πίνακα 2

Ανατρέχοντας στην **Εικόνα 4 και 5** του κεφ. 2.2.2 σελ. 26 βλέπουμε ότι οι τιμές αυτές ως μέγιστη και ελάχιστη εμπεριέχουν επαρκώς τις αντίστοιχες βιολογικές τιμές ενδοτικότητας.

Από τον **Πίνακα 2** εξάγεται το παρακάτω διάγραμμα :



Διάγραμμα 2

4.2.5 Δεύτερο δοχείο συγκέντρωσης νερού

Το δεύτερο δοχείο συγκέντρωσης νερού αποτελεί την δεξαμενή εκείνη όπου το νερό καταθλίβεται, δηλαδή, καταλήγει κατά την λειτουργία του συστήματος. Το δοχείο είναι συναρμολόγημα επτά μερών κατάλληλης διάταξης και διαστάσεων.

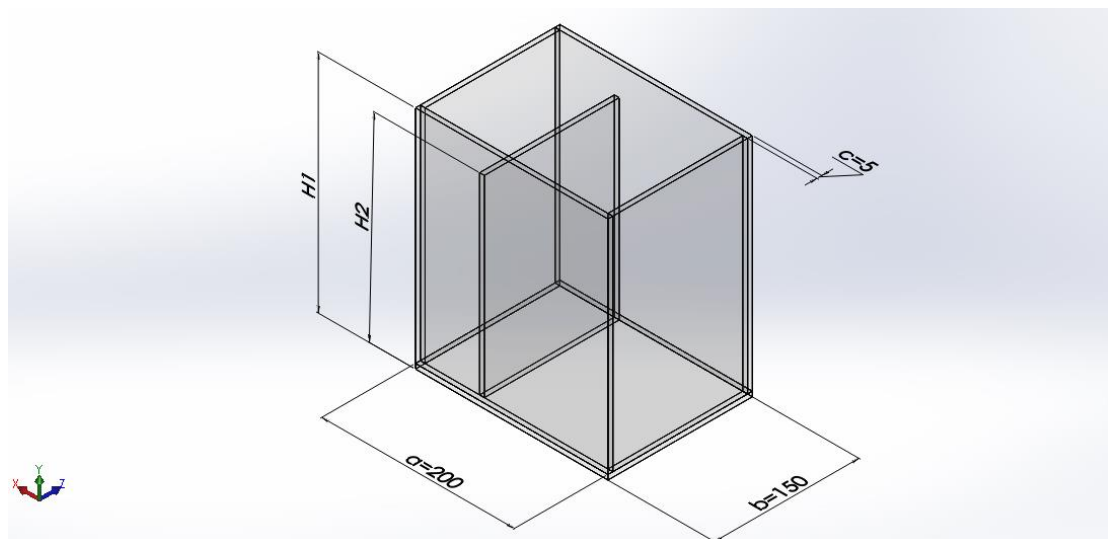
Από τα μέρη του το δοχείο χωρίζεται σε δύο χώρους **A**, **B** διαφορετικής χωρητικότητας. Οι διαστάσεις του καθορίζονται ως εξής :

- Ολικό δοχείο εξωτερικές διαστάσεις : 200 X 150 X 235 mm³
- Ολικό δοχείο εσωτερικές διαστάσεις : 190 X 140 X 230 mm³
- **A** χώρος εσωτερικές διαστάσεις : 60 X 140 X 200 mm³
- **B** χώρος εσωτερικές διαστάσεις : 125 X 140 X 200 mm³

Το δοχείο είναι κατασκευασμένο από Plexiglas, τα μέρη που το απαρτίζουν και οι διαστάσεις τους απεικονίζονται στο **Σχέδιο 23** και **Σχέδιο 24**.

Το δοχείου 2 είναι τοποθετημένο σε μια ζυγαριά ακριβείας. Ρόλος αυτής είναι να μετράει την ποσότητα του νερού και τον χρόνο και ρυθμό με τον οποίο το νερό εξέρχεται από το σύστημα.

Το μέγιστο ζυγιζόμενο βάρος που δύναται να ζυγίσει η ζυγαριά εκ κατασκευής της είναι 7,2 kg ~ 7200 gr. Αυτό μας προκαθορίζει την μέγιστη δυνατή χωρητικότητα του δοχείου 2 άρα και τις διαστάσεις. Στην **Εικόνα 40** φαίνεται η ποιοτική διαστασιολόγηση.



Εικόνα 40: Ποιοτική διαστασιολόγηση του δοχείου 2

Όπου H1 : εξωτερικό ύψος, H2 : εσωτερικό ύψος, α : εξωτερικό μήκος, b : εξωτερικό πλάτος, c : πάχος τοιχωμάτων.

Για την επαρκή διαφορά θέτουμε :

$$H1 = H2 + 30 \text{ mm} \quad (1)$$

και με δεδομένα την πυκνότητα Plexiglas $\rho_p = 1,9 \cdot 10^{-3} \text{ gr/mm}^3$ και την πυκνότητα νερού $\rho_w = 10^{-3} \text{ gr/mm}^3$ κατασκευάζουμε τον τύπο :

$$V_p \cdot \rho_p + V_w \cdot \rho_w = 7200 \text{ gr} \quad (2)$$

Όπου V_p : όγκος Plexiglas, V_w : όγκος νερού

Έτσι έχουμε

$$V_p = 2 \cdot 5(H1 - 5) \cdot a + 2 \cdot 5(H1 - 5)(b - 10) + 5 \cdot a \cdot b + 5(H2 - 5)(b - 10)$$

$$V_p = 3400(H1 - 5) + 700(H2 - 5) + 150000$$

$$V_p = 3400H1 + 700H2 + 129500 \quad (3) ,$$

$$V_w = (a - 10)(b - 10)(H2 - 5) - 5(H2 - 5)(b - 10)$$

$$V_w = 25900H2 - 136500 \quad (4) ,$$

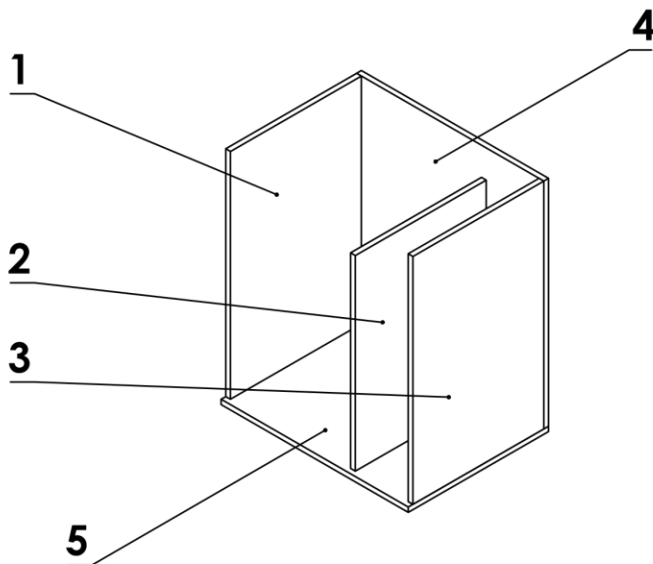
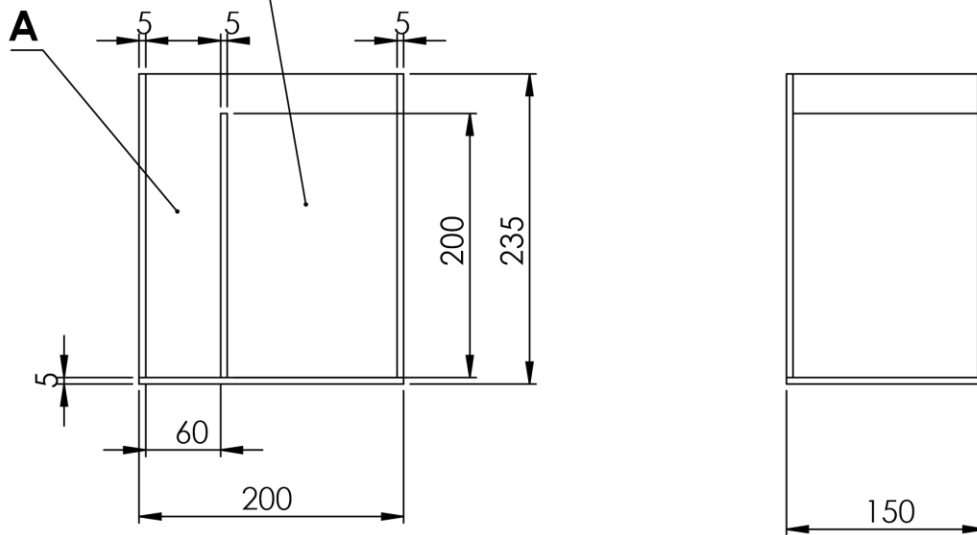
$$(2), (3), (4) \rightarrow 6,46H1 + 27,23H2 = 7090,44 \quad (5) ,$$

$$\begin{pmatrix} (1) \\ (5) \end{pmatrix} \rightarrow \begin{cases} H1 \cong 235 \text{ mm} \\ H2 \cong 205 \text{ mm} \end{cases}$$

Ο σωλήνας απόληξης του συστήματος αποβάλει το νερό στο χώρο **A** με σκοπό να ελαχιστοποιηθούν οι πιθανές αναταράξεις που μπορεί το αποβαλλόμενο νερό να δημιουργήσει στον αισθητήρα της ζυγαριάς.

Το δοχείο 2 τοποθετείται στο ίδιο ύψος με το δοχείο 1 για αποφυγή διαφοράς υδροστατικής πίεσης κυρίως σε κατάσταση ηρεμίας του συστήματος.

Vw=5,17 lt B



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
DRAWN:				SIGNATURE:		DATE:		TITLE:			
CHK'D:											
APPV'D:											
MFG:											
Q.A:						MATERIAL:		DWG NO.		Assem1 Δοχείο 2 A4	
						WEIGHT:		SCALE:1:5		SHEET 1 OF 1	

Σχέδιο 23

4.2.6 Βάνες πύλης, βάνες αντεπιστροφής, Τάφφ σύνδεσης σωληνώσεων, σωληνώσεις.

4.2.6.1 Βάνες πύλης (gate valves)

Στην παρούσα εργασία για την προσομοίωση των αντιστάσεων των περιφερειακών αγγείων του αρτηριακού συστήματος, έχουν επιλεγεί βάνες πύλης (gate valves).

Ο λόγος αυτής της επιλογής είναι η όσο γίνεται μεγαλύτερη αποφυγή των αναταράξεων που μπορεί να προκαλέσει η γεωμετρία των βανών κατά την λειτουργία τους στη ροή του ρευστού, δεδομένου του ότι η ροή είναι ασταθής και παλινδρομική.

Έτσι, μεταβάλλοντας τη διατομή της σωλήνωσης πετυχαίνουμε κατά βούληση διαφορετικές τιμές αντίστασης στο σύστημα.

Η βάνες είναι τέσσερις σε αριθμό, για ευχέρεια χρησιμοποίησης τους σε εναλλακτικά μοντέλα και διαφορετικά κυκλοφορικά συστήματα, της Εταιρείας Bonney Forge. Τα χαρακτηριστικά των βανών απεικονίζονται στην **Εικόνα 41** από το site της Εταιρείας.

B GATE VALVES- WELDED BONNET- FULL & STANDARD PORT
BONNEY FORGE

800 LB.

Design construction:
API 602 - ASME B16.34 - BS 5352
Testing according to API 598
Marking MSS SP25
Outside Screw and Yoke (OS&Y)
Self aligning two piece packing gland
Integral backseat
Body Bonnet Weld to ASME IX
Socket Weld Ends to ASME B16.11
Screwed Ends (NPT) to ASME B1.20.1
Butt Welding Ends to ASME B16.25
Ratings:
- carbon steel class 800 1975 psig @ 100°F
138 bar + 38°C
- carbon steel class 1500 3705 psig @ 100°F
255 bar + 38°C



800 LB. 1/4 6

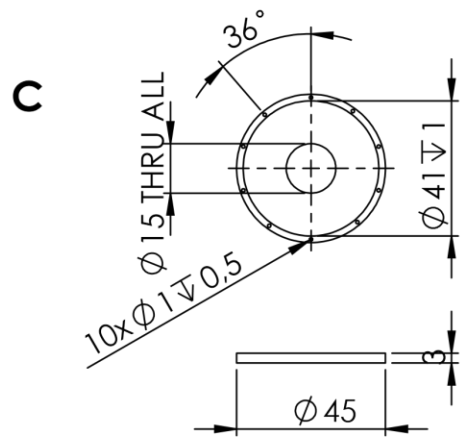
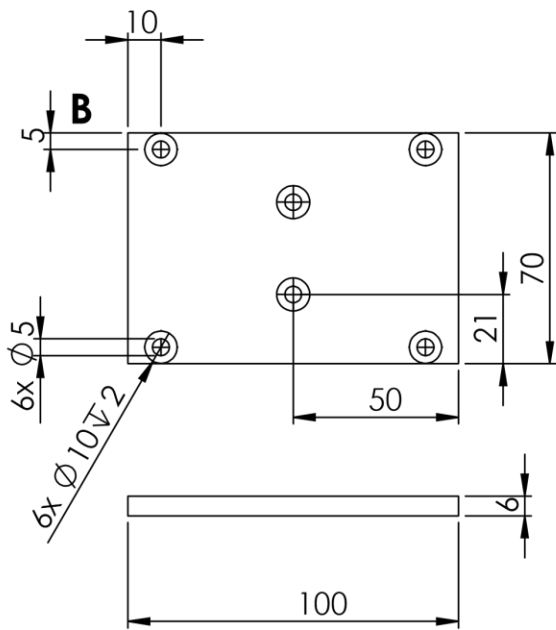
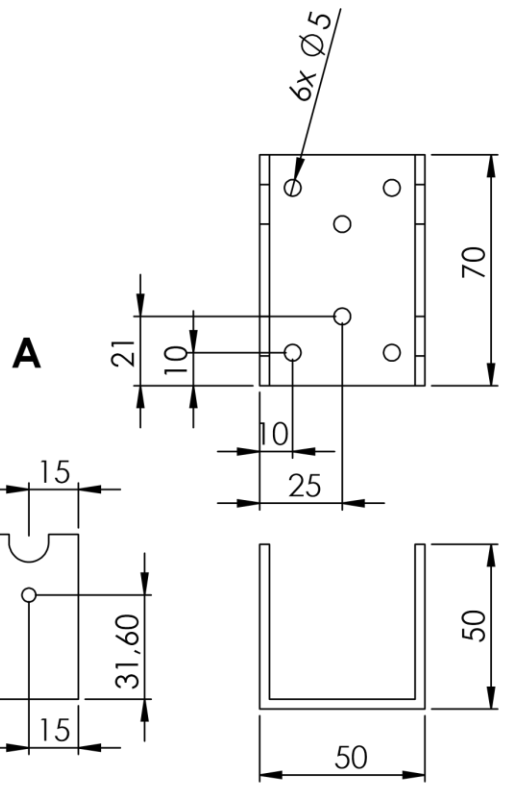
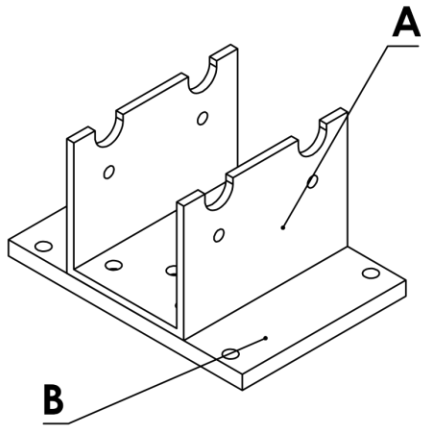
FULL PORT - FIG. W 10							
	A inch mm	B open	C inch mm	F	G	Weight	PACKING
SIZE inch mm	3.15 80	5.98 152	3.46 88	.31 8	1.26 32	3.25 1.5	BH2

Εικόνα 41: Βάνα πύλης (gate valve)

Για την πάκτωση των βανών πύλης στις θέσεις του συστήματος σχεδιάστηκαν και κατασκευάστηκαν 4 βάσεις στήριξης οι οποίες αποτελούνται από 2 μέρη όπως φαίνεται στο **Σχέδιο 25A** και **Σχέδιο 25B**.

Τέλος για την ακριβή μετατόπιση της εσωτερικής πύλης, της μεταβολής της διατομής και κατά συνέπεια της μεταβολής των τιμών αντίστασης των βανών σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε μετρητής ο οποίος τοποθετήθηκε στο επάνω μέρος της βάνας. Αυτός σχεδιάστηκε έτσι ώστε να χωρίζει μια πλήρη περιστροφή του πάνω μέρους της βάνας σε 10 κλάσματα-τόξα των 36° δεδομένου ότι ο Ατέρμων κοχλίας της βάνας έχει βήμα 1mm.

Ο μετρητής βάνας απεικονίζεται στο **Σχέδιο 25C**.



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
DRAWN:				SIGNATURE:		DATE:		TITLE:			
CHK'D:				SIGNATURE:		DATE:		DWG. NO. Μέρη βάνας A,B,C			
APPV'D:				SIGNATURE:		DATE:		A4			
MFG:				SIGNATURE:		DATE:		SCALE:1:2			
Q.A:				SIGNATURE:		DATE:		SHEET 1 OF 1			
WEIGHT:				MATERIAL:		DATE:					

Σχέδιο 25

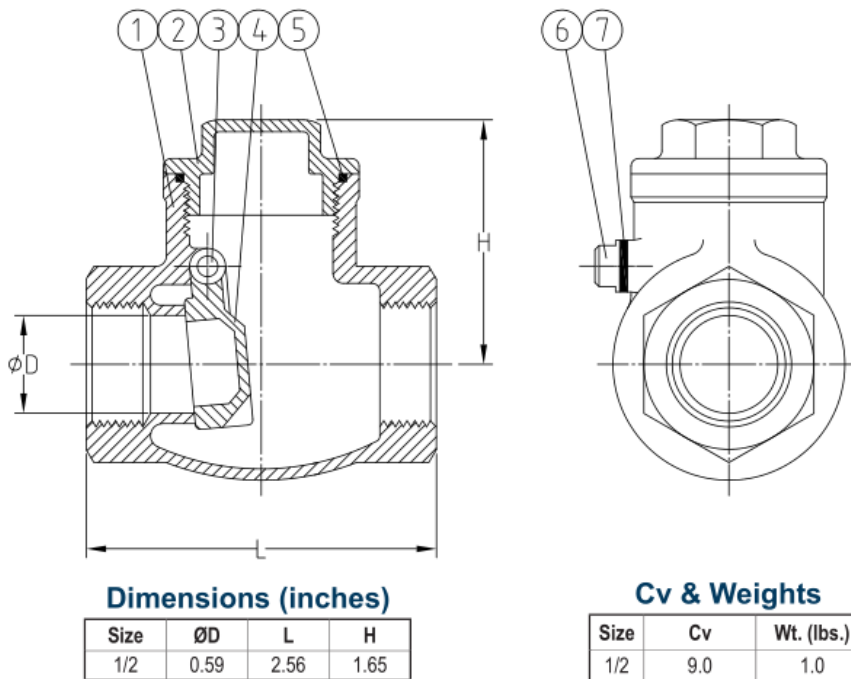
4.2.6.2 Βάνες αντεπιστροφής (check valves)

Οι βάνες αντεπιστροφής προσομοιώνουν τις βαλβίδες της καρδιάς και ορίζουν την κατεύθυνση της ροής. Για την εξυπηρέτηση της προσομοίωσης του καρδιαρτηριακού συστήματος αγοράστηκαν από το εμπόριο δυο βάνες αντεπιστροφής (check valves) της Εταιρείας FNW. Τα χαρακτηριστικά των βανών αντεπιστροφής φαίνονται στην **Εικόνα 42**.

FNW™

Figure 16B-200
STAINLESS STEEL CHECK VALVES

200 WOG SWING CHECK VALVE



Εικόνα 42: Βάνες αντεπιστροφής (check valves)

4.2.6.3 Ταυφ σύνδεσης σωληνώσεων

Για τις ανάγκες του συστήματος και την διάταξη των μερών του κατασκευάστηκαν 3 Ταυφ σύνδεσης σωληνώσεων για την διακλάδωση της ροής. Σε αυτά προβλέπεται και θέση για μανόμετρο για την μέτρηση της πίεσης στην θέση αυτή κατά την λειτουργία του συστήματος.

Αυτά τοποθετούνται ως εξής στην πλάκα διάταξης του συστήματος :

- Δυο θέσεις για Ταυφ σύνδεσης σωληνώσεων ανάμεσα στις προβλεπόμενες θέσεις διάταξης για δοχείου ενδοτικότητας.
- Μια θέση για Ταυφ σύνδεσης σωληνώσεων ανάμεσα στην προβλεπόμενη θέση διάταξης για το δοχείο εμβολισμού.

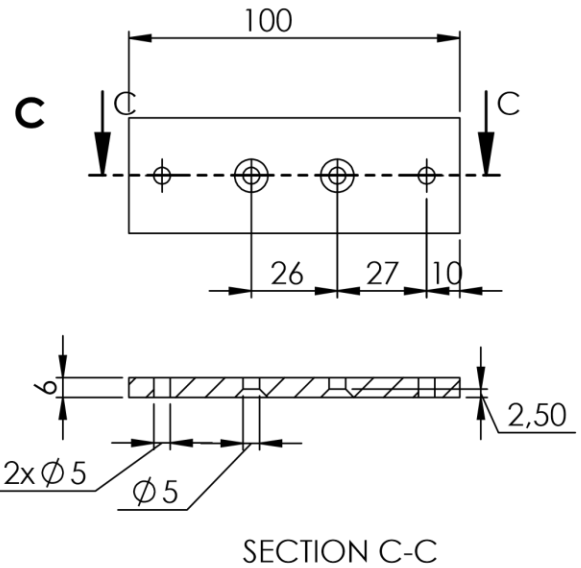
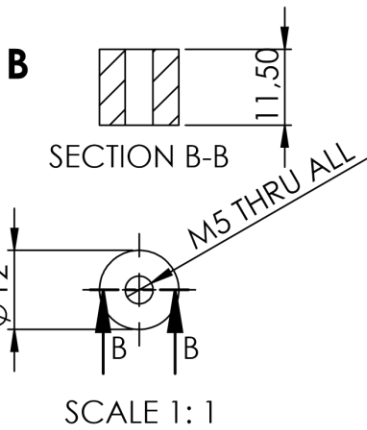
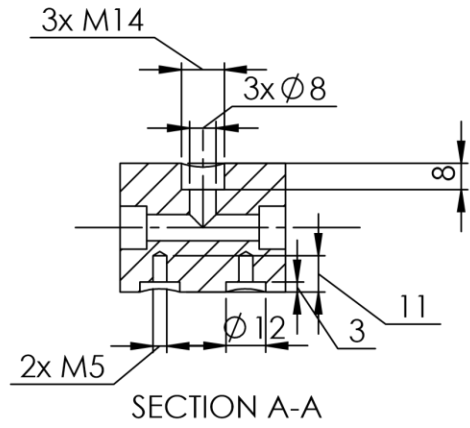
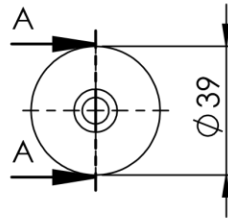
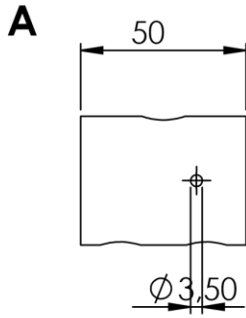
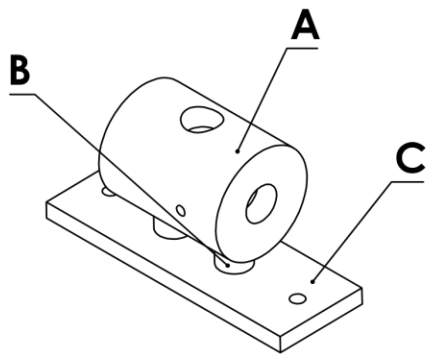
Τα Ταυφ σύνδεσης σωληνώσεων και τα μέρη που τα αποτελούν έχουν κατασκευαστεί από αλουμίνιου και οι διαστάσεις και τα σχέδια τους απεικονίζονται στο **Σχέδιο 26**.

4.2.6.4 Σωληνώσεις

Οι σωληνώσεις αποτελούνε το μέσο από το οποίο διέρχεται το ρευστό κατά την λειτουργία του συστήματος. Το υλικό τους έχει επιλεγεί να είναι άκαμπτο με γνώμονα την μηδενική ενδοτικότητα των σωλήνων, ώστε αυτή να εκφράζεται όσο το δυνατόν καλύτερα στο δοχείο ενδοτικότητας. Οι σωληνώσεις είναι διαφανείς για να γίνεται ορατή η ύπαρξη αέρα σε αυτές.

Η διατομή τους είναι \varnothing 8 mm και καθορίστηκε τόσο, από την δυνατή τιμή διατομής που παρείχαν οι βάνες πύλης του εμπορίου.

Για την καλύτερη μετάδοση του ρευστού, χωρίς πολλές αλλοιώσεις και αναταράξεις στην ροή του, στα μέρη όπου αυτό μεταφέρεται εκτός των λειτουργικών μερών των δοχείων αλλά και με εξαίρεση την μικρή αλλαγή στην διατομή των βανών αντεπιστροφής, η διατομή στο σύστημα παραμένει σταθερή \varnothing 8 mm.



UNLESS OTHERWISE SPECIFIED: DIMENSIONS ARE IN MILLIMETERS SURFACE FINISH: TOLERANCES: LINEAR: ANGULAR:				FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		DO NOT SCALE DRAWING		REVISION	
DRAWN:				SIGNATURE:		DATE:		TITLE:			
CHK'D:											
APPV'D:											
MFG:											
Q.A:						MATERIAL:		DWG NO.		T και PARTS	
										A4	
						WEIGHT:		SCALE:1:2		SHEET 1 OF 1	

Σχέδιο 26

5

Οδηγός για την λειτουργία του συστήματος

Δυο βασικές σημαντικές διατάξεις του συστήματος, ως προς την μελέτη για βιοϊατρικούς και ρευστομηχανικούς επιστημονικούς λόγους είναι οι εξής:

- Η διάταξη αναπαράστασης του ανθρώπινου συστήματος αριστερής κοιλίας – αρτηριών
- Η διάταξη και η λειτουργία της αντλίας πιστονίου χωρίς βάνες-βαλβίδες

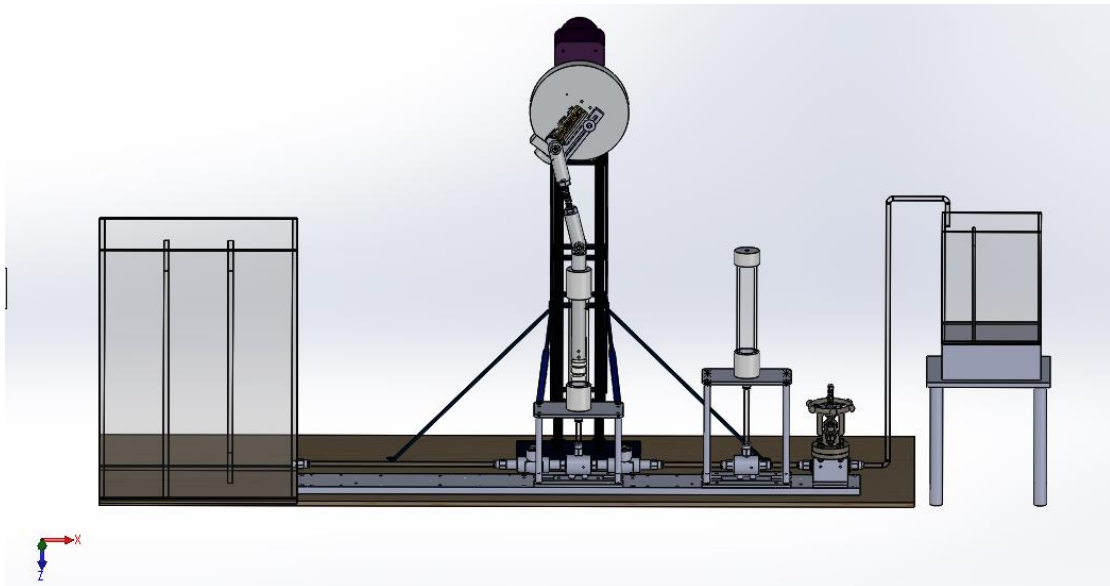
Στο κεφάλαιο αυτό, το σύστημα διαμορφώνεται σε μια διάταξη, για να αντιπροσωπεύσει το ανθρώπινο σύστημα αριστερής κοιλίας – αρτηριών

5.1 Ρυθμίσεις για την προσομοίωση του καρδιοαρτηριακού συστήματος του ανθρώπου

Το σύστημα μας διατάσσεται έτσι ώστε να αναπαριστά με συγκεντρωμένα στοιχεία το ανθρώπινο σύστημα αριστερής κοιλίας – αρτηριών. Η διάταξη αυτή αποτελείται από :

- 1) Το πρώτο δοχείο συγκέντρωσης νερού
- 2) Την αντλία πιστονιού ρυθμισμένη κατάλληλα
- 3) Το δοχείο ενδοτικότητας ρυθμισμένο κατάλληλα
- 4) Δύο βάνες αντεπιστροφής (check valves)
- 5) Μια βάνα αντίστασης (gate valve) ρυθμισμένη κατάλληλα
- 6) Το δεύτερο δοχείο συγκέντρωσης νερού

Η διάταξη ρυθμισμένη κατάλληλα απεικονίζεται στην **Εικόνα 43**.

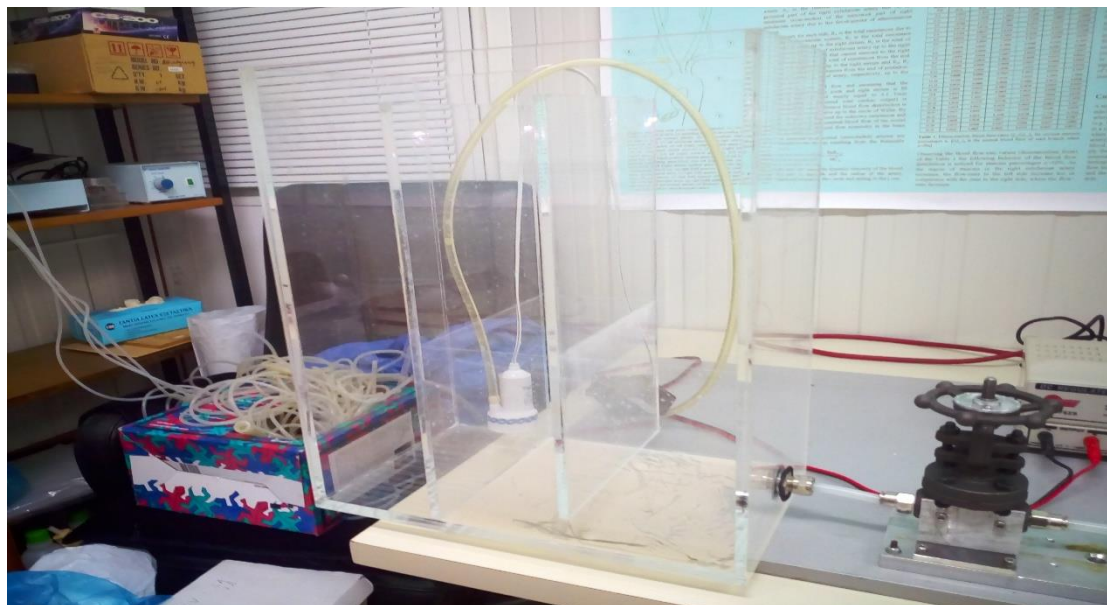


Εικόνα 43: Μηχανισμός αναπαραστάσης καρδιοαρτηριακού συστήματος έτοιμος για λειτουργία

5.1.1 Ρύθμιση πρώτου δοχείου

Η στάθμη του νερού στο πρώτο δοχείο είναι η μέγιστη στάθμη 475mm. Για την σταθεροποίηση της υδροστατικής πίεσης κατά την λειτουργία ρυθμίζουμε την σεντίνα στον χώρο A κατάλληλα ώστε να προσδίδει κατάλληλη παροχή νερού στον χώρο B και C κατά την ανάλυση που προηγήθηκε στο 4^ο Κεφάλαιο.

Το πρώτο δοχείο έτοιμο για λειτουργία απεικονίζεται στην **Φωτογραφία 4**.



Φωτογραφία 4

5.1.2 Ρύθμιση αντλίας πιστονιού

Για την αντιπροσωπευτική προσομοίωση της εμβολιζόμενης ποσότητας ρευστού στο σύστημα και του ρυθμού εμβολισμών, μεταβάλλουμε τον ατέρμονα κοχλία του στροφάλου* στο κατάλληλο μήκος και ρυθμίζουμε κατάλληλα το Controller του Κινητήρα.

5.1.2.1 Ρύθμιση ατέρμονος κοχλία

Όπως προαναφέρθηκε στο εισαγωγικό Κεφάλαιο 2 η καρδιά εκτοξεύει σε κάθε συστολή της 70 κυβικά εκατοστά αίματος, με μέση παροχή ανά λεπτό

$$Q_m = 5 \text{ lt/min}$$

Άρα, ο όγκος εμβολισμού της αντλίας απαιτείται να είναι 70 κυβικά εκατοστά ή αλλιώς

$$V_E = 70000 \text{ mm}$$

*Βλέπε σελ. 73 και σελ. 75 Σχέδιο 12

$$V_E = 15^2 \cdot \pi \cdot x_E \quad (1)$$

Το οποίο συνεπάγεται ότι το μήκος εμβολισμού θα είναι :

$$\rightarrow x_E = 99,03 \text{ mm}$$

Άρα η ακτίνα του στροφάλου (θέση της πρόσδεσης της κορώνας του ατέρμονος κοχλίου από το κέντρο του στροφάλου) θα πρέπει να είναι :

$$\rightarrow R_E = 49,5 \text{ mm} \sim 50 \text{ mm}$$

Ο παρακάτω **Πίνακας 3** απεικονίζει τις τιμές του όγκου εμβολισμού και τις τιμές της διαδρομής του εμβόλου σε σχέση με τις τιμές της θέσης της μπιέλας από το κέντρο του στροφάλου μεταβαλλόμενες κατά 1 mm, σύμφωνα με την μαθηματική λύση.

Θέση κορώνας από το κέντρο του στροφάλου (mm)	Μήκος διαδρομής X_E (mm)	Όγκος εμβολισμού V_E (mm ³)	Θέση κορώνας από το κέντρο του στροφάλου (mm)	Μήκος διαδρομής X_E (mm)	Όγκος εμβολισμού V_E (mm ³)
0	0	0	41	82	57962,38
1	2	1413,717	42	84	59376,1
2	4	2827,433	43	86	60789,82
3	6	4241,15	44	88	62203,53
4	8	5654,867	45	90	63617,25
5	10	7068,583	46	92	65030,97
6	12	8482,3	47	94	66444,68
7	14	9896,017	48	96	67858,4
8	16	11309,73	49	98	69272,12
9	18	12723,45	50	100	70685,83
10	20	14137,17	51	102	72099,55
11	22	15550,88	52	104	73513,27
12	24	16964,6	53	106	74926,98
13	26	18378,32	54	108	76340,7
14	28	19792,03	55	110	77754,42
15	30	21205,75	56	112	79168,13
16	32	22619,47	57	114	80581,85
17	34	24033,18	58	116	81995,57
18	36	25446,9	59	118	83409,28
19	38	26860,62	60	120	84823
20	40	28274,33	61	122	86236,72

21	42	29688,05	62	124	87650,44
22	44	31101,77	63	126	89064,15
23	46	32515,48	64	128	90477,87
24	48	33929,2	65	130	91891,59
25	50	35342,92	66	132	93305,3
26	52	36756,63	67	134	94719,02
27	54	38170,35	68	136	96132,74
28	56	39584,07	69	138	97546,45
29	58	40997,78	70	140	98960,17
30	60	42411,5	71	142	100373,9
31	62	43825,22	72	144	101787,6
32	64	45238,93	73	146	103201,3
33	66	46652,65	74	148	104615
34	68	48066,37	75	150	106028,8
35	70	49480,08	76	152	107442,5
36	72	50893,8	77	154	108856,2
37	74	52307,52	78	156	110269,9
38	76	53721,23	79	158	111683,6
39	78	55134,95	80	160	113097,3
40	80	56548,67	-	-	-

Πίνακας 3

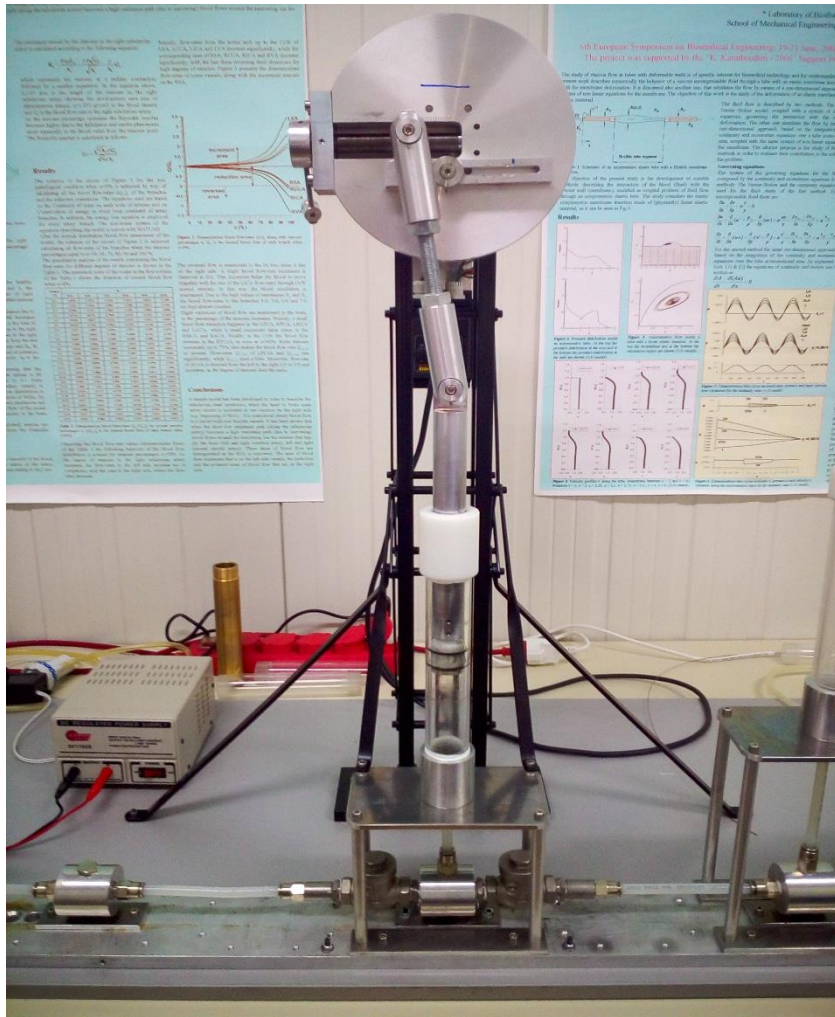
5.1.2.2 Ρύθμιση Controller-Κινητήρακινητήρα

Οι κτύποι ηρεμίας της καρδιάς όπως αναφέρεται στο εισαγωγικό κεφάλαιο 2 κυμαίνονται στους 70 κτύπους/λεπτό ~ 1,16 κτυπ/sec.

Αυτό αντιστοιχεί σε ρύθμιση του Controller για την επίτευξη 1,16 περιστροφών του κινητήρα ανά δευτερόλεπτο.

Με την επίτευξη αυτών των ρυθμίσεων στην αντλία πιστονιού προσεγγίζεται επιτυχώς η προσομοίωση της βιολογικής παροχής αίματος που διακινεί η καρδιά κοντά στα 5 lt/min.

Η αντλία πιστονιού έτοιμη για λειτουργία απεικονίζεται στην **Φωτογραφία 5**.



Φωτογραφία 5

5.1.3 Ρύθμιση δοχείου ενδοτικότητας

Για να καθοριστεί η ενδοτικότητα που αντιπροσωπεύει το καρδιαρτηριακό σύστημα, πρέπει η ποσότητα του αέρα στο δοχείο ενδοτικότητας να είναι η κατάλληλη σύμφωνα με την μαθηματική ανάλυση που έγινε στο 4ο κεφάλαιο και τα αποτελέσματα της στον **Πίνακα 2***.

Σύμφωνα με το εισαγωγικό Κεφάλαιο 2 και την **Εικόνα 5**** και **Εικόνα 6**** συγκεντρώνουμε τις εξής πληροφορίες για την ενδοτικότητα, που θα προσομοιώσουμε στον **Πίνακα 4**. Κατά κύριο λόγο υπόψιν λαμβάνονται οι μεγάλες τιμές ενδοτικότητας που αφορούν την αορτή.

Όνομα μέρους	A/A	L (cm)	Rp (cm)	Rd (cm)	Rm (cm)	C (cm ⁵ /dyne 10 ⁻⁶)
Ascending aorta	1	4	1,47	1,44	1,455	104,4
Aortic arch A	2	2	1,12	1,12	1,12	29,6
Aortic arch B	14	3,9	1,07	1,07	1,07	52,1
Thoracic aorta A	18	5,2	0,999	0,999	0,999	59,7
Thoracic aorta B	27	10,4	0,675	0,645	0,66	47,6
Abdominal aorta A	28	5,3	0,61	0,61	0,61	20,4
Abdominal aorta D	39	10,6	0,58	0,548	0,564	33,9

Πίνακας 4

Από τον Πίνακα 4 εξαγοντας την μέση τιμή ενδοτικότητας :

$$C = 49,6714 \cdot 10^{-6} \text{ cm}^5/\text{dyne}$$

Με την βοήθεια του **Πίνακα 2** σελ. 96-101 αντιλαμβανόμαστε ότι η στάθμη του αέρα στο δοχείο ενδοτικότητας πρέπει να κυμανθεί στο μήκος :

$$lc'' = 70 \text{ mm}$$

* Βλέπε σελ. 95-101

** Βλέπε σελ. 24, 25

Το δοχείο ενδοτικότητας έτοιμο για λειτουργία απεικονίζεται στην **Φωτογραφία 6**.



Φωτογραφία 6

5.1.4 Ρύθμιση βάνας αντίστασης (gate valve)

Η βάνα αντίστασης (gate valve) χρησιμοποιείται ως συγκεντρωμένο στοιχείο αντίστασης του συνόλου των τερματικών-περιφερειακών αντιστάσεων του αρτηριακού δένδρου.

Γνωρίζοντας ότι το κυκλοφορικό σύστημα είναι ένα κλειστό σύστημα, μπορούμε να θεωρήσουμε ότι οι τερματικές αντιστάσεις είναι μεταξύ τους σε παραλληλία.

Ως εκ τούτου, ο τύπος εκτίμησης της συνολικής αντίστασης είναι ο εξής :

$$R_{tot} = \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} + \dots \dots \dots + \frac{1}{R_n} \right)^{-1}$$

Όπου n ο αριθμός των αντιστάσεων.

Χρησιμοποιώντας τα δεδομένα από την **Εικόνα 9** σελ. 29 μπορούμε να εκτιμήσουμε την τιμή της συνολικής αντίστασης του αρτηριακού δένδρου.

Έτσι, η $R_{tot} \sim 140938786,5 \text{ N}\cdot\text{s}/\text{m}^5 \sim 1,057181838 \text{ mmHg}\cdot\text{s}/\text{ml}$

Σύμφωνα με τις παραδοχές της φυσιολογικής λειτουργίας που πήραμε, για την παροχή 5lt/min αντιστοιχεί σύμφωνα με τον γενικό τύπο σελ. 30

$$R = \frac{\Delta P}{Q_m}$$

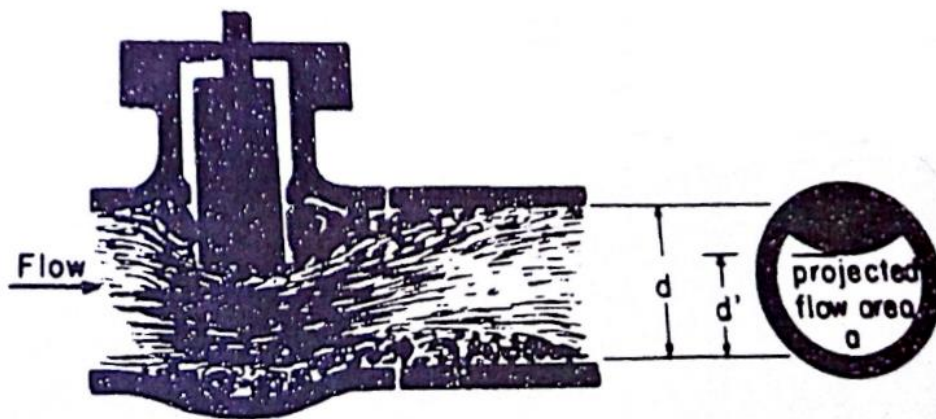
Για $\Delta P = 100 \text{ mmHg}$ και $Q_m = 5000 \text{ ml}$ υπολογίζουμε :

$$R_{tot} = 1,2 \text{ mmHg} \cdot \text{s}/\text{ml}$$

Βλέπουμε, λοιπόν, ότι βρίσκεται σε καλή αναλογία με τα δεδομένα της **Εικόνας 9**.

Για να υπολογίσουμε σε ποια θέση της πύλης της βάνας αντίστασης, η αντίσταση παίρνει αυτήν την τιμή χρησιμοποιούμε την παρακάτω διαδικασία :

Ορίζουμε τα μεγέθη d' και d ως τα ύψη ανοιχτής - κλειστής διατομής αντίστοιχα και τα μεγέθη a και A που αντιπροσωπεύουν την ανοιχτή και κλειστή διατομή, όπως φαίνεται στην **Εικόνα 44**.



Εικόνα 44: Θέση της πύλης της βάνας

Στην συνέχεια, από την γεωμετρία της βάνας πύλης που διαλέξαμε έχουμε τις εξής αναλογίες :

d'/d	0	1/8	1/4	3/8	1/2	3/4	1
α/A	0	0,16	0,32	0,47	0,61	0,87	1

Από αυτά τα δεδομένα εξάγουμε την πολυωνυμική αναλογία με την βοήθεια προγράμματος, και δημιουργείται το παρακάτω πολυώνυμο.

$$Y = \alpha/A, X = d'/d$$

$$Y = C_0 + C_1 \cdot X + C_2 \cdot X^2 + C_3 \cdot X^3 + C_4 \cdot X^4 + C_5 \cdot X^5 + C_6 \cdot X^6$$

$$\text{Όπου : } C_0 = -1,678499442 \cdot 10^{-16}$$

$$C_1 = 1,226666667$$

$$C_2 = 0,7191111111$$

$$C_3 = -2,666666667$$

$$C_4 = 2,631111111$$

$$C_5 = -5,977562756 \cdot 10^{-13}$$

$$C_6 = -0,9102222222$$

Τέλος, χρησιμοποιώντας τον τύπο για την αντίσταση για αλλαγή διατομής :

$$R = \frac{K_t}{2} \left(\frac{A_0}{A_1} - 1 \right)^2 \rho \frac{Q_m}{A_0^2}$$

$$\rightarrow R = \frac{K_t}{2} \left(\frac{1}{Y} - 1 \right)^2 \rho \frac{Q_m}{A_0^2}$$

Έχουμε για απαιτούμενη τιμή

$$R \sim 1,2 \text{ mmHg} \cdot \text{s/ml} \sim 159978669,5 \text{ N} \cdot \text{s/m}^5 \quad \rightarrow \quad d' \sim 1,75 \text{ mm}$$

Σύμφωνα με την παραπάνω ανάλυση κατασκευάζουμε τον **Πίνακα 5** και για κάθε τιμή θέσης της πύλης βρίσκουμε τιμή αντίστασης.

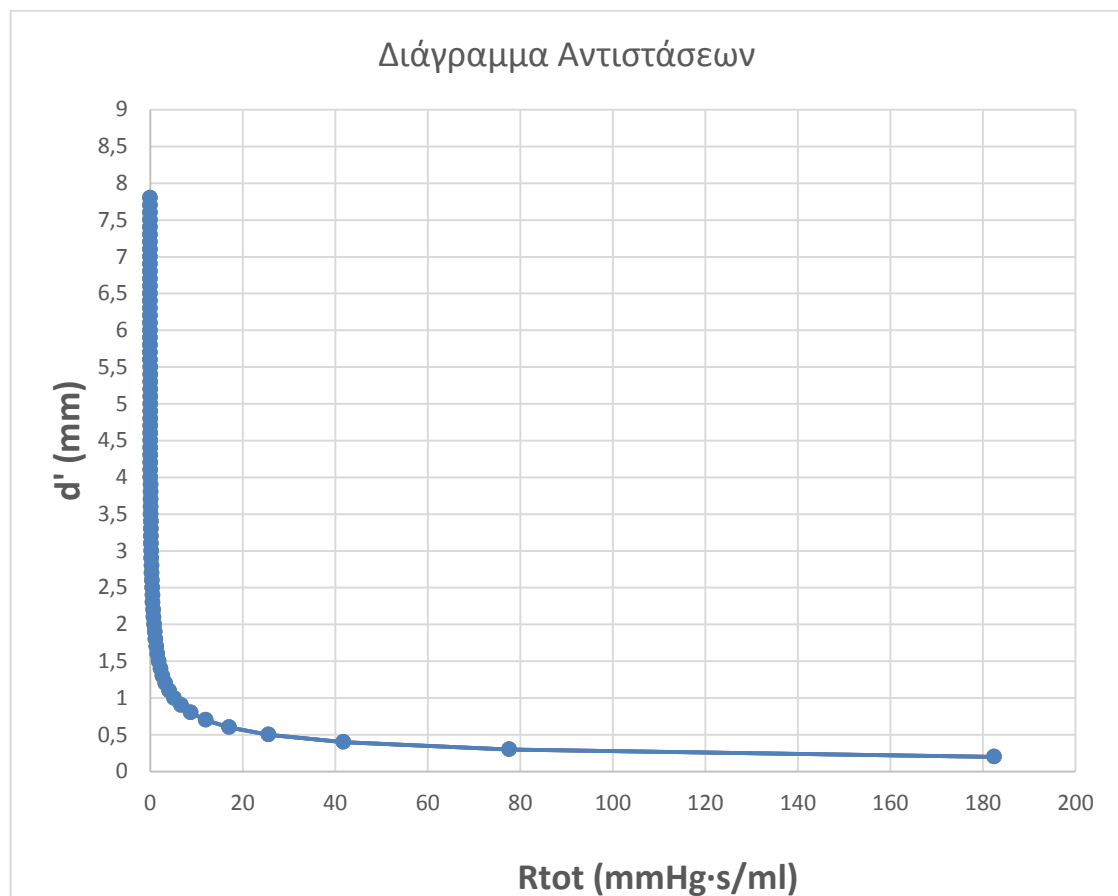
Περιστροφές	Μοίρες	d' (mm)	X=d'/d	Y =α/A	R (N·s/m ⁵)	R (mmHg·s/ml)
0	0	0	0	-	-	-
0,05	18	0,1	0,0125	0,01544055	1,01735·10 ¹¹	763,111
0,1	36	0,2	0,025	0,031075472	24325099947	182,4626
0,15	54	0,3	0,0375	0,046875826	10344543043	77,59442
0,2	72	0,4	0,05	0,062814208	5569879711	41,77967
0,25	90	0,5	0,0625	0,078864746	3413431485	25,60415
0,3	108	0,6	0,075	0,095003088	2270538925	17,03131
0,35	126	0,7	0,0875	0,111206392	1598278826	11,98869
0,4	144	0,8	0,1	0,127453312	1172695608	8,79639
0,45	162	0,9	0,1125	0,143723983	888135590,4	6,661905
0,5	180	1	0,125	0,16	689650106,5	5,173065
0,55	198	1,1	0,1375	0,176264399	546457842,9	4,09898
0,6	216	1,2	0,15	0,192501632	440275659	3,302508
0,65	234	1,3	0,1625	0,208697541	359716674,3	2,698235
0,7	252	1,4	0,175	0,224839328	297405574,6	2,230839
0,75	270	1,5	0,1875	0,240915527	248405285,8	1,863288
0,8	288	1,6	0,2	0,256915968	209316692,4	1,570085
0,85	306	1,7	0,2125	0,272831739	177742075,3	1,333243
0,9	324	1,8	0,225	0,288655152	151953936,4	1,139806
0,95	342	1,9	0,2375	0,304379697	130684277,2	0,980263
1	360	2	0,25	0,32	112986893,9	0,847515
1,05	378	2,1	0,2625	0,335511779	98145237,55	0,736187
1,1	396	2,2	0,275	0,350911792	85609451,51	0,642156
1,15	414	2,3	0,2875	0,366197787	74952525,86	0,562219
1,2	432	2,4	0,3	0,381368448	65839240,88	0,49386
1,25	450	2,5	0,3125	0,39642334	58003826,35	0,435087
1,3	468	2,6	0,325	0,411362848	51233662,97	0,384304
1,35	486	2,7	0,3375	0,426188118	45357237,86	0,340225
1,4	504	2,8	0,35	0,440900992	40235137,72	0,301804
1,45	522	2,9	0,3625	0,455503942	35753239,86	0,268185
1,5	540	3	0,375	0,47	31817512,55	0,238663
1,55	558	3,1	0,3875	0,48439269	28350006,98	0,212653
1,6	576	3,2	0,4	0,498685952	25285740,79	0,189668
1,65	594	3,3	0,4125	0,512884064	22570254,94	0,169299
1,7	612	3,4	0,425	0,526991568	20157684,02	0,151203
1,75	630	3,5	0,4375	0,541013184	18009220,97	0,135087

1,8	648	3,6	0,45	0,554953728	16091887,55	0,120705
1,85	666	3,7	0,4625	0,568818028	14377543,31	0,107846
1,9	684	3,8	0,475	0,582610832	12842082,02	0,096328
1,95	702	3,9	0,4875	0,596336718	11464776,52	0,085997
2	720	4	0,5	0,61	10227741,54	0,076718
2,05	738	4,1	0,5125	0,623604633	9115491,14	0,068375
2,1	756	4,2	0,525	0,637154112	8114572,253	0,060867
2,15	774	4,3	0,5375	0,650651373	7213259,902	0,054107
2,2	792	4,4	0,55	0,664098688	6401302,585	0,048016
2,25	810	4,5	0,5625	0,677497559	5669708,683	0,042528
2,3	828	4,6	0,575	0,690848608	5010566,605	0,037584
2,35	846	4,7	0,5875	0,704151469	4416892,753	0,033131
2,4	864	4,8	0,6	0,717404672	3882502,594	0,029123
2,45	882	4,9	0,6125	0,730605525	3401900,945	0,025518
2,5	900	5	0,625	0,74375	2970188,356	0,022279
2,55	918	5,1	0,6375	0,756832607	2582980,994	0,019375
2,6	936	5,2	0,65	0,769846272	2236341,929	0,016775
2,65	954	5,3	0,6625	0,782782213	1926722,071	0,014452
2,7	972	5,4	0,675	0,795629808	1650909,306	0,012383
2,75	990	5,5	0,6875	0,808376465	1405984,635	0,010546
2,8	1008	5,6	0,7	0,821007488	1189284,313	0,008921
2,85	1026	5,7	0,7125	0,833505942	998367,1399	0,007489
2,9	1044	5,8	0,725	0,845852512	830986,211	0,006233
2,95	1062	5,9	0,7375	0,858025364	685064,5194	0,005139
3	1080	6	0,75	0,87	558673,9223	0,004191
3,05	1098	6,1	0,7625	0,881749112	450017,0449	0,003376
3,1	1116	6,2	0,775	0,893242432	357411,7725	0,002681
3,15	1134	6,3	0,7875	0,904446584	279278,0391	0,002095
3,2	1152	6,4	0,8	0,915324928	214126,6731	0,001606
3,25	1170	6,5	0,8125	0,925837402	160550,116	0,001204
3,3	1188	6,6	0,825	0,935940368	117214,8729	0,000879
3,35	1206	6,7	0,8375	0,945586446	82855,60939	0,000621
3,4	1224	6,8	0,85	0,954724352	56270,85964	0,000422
3,45	1242	6,9	0,8625	0,963298734	36320,37385	0,000272
3,5	1260	7	0,875	0,97125	21924,20405	0,000164
3,55	1278	7,1	0,8875	0,978514148	12063,71723	9,05E-05
3,6	1296	7,2	0,9	0,985022592	5784,837186	4,34E-05
3,65	1314	7,3	0,9125	0,990701987	2203,963754	1,65E-05
3,7	1332	7,4	0,925	0,995474048	517,2139262	3,88E-06

3,75	1350	7,5	0,9375	0,999255371	13,89431215	1,04E-07
3,8	1368	7,6	0,95	1,001957248	95,47804342	7,16E-07
3,85	1386	7,7	0,9625	1,003485481	301,8654001	2,26E-06
3,9	1404	7,8	0,975	1,003740192	347,4204257	2,61E-06
3,95	1422	7,9	0,9875	1,002615635	170,2925388	1,28E-06
4	1440	8	1	1	2,53215E-13	1,9E-21

Πίνακας 5

Λόγω της γεωμετρίας των βανών το σημείο ύψους από το οποίο ξεκινάει να ανοίγει η πύλη βρίσκεται στο ύψος πύλης 5 mm, δηλαδή για το σημείο μηδέν απαιτούνται από την κλειστή θέση της βάνας 2,5 περιστροφές.



Διάγραμμα 3

6

Επίλογος

Στην ενότητα αυτή γίνεται μία σύνοψη της εργασίας και παρουσιάζονται τα συνολικά συμπεράσματα που μπορούμε να βγάλουμε από την συνολική μελέτη της εργασίας. Γίνεται αναφορά στα θετικά και τα αρνητικά στοιχεία του συστήματός μας, στις δυνατότητες του, ενώ παρουσιάζονται και ιδέες για επέκταση του συστήματος, βελτιώσεις και αντιμετώπιση των αδύναμων σημείων του.

6.1 Σύνοψη και Συμπεράσματα

Στόχος της εργασίας είναι η μελέτη και η δημιουργία προσομοιωτή αιμοδυναμικών καταστάσεων του κυκλοφορικού συστήματος.

Εισαγωγικά, περιγράφονται σημαντικές έννοιες και τεχνολογίες που απαιτούνται για την κατανόηση της εργασίας. Συγκεκριμένα γίνεται αναφορά στα βιολογικά μεγέθη και προβλήματα στα οποία επικεντρώνεται το σύστημά μας, και στην δομή και ανάπτυξη των μηχανολογικών προσεγγίσεων στα ζητήματα αυτά.

Η εργασία ασχολήθηκε με τον σχεδιασμό, τη κατασκευή, τη θεωρητική και πειραματική ανάλυση αυτού του ολοκληρωμένου συστήματος πειραματικού σχεδιασμού, με μηχανικό εξοπλισμό, ώστε να παρέχει αντικειμενική προσομοίωση αιμοδυναμικών καταστάσεων του κυκλοφορικού και ιδιαίτερα του καρδιαγγειακού μηχανισμού του ανθρώπινου σώματος.

Πρώτος κανόνας κατά το σχεδιασμό του συστήματος ήταν η επαρκής διαστασιολόγηση έτσι ώστε το εύρος τιμών των ρευστομηχανικών και δυναμικών μεγεθών του να εμπεριέχει τις τιμές των αντιστοίχων μεγεθών της ανθρώπινης φυσιολογίας, να υπερκαλύπτει τα μεγέθη παρέχοντας έτσι μεγάλες δυνατότητες προσομοίωσης διάφορων κυκλοφορικών συστημάτων. Επόμενος κανόνας ήταν η διάταξη και ταξινόμηση των μερών του συστήματος με τρόπο ώστε να εξυπηρετεί όσο το δυνατόν καλύτερα την σταθερότητα του συστήματος, την αποδοτικότητα, και την αντικειμενικότητα και αξιοπιστία του ως προς την μελέτη και τις μετρήσεις.

Κατά την κατασκευή του συστήματος και των μερών του ελήφθησαν υπόψιν τρεις καθοριστικοί παράγοντες. Ο πρώτος ήταν τα υλικά κατασκευής, όπου αφορούν στην αντοχή και την ασφαλή λειτουργία του συστήματος, που επιτυγχάνεται και μέσω της ασφαλούς πρόσδεσης των μερών, αλλά και στην δυνατότητα οπτικού ελέγχου της κατάστασης του συστήματος μέσω διάφανων επιφανειών όπου είναι δυνατόν. Ο δεύτερος παράγοντας που καθόρισε την κατασκευή του συστήματος ήταν η απαιτούμενη στεγανότητα στα σημεία πρόσδεσης μέσω ειδικών μαστών και ειδικής ταινίας τεφλόν στις συνδέσεις, αλλά και μέσω τοποθέτησης στεγανωτικών στοιχείων O-Rings στο έμβολο. Τέλος, η κατά το δυνατόν ομαλή μετάβαση του ρευστού στα μέρη, με όσο το δυνατόν λιγότερες παρεμβολές, απότομες αλλαγές διατομών, αλλοιώσεις και αναταράξεις στην ροή του, αποτέλεσε καθοριστικό παράγοντα κατά την κατασκευή της γεωμετρίας του συστήματος και των μερών.

Επιπλέον, δημιουργήθηκε ένας οδηγός προσομοίωσης του καρδιοαρτηριακού συστήματος του ανθρώπου με στόχο να δώσει αντιπροσωπευτικά πειραματικά αποτελέσματα. Συγκεκριμένα, αναλύθηκε ο τρόπος και οι τιμές με τις οποίες προσομοιώνεται η καρδιά και η καρδιακή λειτουργία με τις ιδιότητες της, η αρτηριακή ενδοτικότητα, και το σύνολο των περιφερικών αντιστάσεων.

Ως προς τον σχεδιασμό και την κατασκευή του συστήματος και των μερών του, η ανάλυση κρίνεται καταρχήν επαρκής ως προς την εξυπηρέτηση των παραπάνω κανόνων και απαιτήσεων. Ως προς τον οδηγό λειτουργίας αυτός δημιουργήθηκε σύμφωνα με προγενέστερες μελέτες, και βρίσκεται σε πλήρη αρμονία με τα βιολογικά και ερευνητικά δεδομένα αυτών των διατριβών.

Μέσω αυτών των αναλύσεων στα πλαίσια, του σχεδιασμού της κατασκευής και της μελέτης οδηγού λειτουργίας το σύστημα είναι έτοιμο προς :

- ερευνητική μελέτη με διεξαγωγή πειραματικών μετρήσεων και εξαγωγή αποτελεσμάτων
- πειραματικές προσομοιώσεις δύο τύπων κυκλοφορικών συστημάτων τόσο με βαλβίδες όσο και χωρίς

Μελλοντικά μπορεί να γίνει μοντελοποίηση του συστήματος μέσω ρευστομηχανικών εξισώσεων και επίλυση αυτών αριθμητικά για την εξαγωγή αποτελεσμάτων, τα οποία θα μπορούν να συγκριθούν με τα πειραματικά.

7

Βιβλιογραφία

- [1] C. f. D. C. a. Prevention, <http://www.cdc.gov/nchs/fastats/leading-causes-of-death.htm>.
- [2] Levick JR: An introduction to cardiovascular physiology. 4 edition. Arnold; 2003.
- [3] Nichols WW, O'Rourke MF: McDonald's Blood Flow in Arteries: Theoretical, Experimental and Clinical Principles, Third 1990..
- [4] Burattini R, Natalucci S: Complex and frequency-dependent compliance of viscoelastic windkessel resolves contradictions in elastic windkessels..
- [5] John LR: Forward electrical transmission line model of the human arterial system..
- [6] Quick CM, Berger DS, Noordergraaf A: Apparent arterial compliance..
- [7] <http://www.incardiology.gr/kardia/kardia.html>.
- [8] T. M. o. t. Circulation-Caro-2012.
- [9] 1. J. M. T. 2. K. B. M. G. R. 1. a. A. A. F. Steven Deutsch, Experimental Fluid Mechanics of Pulsatile Artificial Blood Pumps.
- [10] Takagi, Study of a piston pump without valves, 1983.
- [11] Snapshots of Hemodynamics-Westerhof-2010.
- [12] A. P. Avolio, Multi-branched model of the human arterial system.
- [13] A. T. Arabia M, A new circulatory system for research in cardiovascular engineering. Ann Biomed Eng 1984.

- [14] P. W. L. D. P. W. Rosenberg G, Design and evaluation of the Pennsylvania State University mock circulatory system. ASAIO J 1981.
- [15] B. G. J. L. H. M. H. e. a. Amsterdam EA, Clinical assessment of external pressure circulatory assistance in acute myocardial infarction. Am J Cardiol 1980.
- [16] E. G. S. P. A. a. a. s. f. p. h. Westerhof N.
- [17] T. S. P. K. M. a. W. E. Schima H, Mechanical simulation of shear stress on the walls of peripheral arteries. J Biomech 1990.
- [18] L. J.-]. T. a. c. P. p. a. c. a. H. P. Inc και 2000..
- [19] Landes G: Einige untersuchungen an elektrischen analogieschaltungen zum kreitlaufsystem..
- [20] A. o. W. a. a. m. o. a. i. impedance.
- [21] M. B. a. R. F. G. Pennati, Mathematical modelling of the human foetal cardiovascular system based on Doppler ultrasound data, 25 November 1996.
- [22] T. K. M. G. Isidor Kokalari, Review on lumped parameter method for modeling the blood flow in systemic arteries, 28 December 2012.
- [23] P. L. a. R. H. Yubing Shi, Review of Zero-D and 1-D Models of Blood Flow in the Cardiovascular System.