

77B
NIX

Περιγραφή και μελέτη της μηχανής
εξωσωματικής κυκλοφορίας
του αίματος

Υπεύθυνοι σπουδαστές

ΘΕΟΔΩΡΑΚΟΠΟΥΛΟΥ Στέλλα - Α.Μ. 36434

ΚΑΡΑΝΑΣΟΥ Ελένη - Α.Μ. 37763

Υπεύθυνος καθηγητής

ΜΟΥΣΤΡΗΣ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ

Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Τ.Ε

Τ.Ε.Ι. Πειραιά



Αιγάλεω, Οκτώβριος 2013

ΒΙΒΛΙΟΘΗΚΗ
ΤΕΙ ΠΕΙΡΑΙΑ

ΓΡΑΜΜΑΤΕΙΑ ΜΗΧ/ΓΕΝ ΜΗΧ/ΚΩΝ
Τ.Ε.

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η παρούσα πτυχιακή εργασία με θέμα «Περιγραφή και μελέτη της μηχανής εξωσωματικής κυκλοφορίας του αίματος» πραγματοποιήθηκε στο πλαίσιο της πτυχιακής εργασίας του τμήματος Μηχανολόγων Μηχανικών του Τεχνολογικού Εκπαιδευτικού Ιδρύματος Πειραιά.

Στο σημείο αυτό, αισθανόμαστε την ανάγκη να εκφράσουμε τις θερμές μας ευχαριστίες σε όσους συνέβαλλαν στην ολοκλήρωση αυτής της προσπάθειας.

Αρχικά, τον επιβλέποντα καθηγητή μας, κύριο Κωνσταντίνο Μουστρή, καθηγητή εφαρμογών του τμήματος, για την αμέριστη υποστήριξη, τη συνεχή καθοδήγηση, καθώς και για τις ουσιώδεις συμβουλές, την αδιάκοπη συμπαράσταση και την ενθάρρυνση που μας παρείχε όλο αυτό το διάστημα κατά τη διάρκεια της εκπόνησης της πτυχιακής μας εργασίας.

Επίσης, θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε τον κύριο Παναγιώτη Χουντή, θωρακοχειρουργό και καθηγητή του τμήματος ιατρικής στην Αλεξανδρούπολη, αρχικά για την ιδέα του θέματος της πτυχιακής εργασίας που υλοποιήσαμε, αλλά και για τις πολύτιμες επιστημονικές του συμβουλές στα ιατρικά θέματα. Ακόμη, για την μοναδική ευκαιρία που μας έδωσε να συμμετάσχουμε με το συγκεκριμένο θέμα εργασίας, στο Πανελλήνιο ιατρικό συνέδριο που πραγματοποιήθηκε στην περιοχή της Καλαμάτας το Φεβρουάριο του 2012.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Ο 20ος αιώνας χαρακτηρίστηκε από την μεγάλη τεχνολογική ανάπτυξη και πρόοδο στους τομείς της βιομηχανίας μετάλλων και πλαστικών. Από τα μέσα του και έως το τέλος του και την ανατολή του 21^{ου} αιώνα συνέβη επίσης ραγδαία ανάπτυξη της εφαρμογής των ηλεκτρονικών υπολογιστών καθώς και των βιοϊατρικών επιστημών με την ανάπτυξη της γενετικής μηχανικής και την αποκωδικοποίηση του ανθρώπινου γονιώματος. Μετά την λήξη του Β Παγκοσμίου πολέμου δίνεται το έναυσμα της εφαρμογής πρωτοποριακών μεθόδων για την αντιμετώπιση καρδιακών νοσημάτων ανιάτων μέχρι τότε. Τόσο στις ΗΠΑ όσο και στην τότε ΕΣΣΔ χειρουργοί και μηχανικοί αγωνίζονται και ανταγωνίζονται (αλλά και θαυμαστά συνεργάζονται) για την εφαρμογή των νέων τεχνολογιών στην καθημερινή ιατρική πράξη.

Με την επινόηση και εφαρμογή το 1953 του μηχανήματος της εξωσωματικής κυκλοφορίας δίνεται η δυνατότητα να παρακαμφτεί με θαυμαστό τρόπο η λειτουργία της καρδιάς και των πνευμόνων καθιστώντας τις καρδιοχειρουργικές επεμβάσεις, που μέχρι τότε φαινόταν επιστημονική φαντασία, μια πραγματικότητα.

Η μηχανή εξωσωματικής κυκλοφορίας πρακτικά αντικαθιστά την καρδιακή και πνευμονική λειτουργία. Με τον τρόπο αυτό αφ' ενός έχει δράση αντλίας αίματος και αφ' ετέρου λειτουργεί ως αναπνευστική μηχανή υποστήριξης σε όλη την φάση μίας καρδιοχειρουργικής επέμβασης.

Κατά την διάρκεια μιας καρδιοχειρουργικής επέμβασης η καρδιά έχει σταματήσει και οι πνεύμονες βρίσκονται εκτός μηχανήματος αναπνευστήρα. Το μηχανήμα αυτό, πρέπει λοιπόν σε κάθε φάση της επέμβασης να λειτουργήσει σαν υποκατάσταση ζωτικών οργάνων, που χωρίς την ύπαρξή τους ο άνθρωπος δεν μπορεί να ζήσει.

Η παρούσα μελέτη αποτελεί μια αναζήτηση της δομής και λειτουργίας αυτού του θαυμαστού μηχανήματος και ελάχιστο δείγμα ευγνωμοσύνης στους μηχανικούς και γιατρούς που ενάντια σε κάθε λογική και διακυβεύοντας την επιστημονική τους αξιοπρέπεια και ύπαρξη, οδήγησαν την ανθρώπινη εξέλιξη ένα βήμα εμπρός σώζοντας εκατομμύρια ανθρώπους σε όλο τον κόσμο.

ABSTRACT

20th century has been characterized by a great advancement in industrial production. This was particularly profound in metal and plastic developments. From the mid-century this advancement has been implemented in biomedical sciences as well as computer technology. After the end of World War II scientific community showed a great progress in the management of cardiac diseases. In USA and former USSR surgeons and mechanics gave a fight other time as co-workers and other times as competitors for the practice of new technologies in clinical cases.

The development of the heart lung machine in 1953 gave an opportunity for bypassing the heart and lung function and cardiac operations became a reality.

This machine actually substitutes for heart and lung activity for the human body. This means that it acts as a pulsatile pump and as a respiratory machine in all the duration of a cardiac operation.

During these operations heart has essentially stopped pumping and lungs are not exchanging gases. This would not be compatible with life unless this machine was successfully working as a heart and a lung substitute.

This study is a thorough presentation of the construction and action of this incredible mechanical miracle. It is the least we could do in the memory of the thousands of mechanics and physicians that against all logic and putting in risk their scientific reputation drove humanity a step ahead and saved millions of people worldwide.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 ^ο : Τα πρώτα στάδια της μηχανής.....	9
1.1 Εισαγωγή.....	9
1.2 Χρήση της μηχανής σε ανθρώπους.....	10
1.3 Ιστορική αναδρομή.....	12
1.3.1 Τα προβλήματα που εμφανίστηκαν.....	13
1.3.2 Το εγχείρημα Dodrill-GMR.....	14
1.3.3 Τα άτομα που ασχολήθηκαν με την ανάπτυξη της μηχανής.....	15
1.3.4 Οι εξελίξεις της μηχανής.....	19
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 ^ο : Οι αντλίες.....	21
2.1 Κατηγορίες αντλιών.....	21
2.1.1 Αντλίες κυλίνδρων.....	21
2.1.2 Δίδυμη αντλία.....	22
2.1.3 Σύστημα Rotaflow.....	23
2.2 Τα τμήματα μηχανής.....	25
2.3 Μία πλήρης σειρά εξαρτημάτων που έχει αναπτυχθεί για MAQUET TA HL 20.....	27
2.4 Μηχανισμός κίνησης αντλίας.....	29
2.5 Αρχή λειτουργίας.....	30
2.6 Μέρη αντλίας.....	33
2.7 Οι διαμορφώσεις.....	35
2.7.1 Κονσόλα Maquet HL 20 Vario Fle.....	36
2.7.2 Κονσόλα Maquet HL 20 Vario Single.....	37
2.7.3 Κονσόλα Maquet HL 20 Vario Twin.....	38

2.8 Περισταλτικές αντλίες.....	39
2.8.1 Κατηγορίες και χαρακτηριστικά.....	39
2.8.2 Μειονεκτήματα.....	40
2.8.3 Γραμμική περισταλτική αντλία της micrel Medical Devices.....	41
2.8.4 Δίχρονη περισταλτική αντλία IMED Corporation.....	50
2.9 Σωλήνας σιλικόνης.....	59
2.9.1 Ιδιότητες και εφαρμογές.....	59
2.9.2 Μηχανισμός σιλήρυνσης με υπεροξειδίο.....	62
2.9.3 Μορφοποίηση.....	63
2.9.4 Οι σωλήνες σιλικόνης στις περισταλτικές αντλίες.....	64
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 ^ο : Τα βασικά μετρητικά όργανα της μηχανής και η χρήση της.....	66
3.1 Μετρητικά όργανα.....	66
3.2 Εισαγωγή στην εξωσωματική κυκλοφορία.....	77
3.3 Φλεβικό κανουλάρισμα και παροχέτευση.....	80
3.3.1 Αρχές της φλεβικής παροχέτευσης.....	80
3.3.2 Φλεβικές κάνουλες και κανουλάρισμα.....	80
3.3.3 Ενισχυόμενη φλεβική επιστροφή.....	80
3.3.4 Αρτηριακό κανουλάρισμα.....	81
3.3.5 Φλεβικό Reservoir.....	81
3.3.6 Οξυγονωτές.....	81
3.3.7 Ανταλλαγές θερμότητας.....	83

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 ^ο : Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα της μηχανής και επιπλοκές κατά τη χρήση της..	86
4.1 Επιπλοκές.....	86
4.2 Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα από τη χρήση της μηχανής εξωσωματικής κυκλοφορίας	89
4.2.1 Πλεονεκτήματα.....	89
4.2.2 Μειονεκτήματα.....	90
Βιβλιογραφία.....	92



Εικόνα 1: Μηχανή εξωσωματικής κυκλοφορίας του αίματος.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1°

Τα πρώτα στάδια της μηχανής

1.1 Εισαγωγή

Η παρούσα μελέτη έχει ως σκοπό τη βιβλιογραφική ανασκόπηση της δομής και τη λειτουργίας της μηχανής εξωσωματικής κυκλοφορίας του αίματος (**Εικόνα 1**). Η μηχανή εξωσωματικής κυκλοφορίας αποτελεί μια τεχνολογική επανάσταση στην χειρουργική. Ο ρόλος της είναι να παρακάμπτει την λειτουργία τόσο της καρδιάς όσο και των πνευμόνων κατά την διάρκεια πολύπλοκων καρδιακών επεμβάσεων. Για να επιτελεστούν οι επεμβάσεις αυτές είναι απαραίτητη η διακοπή κάθε κυκλοφορίας μέσα στην καρδιά και το σταμάτημα της με παράλληλη ελάττωση της θερμοκρασίας της. Αυτό πρακτικά δεν θα ήταν συμβατό φυσικά με την ζωή και την επιβίωση του ασθενούς. Η διατήρηση της ζωής κατά την διάρκεια τέτοιων πολύπλοκων επεμβάσεων έγινε εφικτή με την ανακάλυψη και τη χρήση της μηχανής εξωσωματικής κυκλοφορίας. Προκειμένου όμως να φτάσει η μηχανή αυτή στην τεχνολογική τελειότητα στην οποία βρίσκεται σήμερα έχουν περάσει δεκαετίες ολόκληρες πειραματισμών και τεχνικών βελτιώσεων σε παγκόσμια κλίμακα. Με την βοήθεια αυτής της μηχανής σήμερα είναι δυνατή η εκτέλεση με ασφάλεια όλου του φάσματος των καρδιοχειρουργικών επεμβάσεων και συγκεκριμένα η επιδιόρθωση ανωμαλιών σε παιδιά, παράκαμψη των στεφανιαίων αγγείων, αντικατάσταση και επιδιόρθωση των καρδιακών βαλβίδων, αντικατάσταση μεγάλων τμημάτων της αορτής και μεταμοσχεύσεις καρδιάς.

1.2 Η χρήση της μηχανής σε ανθρώπους



Εικόνα 2: Φωτογραφία της αρχικής εργαστηριακής ομάδας που πραγματοποίησε πειραματικές επεμβάσεις στο κολέγιο Jefferson το 1953. Η Joann Corothers ήταν η πρώτη χειρίστρια της μηχανής εξωσωματικής κυκλοφορίας σε πειράματα με κύνες.

Ο Δρ Gibbon μαζί με την εργαστηριακή ομάδα (**εικόνα 2**), είχαν κάθε εμπιστοσύνη ότι η επόμενη φάση, η χρήση των συσκευών σε διαδικασίες επάνω στους ανθρώπους, θα ήταν επίσης επιτυχής. Συνεπώς, ο Δρ Gibbon άρχισε τη χρήση αυτής της συσκευής στις ανθρώπινες εφαρμογές. Η καρδιάς-πνευμόνων μηχανή (heart-lung machine) αποστειρώθηκε με πρώτα να γεμίσει τη μηχανή πριν από την προβλεπόμενη λειτουργία, που ακολουθήθηκε από τις επαναλαμβανόμενες εκροές με αλατούχο πριν από την πλήρωση της μηχανής με πέντε μονάδες αίματος.



Εικόνα 3: Φωτογραφία κατά τη διάρκεια της πρώτης επιτυχούς καρδιοπνευμονικής παράκαμψης για την χειρουργική αποκατάσταση μεσοκοιλιακής επικοινωνίας στις 6 Μαΐου 1953 από τον Dr Gibbon.

Οι πρώτοι ασθενείς ήταν δύο μικρά παιδιά που δεν μπόρεσαν να επιζήσουν. Το Μάιο του 1953, ο Dr Gibbon εκτέλεσε επέμβαση μεσοκοιλιακού διαφράγματος σε νεαρή έφηβη αλλά λόγω ατελούς δόσεως ηπαρίνης υπέστη θρόμβωση με αποτέλεσμα την διακοπή της λειτουργίας της μηχανής (εικόνα 3). Η επέμβαση συνεχίστηκε υπό χειρωνακτική λειτουργία και η ασθενής επιβίωσε και ζει ακόμα. Στην επέμβαση εκείνη είχε υποστεί και κοιλιακή μαρμαρυγή με ανακοπή που ανατάχθηκε με απινίδωση.

1.3 Ιστορική αναδρομή

Στο τέλος του δεύτερου παγκόσμιου πολέμου, η ερήμωση πολλών πόλεων στην Ευρώπη, που συνδυάστηκε με τα προβλήματα της αναδημιουργίας και της απώλειας οικονομικής ενίσχυσης, είχε φέρει την ευρωπαϊκή ιατρική έρευνα σε μια στάση. Στις Ηνωμένες Πολιτείες ο πόλεμος επέφερε ένα τεράστιο ποσό επιστημονικής έρευνας μέσω της ανάπτυξης των πυρηνικών όπλων, της μαζικής παραγωγής της πενικιλίνης και των πρόωρων μορφών ηλεκτρονικών υπολογιστών που όμως είχαν την δυνατότητα να φέρουν σε πέρας πολύπλοκες αναλύσεις. Στα άμεσα μεταπολεμικά έτη, άρχισε να δίνεται μεγάλη έμφαση στην οικονομική ενίσχυση της Ιατρικής Έρευνας και Τεχνολογίας. Για να γίνει κατανοητή η σχέση μεταξύ οικονομικών παραμέτρων και βιοϊατρικής ανάπτυξης παρακολουθούμε τις αναλύσεις με νούμερα.

Τα εθνικά κονδύλια προϋπολογισμού υγείας για την ιατρική έρευνα το 1945 ήταν \$180,000. Μέχρι το 1947, αυξήθηκε σε \$4,000,000, το 1950 σε \$46,000,000, και το 1974 σε \$1 billion [1]. Μέχρι το 2008, ο συνολικός προϋπολογισμός για θέματα που αφορούσαν καρδιά και πνεύμονα ήταν \$3,000,000,000.

Στα μεταπολεμικά χρόνια το παγκόσμιο ενδιαφέρον για την ανάπτυξη και την έρευνα μετατοπίστηκε από την Ευρώπη στις ΗΠΑ με αποτέλεσμα να μετατοπιστεί και το κέντρο βάρους των σημαντικών επιστημονικών ανακαλύψεων.

Οι επεμβάσεις καρδιάς εκτελούντο στις αρχές της δεκαετίας του '40 με μια σειρά επεμβάσεων που θα αδυνατούσαν να εκτελεστούν χωρίς την χρήση της μηχανής εξωσωματικής κυκλοφορίας όπως την επιδιόρθωση ενός αρτηριακού πόρου, την επιδιόρθωση μιας στένωσης αορτής, τη δημιουργία ενός μοσχεύματος κατά Blalock-Taussig, την επιδιόρθωση μιας στένωσης μιτροειδούς βαλβίδος και στις αρχές της δεκαετίας του 1950 την αποκατάσταση μεσοκοιλιακών επικοινωνιών με την χρήση χαμηλής θερμοκρασίας του ασθενούς. Εντούτοις, μέχρι το 1950 έγινε προφανές σε όσους ασχολούταν με τις επεμβάσεις καρδιάς ότι μια μηχανή ήταν απαραίτητη για την ασφαλή και αποτελεσματική αποκατάσταση όλου του φάσματος των καρδιακών παθήσεων.

Τα βασικά χαρακτηριστικά τα οποία θα έπρεπε να έχει μια τέτοια μηχανή είναι :

- η ασφαλής μέθοδος εξόδου από την λειτουργία της,
- η απουσία καταστροφής των ερυθρών και άλλων έμμορφων στοιχείων του αίματος και
- να έχει την δυνατότητα να οξυγονώσει το αίμα και να αποδώσει το διοξείδιο του άνθρακα κατά την διάρκεια εκείνη που η καρδιά και οι πνεύμονες θα βρίσκονται σε κυκλοφορική παύση.

1.3.1 Τα προβλήματα που αναπτύχθηκαν

Οι πρώτες 2 απαιτήσεις καλύφθηκαν εύκολα. Η ηπαρίνη και η πρωταμίνη ήταν εύκολα διαθέσιμες και γνωστές για την δράση τους στην Ιατρική κοινότητα. Στην τεχνολογία της βιομηχανίας γαλακτοκομείων και τροφίμων υπήρχαν αντλίες που θα μπορούσε η χρήση τους εύκολα να προσαρμοστεί στην χορήγηση αίματος μέσα σε έναν ζωντανό οργανισμό.

Το πραγματικό πρόβλημα ήταν να αναπτυχθεί τεχνητός οξυγονωτής. Αυτό αποδείχθηκε δύσκολο. Οι πρώτες προσπάθειες στην καρδιοπνευμονική παράκαμψη κατά τη διάρκεια εκείνων των ετών ήταν μια σειρά καταστροφών με ένα τρομερό ποσοστό θνησιμότητας.

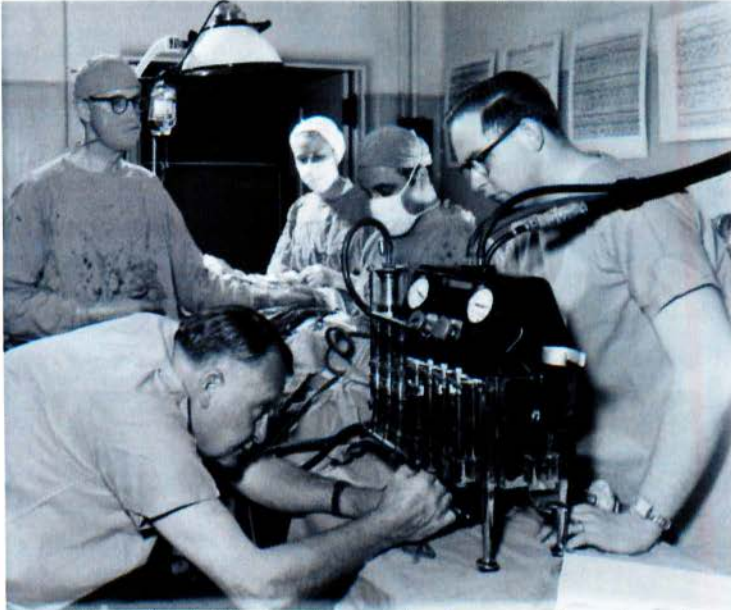
Πολλά έτη αργότερα, ο Walton Lillehei μελέτησε όλες τις ανοικτές επεμβάσεις καρδιών που αναφέρθηκαν στη χειρουργική βιβλιογραφία μεταξύ 1951 και 1955. Κατά τη διάρκεια εκείνων των 4 ετών, 18 ασθενείς αναφέρθηκαν πως υπεβλήθησαν σε καρδιοχειρουργική επέμβαση σε 6 διαφορετικά κέντρα με την χρήση εξωσωματικής κυκλοφορίας. Υπήρξαν 17 θάνατοι και μόνο 1 επιζών.

Ο τύπος οξυγονωτή που χρησιμοποιήθηκε ήταν χρησιμοποιούμενος ήδη. Ήταν τύπου μεμβράνης (για 8 ασθενείς), τύπου φυσαλίδων (για 4 ασθενείς), πνεύμονας πιθήκων (για 5 ασθενείς), και κανονικός πνεύμονας (για 1 ασθενή) [2]. Τότε ακούστηκε ότι υπήρξαν διάφορες πρόσθετες προσπάθειες που δεν αναφέρθηκαν ποτέ στη βιβλιογραφία με παρόμοια αποτελέσματα. Υπήρξαν ιστορίες που κυκλοφόρησαν όπως «5 θάνατοι στην σειρά» και άλλες τραγικές φήμες.

Μερικοί χειρουργοί σκέφτηκαν ότι ίσως η καρδιά δεν θα ανεχόταν ποτέ οποιοδήποτε τύπο χειρουργικής επέμβασης. Έχουν δοθεί διάφορες εξηγήσεις για τα αρχικά αποτελέσματα. Δεν είχε δημιουργηθεί ακόμα μια αξιόπιστη καρδιοπνευμονική συσκευή και επομένως κάθε ομάδα είχε δημιουργήσει και από μία μηχανή μερικές φορές βασισμένη στην περιορισμένη εργαστηριακή εμπειρία του κάθε κέντρου.

Ένα άλλο σοβαρό πρόβλημα ήταν η απειρία των χειρουργών σχετικά με αυτήν την νέα τεχνολογία. Κάθε χειρουργός ήταν αυτοδίδακτος, και οι πολλές μικρές κρίσιμες λεπτομέρειες μιας επιτυχούς ανοικτής επέμβασης καρδιάς έπρεπε να μαθευτούν με το σκληρό τρόπο, από τη δοκιμή και το λάθος. Η εμβολή αέρα και η αιμορραγία ήταν πολύ συχνά προβλήματα. Ακόμη και τα πιο βασικά βήματα θα μπορούσαν να είναι ένα πρόβλημα επειδή τα όργανα που χρησιμοποιούνταν, οι τεχνικές συρραφής, και οι κάνουλες εξελίσσονταν ακόμα. Τέλος, επειδή μία ανοικτή καρδιοχειρουργική επέμβαση είχε ασύλληπτα μεγάλη θνησιμότητα, μόνο οι ασθενείς σε προθανάτια φάση εκτός δυνατότητας παθολογικής αντιμετώπισης αναφέρονταν στους χειρουργούς. Δεν υπήρξε κανένα θεσμικό όργανο ελέγχου μέχρι και το 1974, και επομένως η απόφαση να δοκιμαστεί μια νέα πειραματική επέμβαση με τη χρήση της μηχανής αφέθηκε στη συνείδηση του Χειρουργού. Δεν υπήρχε κανένας συνήγορος για τον ασθενή, και η ενημερωμένη συγκατάθεση ήταν αρκετά κάτω από αυτή που γνωρίζουμε με τα σημερινά πρότυπα. Μεταξύ 1950 και

1955, υπήρξαν 5 ιατρικά κέντρα που συμμετείχαν ενεργά στην ανάπτυξη μιας μηχανής εξωσωματικής κυκλοφορίας, κάθε μια με μια διαφορετική σκέψη σχετικά με το πώς πρέπει να λειτουργήσει. Στην Ιατρική σχολή του Πανεπιστημίου του Τορόντο ο William Mustard έφτιαξε μια μηχανή εξωσωματικής κυκλοφορίας που χρησιμοποίησε τους απομονωμένους πνεύμονες πιθήκων ως οξυγονωτή.



Εικόνα 4: Εικόνα από την συναρμολόγηση μιας μηχανής εξωσωματικής κυκλοφορίας από τον Dr Dodrill

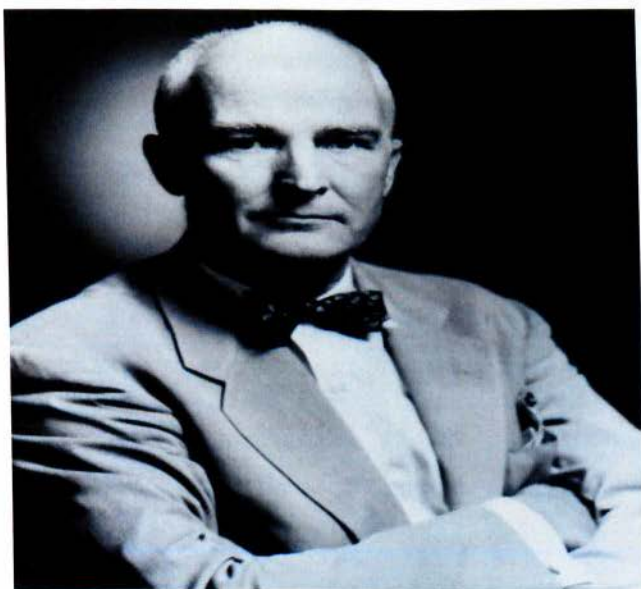
1.3.2 Το εγχείρημα Dr Dodrill

Στο Ντιτρόιτ στο Wayne State Medical School, ο στρατολόγησε τη βοήθεια της American Heart Association (Αμερικανικής Ένωσης Καρδιών) αλλά και των μηχανικών από το ερευνητικό τμήμα General Motors για να αναπτύξει μια αντλία. Το όλο εγχείρημα ονομάστηκε Dodrill-GMR. [3]. Το σχέδιό του (Εικόνα 4) ήταν να παρακάμψει μόνο τη σωστή καρδιά ή μόνο την αριστερή καρδιά για λιγότερα σύνθετα προβλήματα όπως η πνευμονική στένωση ή η στένωση μιτροειδών βαλβίδων,

διαδικασίες που σκέφτηκε πως δε θα απαιτούσαν οξυγονωτή. Για τις πιο σύνθετες διαδικασίες, προγραμματίσει να χρησιμοποιήσει τους πνεύμονες του ασθενή ως οξυγονωτή. Εξέθεσε 4 διαδικασίες: 1 επιτυχές bypass για το δεξί μέρος της καρδιάς, 2 bypass για το αριστερό μέρος της καρδιάς για να ερευνήσει τη μιτροειδή βαλβίδα με την επιβίωση και των δύο ασθενών, και 1 bypass για ολόκληρη την καρδιά χρησιμοποιώντας τον αυτόλογο πνεύμονα ως οξυγονωτή. Αυτή η τελευταία λειτουργία περιέλαβε έναν ασθενή με πνευμονική στένωση που δεν επέζησε. Δεν ακολούθησε αυτήν την τεχνική μετά από τις πρώτες 4 διαδικασίες.

1.3.3 Τα άτομα που ασχολήθηκαν με την ανάπτυξη της μηχανής

Το πρόσωπο όμως που ασχολήθηκε περισσότερο με την ανάπτυξη μιας μηχανής εξωσωματικής κυκλοφορίας ήταν John Gibbon στο ιατρικό κολλέγιο Jefferson. John Gibbon.

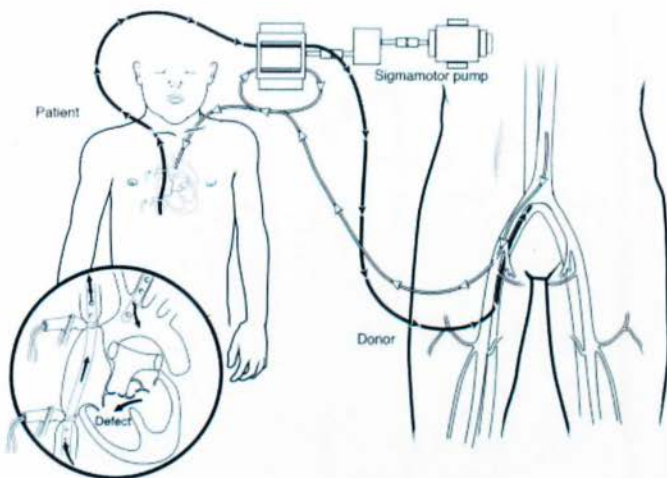


Εικόνα 5: John H. Gibbon, MD Ο άνθρωπος που ασχολήθηκε περισσότερο συστηματικά και φανατικά από οποιονδήποτε άλλον επάνω στο θέμα της μηχανής εξωσωματικής κυκλοφορίας στο ιατρικό κολλέγιο Jefferson στη Φιλαδέλφεια.

Ο Dennis δημιούργησε κι αυτός μία μηχανή χρησιμοποιώντας τροποποιήσεις από τους προηγούμενους και αντλίες καθώς και ένα περιστρεφόμενο οξυγονωτή. Με την μηχανή αυτή έγινε εφικτό να χειρουργηθούν δύο ασθενείς το 1951. Το ίδιο έτος ο Dennis συνεργάστηκε με τον John Lewis και διερευνούσαν τρόπους για να επιλυθεί το πρόβλημα των καρδιακών επεμβάσεων. Είχαν παρακολουθήσει την παρουσίαση του William Bigelow για την πειραματική υποθερμία και τη δυνατότητα ότι μια ασφαλής περίοδος κυκλοφοριακής καταστολής θα μπορούσε να γίνει δυνατή με την μείωση της θερμοκρασίας του σώματος.

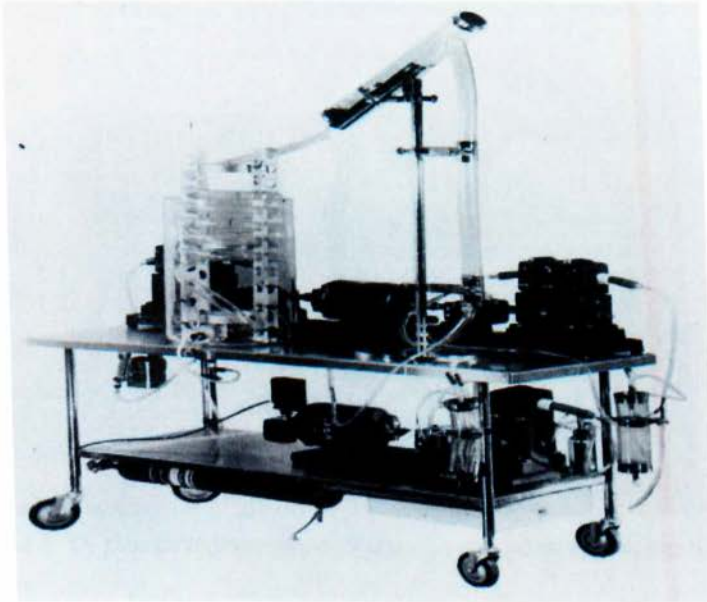
Ο Walton Lillehei, αποκαλείται ως «πατέρας της ανοικτής χειρουργικής επέμβασης καρδιών.» Ερευνούσε τη δυνατότητα να λειτουργήσει ένας πνεύμονας ως οξυγονωτής για την καρδιοπνευμονική παράκαμψη στα σκυλιά.

Ένα βράδυ συζητούσαν τη λειτουργία του πλακούντα επειδή η σύζυγος του Cohen ήταν έγκυος. Κατά τη διάρκεια αυτής της συζήτησης, συνειδητοποίησαν ότι η σύζυγος του Cohen ήταν οξυγονωτής για το έμβρυο. Έτσι οδηγήθηκαν στο συμπέρασμα ότι μπορεί να χρησιμοποιηθεί ένα μεγάλο σκυλί ως οξυγονωτής για ένα μικρότερο σκυλί που χρησιμοποιεί χαμηλότερη ροή. Αυτό αποκαλέστηκε «ελεγχόμενη διαγόνια κυκλοφορία.» Το αποτέλεσμα τους δικαίωσε και τελικά αποφάσισαν να περάσουν σε κλινικές δοκιμές. Ο πρώτος ασθενής ήταν ένα παιδί ενός έτους και ο πατέρας του θα ήταν ο χορηγός. Δυστυχώς το παιδί (**εικόνα 6**) κατέληξε από πνευμονία μερικές μέρες αργότερα. Η κριτική που ασκήθηκε στην επέμβαση ήταν πολύ σκληρή αφού θεωρήθηκε πως θα αποτελούσε μια επέμβαση με δυνατή θνητότητα στο 200%. Ο Lillehei συνέχισε να χρησιμοποιεί την τεχνική αυτή για τους επόμενους 18 μήνες. Εκτέλεσε συνολικά 45 επεμβάσεις με την διαγόνια αιμάτωση και είχε 28 επιζώντες.



Εικόνα 6: Διάγραμμα διαγόνιας τεχνητής κυκλοφορίας που χρησιμοποιήθηκε από τον Walton Lillehei το 1954-1955. Χορηγός ήταν η μητέρα ή ο πατέρας του παιδιού/ασθενή.

Στις συζητήσεις που επακολούθησαν παρά το γεγονός ότι οι κίνδυνοι ήταν ελάχιστοι έγινε προφανές ότι δεν ήταν μηδενικοί κυρίως για τον χορηγό, τη μητέρα ή τον πατέρα. Επίσης η τεχνική αυτή θα μπορούσε να γίνει μόνο σε μικρά παιδιά. Τα ποσοστά ροής γενικά ήταν πολύ χαμηλά για χρήση σε ένα ενήλικα ή σε μεγάλα παιδιά. Μία μέρα οι Lillehei και DeWall συζητούσαν για μελλοντικές επεμβάσεις. Ο Lillehei επισήμανε ότι χρειαζόταν τεχνητός οξυγονωτής για την χορήγηση στα μεγαλύτερα παιδιά και τους ενηλίκους. Έτσι ρώτησε τον DeWall εάν θα επιθυμούσε να αναλύσει το θέμα αυτό για αρχή στο εργαστήριο. Ο Lillehei εξέφρασε την άποψη να μην μελετηθεί η σχετική βιβλιογραφία για την αποφυγή της επανάληψης πιθανού λάθους που έχει ήδη γίνει, διότι θα μπορούσε να παρασύρει το μυαλό και τη σκέψη σε λάθος δρόμους. Συμβούλεψε λοιπόν τον DeWall να έρθει σε επαφή με μια τοπική επιχείρηση που έκανε πολυβινυλική σωλήνωση για τη βιομηχανία μπύρας και τροφίμων, Mayon plastics, A.E. Τα πρώτα πειράματα του DeWall περιέλαβαν τον υπερβαρικό κορεσμό του αίματος με οξυγόνο, αυτό όμως προκαλούσε φυσαλίδες στην αποσυμπίεση. Παρατήρησαν επίσης ότι καθώς το αίμα έρευσε κάτω από την κλίση, το ελαφρύτερο αίμα με τις υπόλοιπες φυσαλίδες ανήλθε στην κορυφή και το βαρύτερο κινήθηκε κατά μήκος του κατώτατου σημείου της σωλήνωσης (**εικόνα 7**). Εάν όμως χρησιμοποιούσαν 6 πόδια το αίμα θα μπορούσε να συλλεχθεί στο κατώτατο σημείο σε μια δεξαμενή χωρίς ορατές φυσαλίδες.



Εικόνα 7: Μία από τις αρχικές οξυγονωτικές μηχανές DeWall και μια αντλία Sigmamotor

Πιθανόν με τα σημερινά μέσα να βλέπαμε μικροσκοπικές φυσαλίδες μέσα στο σύστημα αλλά για την εποχή της η μηχανή αυτή ήταν πρωτοποριακή και χρησιμοποιήθηκε σε 10 σκυλιά, με επιτυχή αποτέλεσμα και στα 10. Έτσι και ο Lillehei συμφώνησε πως θα έπρεπε να χρησιμοποιείται και στην χειρουργική αίθουσα. Η χρήση της τον Μάιο του 1955 ήταν τόσο επιτυχής που αντικατέστησε γρήγορα την διαγόνια κυκλοφορία. Η πληροφορία αυτής της νέας ανακάλυψης έφερε γιατρούς από ολόκληρο τον κόσμο. Μέσα σε ένα χρόνο η εταιρεία Travenol άρχισε να εμπορεύεται ένα αποστειρωμένο αντίγραφο μία μηχανής οξυγονωτή DeWall. Ήταν αυτή η ανέξοδη συσκευή (**εικόνα 8**) που κατέστησε πιθανό για πολλά ιατρικά κέντρα να αρχίσουν ένα καρδιακό πρόγραμμα χειρουργικών επεμβάσεων. Πολλά έτη αργότερα στη συζήτηση ενός άρθρου που δόθηκε από τον Lillehei, ο Denton Cooley ανέφερε πως «ο Walt Lillehei έφερε το ανοιχτήρι για τα ποτά μας στο πικνίκ των καρδιακών επεμβάσεων.» [4]. Το ανοιχτήρι ήταν, φυσικά, η μηχανή-οξυγονωτής του DeWall.

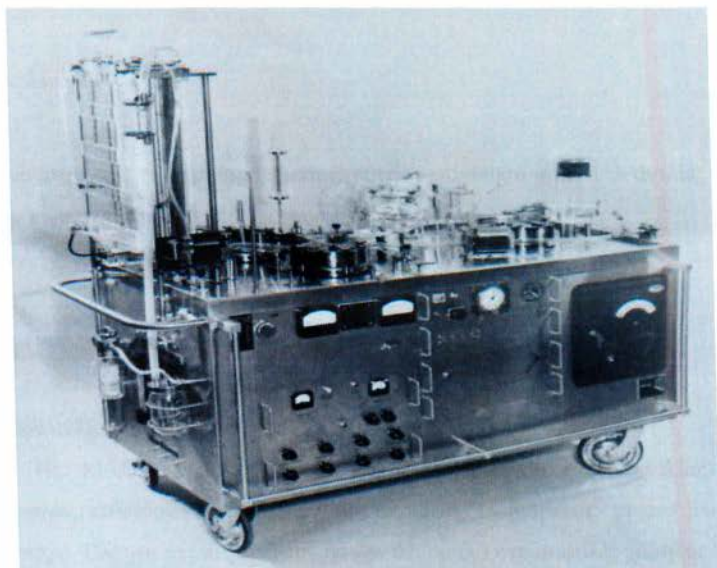


Εικόνα 8: Οι Gott DeWall και Vincent Richard με μία από τις αρχικές μηχανές τους

1.3.4 Οι εξελίξεις της μηχανής

Το 1952, Ο Kirklin μετά από μια απογοητευτική επέμβαση πνευμονικής στένωσης μαζί με τους συνεργάτες του Wood και Donald, αποφάσισαν με την σειρά τους ότι μια μηχανή εξωσωματικής κυκλοφορίας ήταν αναγκαία για την εκτέλεση ασφαλών καρδιακών επεμβάσεων. Έτσι επισκέφτηκαν τους 3 χειρουργούς που αναμίχθηκαν με την ανάπτυξη της καρδιοπνευμονικής παράκαμψης, τον William Mustard στο Τορόντο, τον Dodrill στο Detroit και τον John Gibbon στη Φιλαδέλφεια. Εκεί αποφάσισαν να κατασκευάσουν μία μηχανή εξωσωματικής κυκλοφορίας βασισμένη σε αυτήν που αναπτύχθηκε από τον Gibbon και την IBM Company [5]. Ο Gibbon πολύ γενναιοδωρα τους έδωσε ένα αντίγραφο των σχεδιαγραμμάτων της μηχανής του και της συσσωρευμένης γνώσης 17 ετών εργαστηριακής εργασίας του. Στα τελευταία έτη, ο Gibbon ομολόγησε ότι ήταν λίγο ανήσυχος που ο Kirklin, με όλους τους οικονομικούς πόρους της κλινικής Mayo, θα ήταν σε θέση να εκτελέσει πρώτος επεμβάσεις [6]. Το τμήμα εφαρμοσμένης μηχανικής της Mayo κατασκεύασε μία μηχανή που βασίστηκε μεν στο σχέδιο του Gibbon αλλά με μερικές τροποποιήσεις. Έτσι πραγματοποιήθηκε η μηχανή εξωσωματικής κυκλοφορίας από τους Mayo και Gibbon (εικόνα 9). Οι επεμβάσεις τους άρχισαν τον Μάρτιο του 1955, οι 8 εκ των

οποίων προγραμματίστηκαν με την συμφωνία ότι θα χειρουργούσαν και τους 8 ασθενείς ακόμα κι αν οι πρώτοι 7 πέθαναν. Έπειτα θα σταματούσαν και θα αναθεωρούσαν τα αποτελέσματα πριν προχωρήσουν. Το αποτέλεσμα ήταν 4 ασθενείς να επιζήσουν και 4 να πεθάνουν.



Εικόνα 9: Η μηχανή εξωσωματικής κυκλοφορίας Mayo-Gibbon

Για μια μικρή χρονική περίοδο (1955-1956), υπήρξαν μόνο 2 γιατροί και 2 μόνο νοσοκομεία στον κόσμο όπου η ανοικτή χειρουργική επέμβαση καρδιών γινόταν σε καθημερινή βάση.

Ο Lillehei στο πανεπιστήμιο Μινεσότας και 60 μίλια μακριά, ο John Kirklin στην Mayo Clinic.

Μέσα στα χρόνια που ακολούθησαν η μηχανή εξωσωματικής κυκλοφορίας υπέστη πολλαπλές διορθώσεις τόσο στην βασική δομή της όσο και στα μηχανικά της μέρη και εξαρτήματα που τη συνόδευαν. Σήμερα οι επεμβάσεις αυτές μπορούν και εκτελούνται με σχετικά μεγάλη ασφάλεια και σε παγκόσμιο επίπεδο σώζουν εκατομμύρια ζωές.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2^ο

Οι αντλίες

2.1 Κατηγορίες αντλιών

2.1.1 Αντλίες κυλίνδρων

Η αντλία είναι ένα μηχάνημα που χρησιμοποιείται για την μετακίνηση υγρών. Οι αντλίες γενικά επιτυγχάνουν την κίνηση του υγρού μέσω μηχανικής δράσης.

Το ασφαλές και ευπροσάρμοστο σύστημα

Ενότητες αντλιών κυλίνδρων:

Το σχέδιο των HL MAQUET 20 (ονομασία του συγκεκριμένου τύπου αντλίας) δείχνει ότι οι περισταλτικές αντλίες κυλίνδρων προσφέρουν την ακρίβεια, τη διάρκεια, τη μεταβλητότητα και την ευκολία στο χειρισμό. Όλες οι αντλίες τρέχουν ήσυχα και ομαλά στο ασφαλές χαμηλής τάσης ηλεκτρικό ρεύμα που παρέχεται από την κονσόλα. Δεν υπάρχει κανένα καλώδιο που να τα συνδέει. Λόγω του συμπαγούς μεγέθους και του χαμηλού βάρους τους, οι αντλίες αφαιρούνται εύκολα και επανατοποθετούνται επάνω στην κονσόλα απλά με την ανύψωση ή την τοποθέτηση της ενότητας επάνω στην καθοδηγημένη θέση.

Η σειρά των αντλιών κυλίνδρων αποτελείται από:

- ενιαία ενότητα κυλίνδρων αντλιών
- ενότητα διδυμης αντλίας, η οποία προσφέρει δύο μικρές αντλίες κυλίνδρων, ανεξάρτητες η μία από την άλλη, σε μία μονάδα συνηθισμένου μεγέθους μοντέλου. Η διδυμη ενότητα αντλιών είναι κατάλληλη για τις εφαρμογές που απαιτούν χαμηλότερα ποσοστά ροής, όπως το παιδιατρικό ράντισμα, η καρδιοπληγία, η αναρρόφηση ή ο εξαερισμός.



Εικόνα 10: Ενιαία ενότητα αντλιών κυλίνδρων

2.1.2 Δίδυμη αντλία

Οι αντλίες προσφέρουν:

- εμπρόσθια και αναστρέψιμη περιστροφή
- κεντρική λαβή έμφραξης, κλειδώσιμη και ακριβής στη ρύθμιση
- μεγάλη τετραψήφια αλφανουμερική επίδειξη για τη ροή και την ταχύτητα
- οκταψήφια αλφανουμερική επίδειξη για τον τρόπο λειτουργίας, το μέγεθος σωλήνων και τα μηνύματα κατάστασης
- 8 προγραμματισμένους τρόπους λειτουργίας συμπεριλαμβανομένης της καρδιοπληγίας
- συνεχή και παλμική λειτουργία
- μνήμη βαθμολόγησης μέχρι και 4 μεγέθη σωληνώσεων
- πλήρη έλεγχο με εποπτεία των μονάδων
- πλήρης σειρά ελέγχου προστασίας της υπερφόρτωσης, της παραγωγής θερμότητας και της επικοινωνίας



Εικόνα 11: Δίδυμη ενότητα αντλιών

2.1.3 Σύστημα Rotaflow

Το σύστημα ROTAFLOW (εκ περιτροπής ροή) αποτελείται από:

- μία κονσόλα ροής, μία ενότητα ελέγχου με τριπλές παροχές ηλεκτρικού ρεύματος που περιέχει κεντρικούς αγωγούς, τη μονάδα HL 20, ή μπαταρίες
- μία μονάδα κίνησης με την ενσωματωμένη μέτρηση ροής και φουσαλίδων. Ένας πολλαπλός καθοδηγούμενος υδραυλικός κάτοχος επιτρέπει το βέλτιστο προσδιορισμό της θέσης της μονάδας κίνησης
- ένα σύστημα έκτακτης ανάγκης, μια χειρωνακτική κίνηση με δείκτη ταχύτητας
- μια φυγοκεντρική αντλία, ένα διαθέσιμο κεφάλι αντλιών με ενσωματωμένο καθετήρα σύνδεσης ροής

Αντλία κονσόλων ROTAFLOW:

Το σύστημα φυγοκεντρικών αντλιών ROTAFLOW, είναι ένα φυσικό μέρος των αντλιών HL 20, που μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί ως πλήρως ανεξάρτητη αυτόνομη μονάδα. Η μοναδική ροή σε συνδυασμό με τη φυσαλίδα που μετρά τη λειτουργία αποτελούν ένα αναπόσπαστο τμήμα του συστήματος ROTAFLOW.

Το σύστημα ROTAFLOW προσφέρει:

- Απολύτως ανεξάρτητη-αυτόνομη εφαρμογή για την άμεση παροχή ηλεκτρικού ρεύματος κεντρικών αγωγών, ενσωματωμένη υποστήριξη μπαταριών, μετρήσεις επιπέδων και πίεσης με τους εξωτερικούς (προαιρετικούς) μετατροπείς.
- Ενσωματωμένους αισθητήρες ροής και φυσαλίδων
- Χωριστές επιδείξεις ροής και ταχύτητας
- Σταθερό τρόπο ροής κατά τη λειτουργία της

Κατάλληλότητα για την παλμική λειτουργία



Εικόνα 12: Το σύστημα φυγοκεντρικών αντλιών ROTAFLOW- ροής μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί ως πλήρως ανεξάρτητη αυτόνομη μονάδα.

2.2 Τα τμήματα της μηχανής



Εικόνα 13: Πίνακας συστήματος ελέγχου

➤ Σύστημα ελέγχου πίεσης:

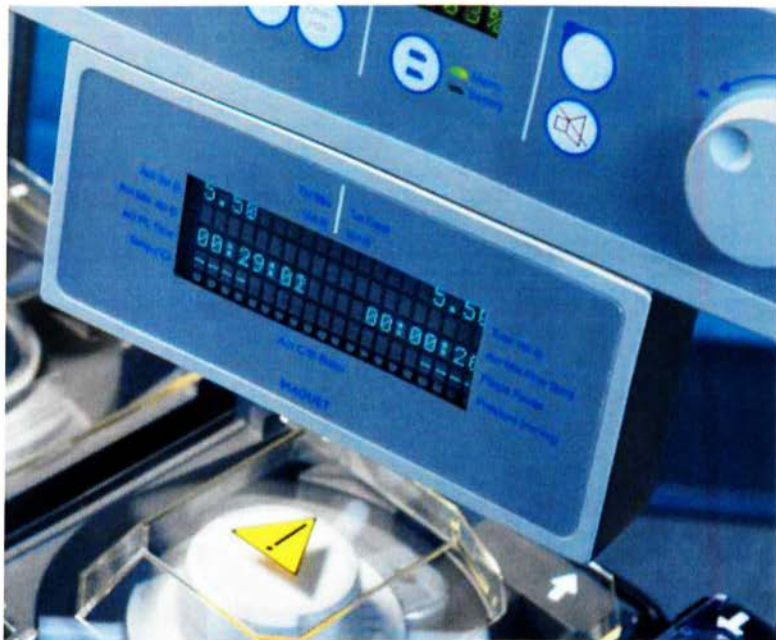
Η αντλία HL 20 επιτρέπει την ακριβή μέτρηση μέχρι και τέσσερις πιέσεις του ασθενή. Οι τυποποιημένοι μετατροπείς πίεσης ιατρικού βαθμού χρησιμεύουν ως αισθητήρες συστημάτων. Η σειρά και η ακρίβεια των μετρήσεων αποφασίζονται από τα τεχνικά στοιχεία.

➤ Σύστημα ελέγχου θερμοκρασίας:

Η αντλία HL 20 επιτρέπει την ακριβή μέτρηση μέχρι και τέσσερις θερμοκρασίες του ασθενή. Το σύστημα λειτουργεί με τους μονωμένους ελέγχους θερμοκρασίας, οι οποίοι είναι πλήρως συμβατοί με τα Κίτρινα Ελατήρια των Οργάνων (Yellow Springs Instruments) YSI που ελέγχουν τις θερμικές αντιστάσεις 400 σειρών.

➤ **Σύστημα προστασίας εμβόλων αέρα:**

Το σύστημα προστασίας εμβόλων αέρα προσφέρει δύο συστήματα προστασίας ασφάλειας για να αποτρέψει τον αέρα από το εξωσωματικό κύκλωμα: Χωρητικός αισθητήρας επιπέδων και υπερηχητικών μικροφουσαλίδων για τον ανιχνευτή αέρα.



Εικόνα 14: Μονάδα παρακολούθησης καρδιοπληγίας

➤ **Μονάδα παρακολούθησης καρδιοπληγίας:**

Με τη καρδιοπληγική μονάδα CMU (cardioplegia monad unit) (εικόνα 14) παρακολούθησης το ουσιαστικό στοιχείο επιδεικνύεται εύκολα. Επιδεικνύει τους όγκους, την αναλογία, τα χρονόμετρα, τη θερμοκρασία και την πίεση για τον πλήρη έλεγχο της καρδιοπληγικής παράδοσης.

Το CMU είναι ένα κύριο συστατικό στις αντλίες HL 20 με δίδυμο Vario και ενιαίο Vario και τοποθετείται κάτω από τον πίνακα του συστήματος ελέγχου. Το CMU είναι μία επιλογή στις αντλίες HL 20 Vario Flex 2,4 και 5 κονσόλων αντλιών.

2.3 Μία πλήρης σειρά εξαρτημάτων που έχει αναπτυχθεί για MAQUET TA HL 20



Εικόνα 15: Εύκαμπος λαμπτήρας

Μερικά από τα συνηθέστερα χρησιμοποιούμενα εξαρτήματα για την MAQUET HL 20, μηχανή εξωσωματικής κυκλοφορίας είναι:

➤ **Εύκαμπος λαμπτήρας:**

Αυτός ο νέος εύκαμπος λαμπτήρας (εικόνα 15) σχεδιάστηκε για το περιβάλλον σε ένα δωμάτιο λειτουργίας. Είναι ένας ανθεκτικός λαμπτήρας ύδατος με εύκολο χειρισμό για να καθαρίζεται εύκολα η επιφάνεια. Ο λαμπτήρας προστατεύονται με ένα ανθεκτικό γυαλί και δε χρειάζεται ψυκτικά περύγια λόγω της πολύ μικρής κατανάλωσης ισχύος που είναι μόλις 6W. Εξαιτίας της χαμηλής εκπομπής θερμότητας -το κρύο φως- το περιβάλλον καθώς επίσης και η σωλήνωση, δεν αφήνουν το αίμα να εκτίθεται στη θερμότητα από την πηγή λαμπτήρων.

Ο λαμπτήρας μπορεί να τοποθετηθεί οπουδήποτε πάνω στην αντλία HL 20. Η μηχανή MAQUET προσφέρει δύο μήκη για το βραχίονα του λαμπτήρα - 200 χιλ. και 400 χιλ. Ο εύκαμπος αυτός βραχίονας μπορεί να τοποθετηθεί οπουδήποτε σε έναν ιστό και ο λαμπτήρας να είναι συνδεδεμένος με την υποδοχή των 24V στην κονσόλα Β της HL 20.

➤ **Διαγώνιος ιστός:**

Οι διαγώνιοι ιστοί για τις 4 και 5 κονσόλες αντλιών, αντίστοιχα, αποτελούνται από έναν στρογγυλή μπάρα 25 χιλιοστών. Οι διαγώνιοι ιστοί έχουν ύψος διευθετήσιμο κατά μήκος της κονσόλας χωρίς τη χρήση οποιωνδήποτε εργαλείων.

➤ **Κάθετος ιστός:**

*Ο κάθετος ιστός είναι μία στρογγυλή μπάρα 25 χιλ. με μήκος 500 χιλ.

➤ **Φλεβικά πρότυπα σφινγκτήρων:**

Τα σκληρά πρότυπα των φλεβικών σφινγκτήρων αλουμινίου είναι σχεδιαζόμενα έτσι ώστε να επιτρέπουν τον ακριβή κανονισμό της φλεβικής επιστροφής της ροής από το μεταβλητό κλείσιμο της φλεβικής γραμμής. Δεν υπάρχει καμία ανάγκη για τα ένθετα μιας και ο σφινγκτήρας είναι σε θέση να προσαρμόσει τη σωλήνωση μέχρι το 5/8" του μεγέθους.

➤ **Γρήγορος φλεβικός σφινγκτήρας:**

Αυτός ο σφινγκτήρας προσφέρει την ακριβή και τη γρήγορη φλεβική προσαρμογή της επιστροφής της ρύθμισης των αντλιών με τη βοήθεια δύο χωριστών εξογκωμάτων. Μια ένωση βραχιόνων και υποδοχών διευκολύνει το βέλτιστο προσδιορισμό της θέσης του σφινγκτήρα. Ο σφινγκτήρας προσαρμόζει τη σωλήνωση μέχρι το 1/2" του μεγέθους.

➤ **Συρτάρι:**

Το συρτάρι τοποθετείται κάτω από το ράφι κονσόλων. Χρησιμοποιείται για την τοποθέτηση των απαιτούμενων αντικειμένων χειρός καθώς και άλλων εξαρτημάτων.

➤ **Αναμίκτης αερίου Sechrist:**

Ο αναμίκτης οξυγόνου-αέρα σχετίζεται με την ακρίβεια της πίεσης και της αναλογίας της συσκευής, που σχεδιάζεται για να αναμίξει συγκεκριμένες ποσότητες οξυγόνου (O₂) και αέρα σε οποιοδήποτε επιλεγμένο FIO₂ μεταξύ των τιμών 0.21 και 1.0, για την παράδοση σε ποικίλες αναπνευστικές συσκευές.

➤ **Δευτερεύουσα φρουρά:**

Η δευτερεύουσα φρουρά χρησιμοποιείται για να ευκαμνιά της κονσόλας. Το ρυθμιζόμενο ύψος της, μπορεί να καθοριστεί από την δεξιά ή την αριστερή πλευρά της κονσόλας και επίσης μπορεί να διαταχτεί χωριστά για κάθε τύπο κονσόλων.

2.4 Μηχανισμός κίνησης της αντλίας



Εικόνα 16: Χειρισμός της μηχανής

Μηχανισμός κίνησης αντλίας – Κατανάλωση ενέργειας

Η **αντλία** είναι ένα μηχάνημα που χρησιμοποιείται για τη μετακίνηση των υγρών. Οι αντλίες γενικά επιτυγχάνουν την κίνηση του υγρού μέσω μηχανικής δράσης.

Οι κυριότεροι/συνηθέστεροι τύποι αντλιών είναι οι φυγοκεντρικές αντλίες και οι αντλίες θετικής εκτόπισης. Οι φυγοκεντρικές αντλίες μπορεί να είναι αξονικές, ακτινικές ή μικτού τύπου. Επίσης διακρίνονται σε διάφορους τύπους ανάλογα με τον αριθμό των διαδοχικών πτερωτών, όπως στη μέθοδο στεγανοποίησης μεταξύ άξονα και κελύφους, καθώς και πολλά άλλα στοιχεία της κατασκευαστικής

διαμόρφωσης. Κάποιοι συνηθισμένοι τύποι αντλιών θετικής εκτόπισης είναι: παλινδρομική με έμβολο, περιστροφική με λοβούς, περιστροφική με γρανάζια.

Στις λεγόμενες αντλίες θετικής εκτόπισης το ρευστό αναγκάζεται σε κίνηση με απευθείας μηχανική δράση κάποιου μηχανισμού (π.χ. έμβολο), και επιτυγχάνεται σταθερή παροχή όγκου. Στις φυγοκεντρικές αντλίες τα πτερύγια του ρότορα (περωτή) μεταβάλουν το πεδίο ροής προσδίδοντας περιστροφή στο υγρό. Κατόπιν η αυξημένη δυναμική πίεση μετατρέπεται σε στατική πίεση στο στάτορα. Η κατάλληλη γεωμετρία/σχεδίαση των πτερυγίων του ρότορα και του στάτορα είναι αναγκαία για την επίτευξη αποδεκτής υδροδυναμικής απόδοσης κατά τη λειτουργία της αντλίας, ανάλογα με τη περιοχή παροχών και πιέσεων για την οποία προορίζεται. Οι αντλίες δημιουργούν τη ροή (παροχή) του υγρού και λόγω της αντίστασης της ροής δημιουργείται η πίεση.

Στο παρελθόν, οι αντλίες που τοποθετούνταν στις τεχνητές καρδιές, χρησιμοποιούσαν μεταλλικά ρουλεμάν για την κίνηση του ρότορα. Αυτό είχε σαν αποτέλεσμα την καταστροφή των αιμοσφαιρίων και τη δημιουργία θρομβώσεων. Η επικρατούσα τεχνολογία σήμερα [7] για την αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος είναι η μαγνητική προώθηση του ρότορα. Τα πηνία που τοποθετημένα στο στάτη της αντλίας, ανυψώνουν τον ρότορα και τον κινούν με ταχύτητα ανάλογη της αυξομείωσης του ρεύματος που τα διαρρέει.

Τα βασικά εξαρτήματα της αντλίας μαγνητικής προώθησης είναι τα εξής:

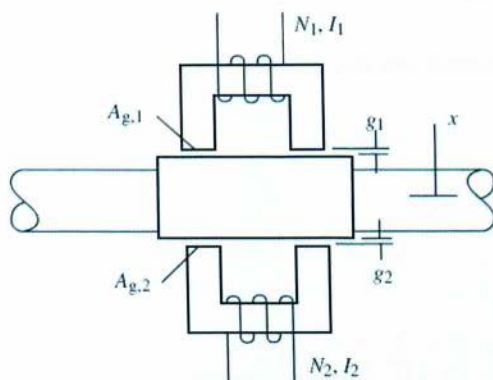
- Ένας μαγνητικός ενεργοποιητής
- Ένας ενισχυτής ρεύματος
- Ένα σύστημα εντοπισμού θέσης του ρότορα
- Ένα ηλεκτρονικό κύκλωμα ελέγχου

2.5 Αρχή λειτουργίας

Τα «μαγνητικά ρουλεμάν» (“magnetic bearings”) τα οποία αντικαθιστούν τα μεταλλικά χρησιμοποιούνται για την κίνηση του ρότορα της αντλίας και είναι κατασκευασμένα από φερρομαγνητικά υλικά και το διάκενο - πάχους g και ενεργής επιφάνειας A_g - μεταξύ ρότορα και στάτη είναι μικρό, έτσι ώστε να ελαχιστοποιείται η απαιτούμενη μαγνητεγερτική δύναμη (εικόνα 17). Σύμφωνα

με το νόμο του Ampere, η ένταση του μαγνητικού πεδίου H , σε μονοπάτι μαγνητικής ροής μήκους L , που προκαλείται από πηνίο N σπειρών, διατρέχεται από ρεύμα i . Συσχετίζει το μαγνητικό πεδίο σε έναν κλειστό (νοητό) βρόγχο με το ηλεκτρικό ρεύμα να περνά μέσα από το βρόγχο.

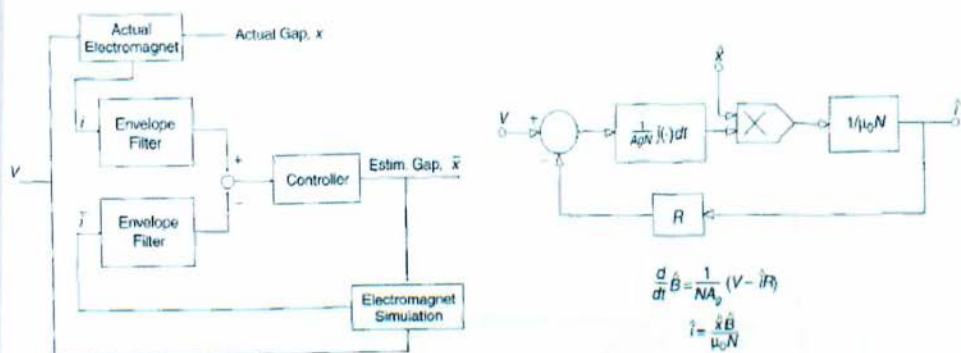
$$H = 4\pi k_{\mu} \frac{N \cdot I}{L}$$



Εικόνα 17: Μαγνητικός ενεργοποιητής διπλής δράσης

Σύστημα εντοπισμού θέσης ρότορα

Ο εντοπισμός της θέσης του ρότορα επιτυγχάνεται εξετάζοντας τις κυματομορφές ρεύματος και της τάσης των πηνίων, οι οποίες είναι συνάρτηση του διακένου [8]. Για να εξαχθεί από την κυματομορφή η χρήσιμη πληροφορία, χρησιμοποιείται μια προσέγγισή του με εκτίμηση παραμέτρων. Τα φίλτρα που χρησιμοποιούνται, αποτελούνται από ένα υψηλό φίλτρο, ένα χαμηλό φίλτρο και έναν ανορθωτή. Ο προσομοιωτής (προσομοίωση ηλεκτρομαγνητών) αποτελείται από έναν ολοκληρωτή, που ελέγχεται από ένα κέρδος R .

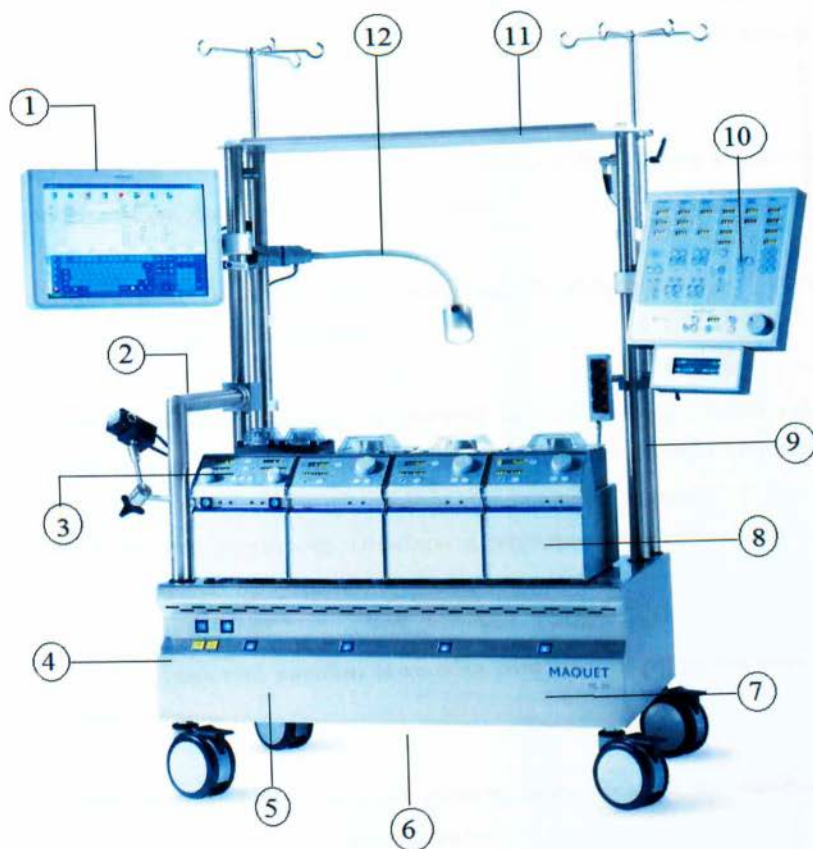


Εικόνα 18: Διάγραμμα αυτόματης ρύθμισης διακένου

Ηλεκτρονικό κύκλωμα ελέγχου θέσης και ταχύτητας ρότορα

Για τον έλεγχο του ρότορα έχουν προταθεί κατά καιρούς διάφορες τεχνικές ελέγχου, καθεμιά από αυτές δίνει έμφαση σε μια συγκεκριμένη επιθυμητή συμπεριφορά της αντλίας. Μια άκρως ενδιαφέρουσα τεχνική ελέγχου παρουσιάζεται στην εργασία των Lee, Allaire και άλλων [9] όπου χρησιμοποιείται ο έλεγχος του τρόπου ολίσθησης, που έχει ως αποτέλεσμα την πολύ χαμηλή κατανάλωση ενέργειας (Εικόνα 18).

2.6 Μέρη αντλίας



Εικόνα 19: Σύγχρονη μηχανή εξωσωματικής κυκλοφορίας του αίματος

Στην **εικόνα 19** παρουσιάζεται μια σύγχρονη μηχανή εξωσωματικής κυκλοφορίας του αίματος MAQUET HL 20. Στη συνέχεια γίνεται μια παρουσίαση των τμημάτων που αποτελούν και συνθέτουν αυτή τη μηχανή:

- 1. Ο υπολογιστής:** Σχεδιάζεται ειδικά για το αυστηρό περιβάλλον που επικρατεί σε μία χειρουργική αίθουσα. Έχει ενσωματωμένο σύστημα μπαταριών για την προστασία των δεδομένων ακόμη και σε περίπτωση διακοπής λειτουργίας ρεύματος.
- 2. Δευτερεύουσα φρουρά:** Για να εξελιχτεί η κονσόλα η διευθετήσιμη δευτερεύουσα φρουρά ύψους μπορεί να διαταχτεί χωριστά για κάθε τύπο κονσόλων.
- 3. Δίδυμη αντλία:** Οι δίδυμοι πόλοι έγχυσης αντλιών είναι κατάλληλοι για τις εφαρμογές όπου απαιτούνται χαμηλότερα ποσοστά ροής .
- 4. Μπαταρία έκτακτης ανάγκης:** Η μπαταρία έκτακτης ανάγκης παρέχει μια πλήρως αυτόματη αδιάλειπτη παροχή ηλεκτρικού ρεύματος για ολόκληρο το σύστημα μηχανών. Φορτίζοντας και μεταπηδώντας από τους κεντρικούς αγωγούς στη λειτουργία μπαταριών, ή αντίστροφα, δεν απαιτεί ουδεμία δράση από το χειριστή. Ολόκληρη η μηχανή, συμπεριλαμβανομένων όλων των αντλιών, συνεχίζει τη λειτουργία της, χωρίς άλλες στάσεις.
- 5. Σασί για ηλεκτρονικά μοντέλα:** Η κονσόλα είναι εξοπλισμένη με ένα ράφι για τη στέγαση των ηλεκτρονικών συστημάτων.
- 6. Συρτάρι-κονσόλα:** Το συγκεκριμένο τμήμα χρησιμοποιείται για την αποθήκευση των εργαλείων, όπως σωλήνες, ένθετα και χειροκίνητοι στρόφαλοι.
- 7. Μετασχηματιστής και παροχή ηλεκτρικού ρεύματος:** Τα εξαρτήματα της κύριας δύναμης της μηχανής βρίσκονται μέσα στην κονσόλα. Με αυτό τον τρόπο κρατούνται μακριά από την προστότητα του χειριστή.
- 8. Αντλίες κυλίνδρων:** Οι αντλίες κυλίνδρων αφαιρούνται εύκολα και επανατοποθετούνται επάνω στην κονσόλα απλά με την ανύψωση ή την τοποθέτηση της ενότητας επάνω στην καθοδηγημένη θέση.

- 9. Σύστημα ιστών:** Κάθε τύπος κονσόλας έχει τέσσερις ιστούς, οι δύο από αυτούς είναι για την τηλεσκοπική διευθετήσιμη δίδυμη αντλία ύψους και οι άλλοι δύο για τους πόλους έγχυσης των αντλιών.
- 10. Η συσκευή ελέγχου συστημάτων:** Αυτή η συσκευή παρέχει τον εργονομικό ολοκληρωμένο έλεγχο ολόκληρης της μηχανής εξωσωματικής κυκλοφορίας. Η συσκευή μπορεί να τοποθετηθεί σε οποιοδήποτε ιστό για να καλύψει τις απαιτήσεις των χρηστών. Μία λαβή ρυθμίζει όλες τις ρυθμίσεις της κονσόλας, και ένα κουμπί κατασιγάζει όλους τους ακουστικούς συναγερμούς. Η εναλλαγή των ζωτικής σημασίας λειτουργιών απαιτεί μια διπλή διαδικασία ασφάλειας κουμπιών.
- 11. Αμετάβλητο ύψους ράφι:** Ένα αμετάβλητο ύψους ράφι είναι ένα αναπόσπαστο τμήμα της κονσόλας το οποίο είναι προσβάσιμο στην ευχέρεια του χειριστή.
- 12. Λαμπτήρας των εύκαμπτων οδηγήσεων:** Αυτός ο νέος λαμπτήρας είναι σχεδιασμένος για το περιβάλλον του δωματίου λειτουργίας. Είναι ένας εύκαμπτος ανθεκτικός λαμπτήρας ύδατος με πολύ μεγάλο φωτισμό και με χαμηλή κατανάλωση ισχύος, 6W ακριβώς.

2.7 Οι διαμορφώσεις

Η κονσόλα MAQUET HL 20 κατασκευάζεται από ανοξείδωτο χάλυβα και ελίσσεται εύκολα με τη βοήθεια μιας δευτερεύουσας φρουράς των τεσσάρων σταθερών ροδών, δύο με τη συνολική κλειδαριά και δύο με την κλειδαριά κατεύθυνσης.

Για την έννοια και την ποικιλία των κονσόλων HL 20 VARIO-ευκίνητο, δηλαδή των HL 20 VARIO-εναίο και των HL 20 VARIO-δίδυμο παρουσιάζεται ως παράδειγμα ένας πίνακας 4 αντλιών.

2.7.1 Κονσόλα Maquet HL 20 Vario Fle



Εικόνα 20 : Κονσόλα 4 αντλιών MAQUET HL 20 VARIO FLE

Εύκαμπτη βασική μονάδα:

Η ευκίνητη κονσόλα VARIO είναι διαθέσιμη ως βασική μονάδα στην οποία τα προαιρετικά συστατικά μπορούν να προστεθούν.

Η βασική μονάδα περιλαμβάνει:

- ▶ τέσσερις ιστούς, οι 2 από αυτούς είναι ρυθμιζόμενοι
- ▶ ράφι διευθετήσιμου ύψους
- ▶ εύκαμπτη και ικανή επιτροπή ελέγχου συστημάτων
- ▶ σύνδεση ιστών για τον σωστό έλεγχο
- ▶ εξοπλισμό με αντλίες μονάδων οργάνων ελέγχου ώστε τα εξαρτήματα να είναι διατεταγμένα χωριστά

Η κονσόλα διατίθεται και με πέντε αντλίες.

2.7.2 Κονσόλα Maquet HL 20 Vario Single



Εικόνα 21: Κονσόλα 4 αντλιών MAQUET HL 20 VARIO SINGLE

Βασική μονάδα με προστεθειμένες τέσσερις ενιαίες αντλίες κυλίνδρων:

Η ενιαία κονσόλα VARIO είναι ένα πλήρες σύστημα. Εκτός από τέσσερις ενιαίους κυλίνδρους οι ενόητες αντλιών και όλα τα συστατικά από το VARIO λυγίζουν.

Το VARIO-ενιαίο περιλαμβάνει:

τη μονάδα οργάνων ελέγχου που τοποθετείται κάτω από το σύστημα SCP (surgical care practitioner)

διπλή μονάδα πίεσης

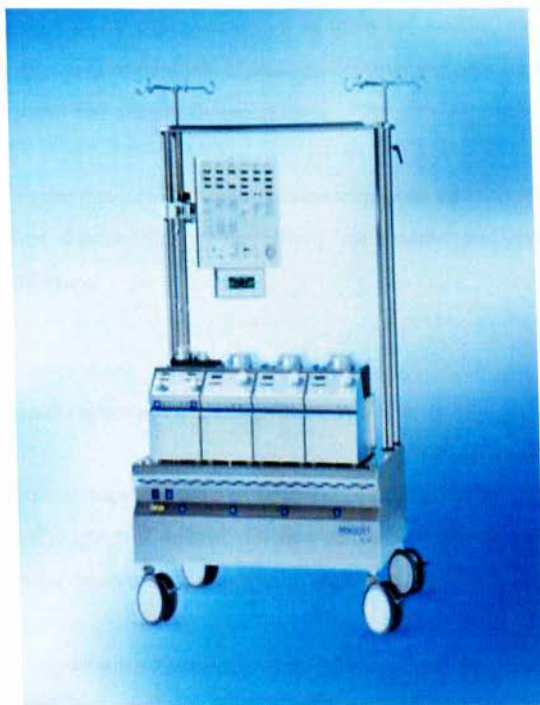
μονάδα θερμοκρασίας

ενότητα προστασίας εμβόλων αέρα

αναμίκτης αερίου ώστε όλα τα άλλα εξαρτήματα να μπορούν να διαταχτούν χωριστά σε 4 και 5 εκδόσεις

αντλιών όπου αυτές μπορούν να είναι διαθέσιμες.

2.7.3 Κονσόλα Maquet HL 20 Vario Twin



Εικόνα 22: Κονσόλα 4 αντλιών MAQUET HL 20 VARIO TWIN

Βασική μονάδα με προστεθειμένες+ τρεις ενιαίες αντλίες κυλίνδρων και μια δίδυμη αντλία:

Εκτός από του τρεις ενιαίους κυλίνδρους οι αντλίες, η δίδυμη αντλία και όλα τα συστατικά της VARIO-FLEX λυγίζουν.

Η VARIO-TWIN, η δίδυμη κονσόλα δηλαδή περιλαμβάνει:

- καρδιοπληγία όπου είναι η μονάδα οργάνων ελέγχου που τοποθετείται κάτω από το σύστημα SCP
- διπλή μονάδα πίεσης
- μονάδα θερμοκρασίας
- μονάδα προστασίας εμβόλων αέρα
- αναμίκτης αερίου όπου όλα τα άλλα εξαρτήματα μπορούν να διαταχθούν χωριστά σε 4 και 5 εκδόσεις αντλιών όπου αυτές είναι διαθέσιμες.

2.8 Περισταλτικές αντλίες

Οι περισταλτικές αντλίες προσφέρουν πάντα ένα κλειστό σύστημα λειτουργίας. Αυτό σημαίνει ότι το μεταφερόμενο προϊόν δεν έρχεται σε καμία επαφή με τα μέρη της αντλίας και ως εκ τούτου σε καμία επαφή με βρωμιές, μολύνσεις και ξένα σώματα. Η απουσία δυνάμεων πίεσης μέσα στο σωλήνα, επιτρέπει στο προϊόν να ρέει ομαλά μέσω των ελαστικών σωλήνων.

Οι Περισταλτικές αντλίες έχουν ένα μεγάλο αριθμό πλεονεκτημάτων και προσφέρουν άριστη τεχνολογία και υψηλές αποδόσεις. Είναι ιδανικές για την προώθηση "επιθετικών" διαβρωτικών, χημικών αλλά και ευαίσθητων, ευπαθών, προϊόντων.

2.8.1 Κατηγορίες και χαρακτηριστικά περισταλτικών αντλιών

Με την πάροδο των χρόνων οι περισταλτικές αντλίες «μη διαβρεχόμενου» τύπου για έγχυση ιατρικών διαλυμάτων σε ασθενείς εξελίχθηκαν αρκετά. Οι δυο πιο επικρατέστερες κατηγορίες περισταλτικών αντλιών είναι οι στρεφόμενων έκκεντρων και οι γραμμικές.

Οι περισταλτικές αντλίες στρεφόμενων έκκεντρων αποτελούνται από ένα συνεχόμενο μήκος εύκαμπτης σωλήνωσης που ανήκει σε ένα κυκλικό κανάλι ενός στέρεου προστατευτικού καλύμματος. Ένας μηχανικά κινούμενος στροφέας, που περιέχει πολλαπλούς κυλίνδρους (έκκεντρα – συνήθως δύο), συμπιέζει και απελευθερώνει εναλλακτικά την σωλήνωση επιδρώντας στην προώθηση ενός δεδομένου όγκου ρευστού που καθορίζεται, από την εσωτερική διάμετρο της σωλήνωσης, το κενό μεταξύ των κυλίνδρων και την ταχύτητα του στροφέα. Το άμεσο αποτέλεσμα αυτής της ενέργειας είναι ότι το ρευστό έρχεται σε επαφή μόνο με την εσωτερική επιφάνεια της σωλήνωσης, οπότε δεν μολύνεται από το μηχανισμό της αντλίας. Αυτοί οι τύποι αντλιών απαντώνται συνήθως στις ιατρικές εφαρμογές όσο αφορά

στη διανομή τροφής και φαρμάκων σε ασθενείς, στην εξωτερική κυκλοφορία του αίματος κατά τη διάρκεια εγχείρησης ανοιχτής καρδιάς και στην εξέλιξη των φαρμακευτικών προϊόντων.

Με σκοπό τη σωστή λειτουργία, η σωλήνωση σε μια περισταλτική αντλία στρεφόμενων έκκεντρων πρέπει να συμπίεζεται πλήρως για να εξασφαλίζει επαρκές κενό πίεσης στην πλευρά εισόδου. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την ανάπτυξη τάσεων λόγω κάμψης των τοιχωμάτων της σωλήνωσης που διπλώνονται, με την εσωτερική επιφάνεια του τοιχώματος να βρίσκεται σε συμπίεση και την εξωτερική επιφάνεια να βρίσκεται σε εφελκυσμό. Αυτές οι τάσεις κατά μήκος του τοιχώματος της σωλήνωσης μπορούν τελικά να οδηγήσουν σε αστοχία του σωλήνα, η οποία εξαρτάται από τη γεωμετρία του σωλήνα, το βαθμό της συμπίεσης ή της έμφραξης του σωλήνα, την ταχύτητα του στροφέα και τα χαρακτηριστικά των υλικών. Έτσι, μετά από την άροδο λειτουργίας κάποιου χρονικού διαστήματος, εμφανίζεται μόνιμη πλαστική παραμόρφωση στη διατομή του σωλήνα, με αποτέλεσμα το μετασχηματισμό της αρχικά κυκλικής διατομής σε ελλειπτική, πράγμα το οποίο επιδρά στο ρυθμό έγχυσης του ρευστού. Επίσης οι περισταλτικές αντλίες στρεφόμενων έκκεντρων έχουν σχετικά μικρή απόδοση και επιβάλλουν εντατικό πεδίο υψηλών διατμητικών και εφελκυστικών- τάσεων στο σύστημα σωλήνωσης.

Οι γραμμικές περισταλτικές αντλίες χρησιμοποιούν παλινδρομικά στοιχεία μηχανών για να εξασφαλίζουν περισταλτική κίνηση στα τοιχώματα εύκαμπτου σωλήνα, με σκοπό να προωθούν το περιεχόμενο ρευστό εντός του σωλήνα. Τέτοιες περισταλτικές αντλίες αποτελούνται από έναν αριθμό παλινδρομικών εμβόλων (δακτύλων) άντλησης, τα οποία διατάσσονται διαδοχικά, ώστε να συμπίεζουν τα γειτονικά τμήματα του σωλήνα με κυματοειδή τρόπο.

2.8.2 Μειονεκτήματα περισταλτικών αντλιών

Παρά το γεγονός ότι εν γένει οι γραμμικές περισταλτικές αντλίες υπερέχουν μεν έναντι των περισταλτικών αντλιών στρεφόμενων έκκεντρων, έχουν δε μειονεκτήματα όπως το αξιοσημείωτο κόστος λόγω της πολυπλοκότητας του μηχανισμού που απαιτείται για να συγχρονίζονται σωστά τα έμβολα (δάχτυλα) της άντλησης. Επειδή τα έμβολα (δάχτυλα) της άντλησης μετακινούνται ώστε να κλείνουν τα διαδοχικά γειτονικά τμήματα της σωλήνωσης, οι δυνάμεις σύνθλιψης που επιβάλλονται στη σωλήνωση και στα ρευστά είναι συγκρίσιμες με εκείνες που εμφανίζονται στις περισταλτικές αντλίες στρεφόμενων έκκεντρων. Όμως, υπάρχει λιγότερη φθορά στις γραμμικές περισταλτικές αντλίες, γιατί σε αυτές οι δυνάμεις έμφραξης περιορίζονται στην περιοχή κάτω από κάθε έμβολο (δάκτυλο), ενώ στις στρεφόμενων έκκεντρων εφαρμόζονται καθ' όλο το μήκος της σωλήνωσης. Παρόλα αυτά, ακόμα και στη γραμμική περισταλτική αντλία ο σωλήνας υφίσταται σε κάποιο βαθμό πλαστική παραμόρφωση. Συνεπώς, η αρχική

διατομή του σωλήνα που προωθεί το ρευστό εκπίπτει και ο σωλήνας αποκτά ένα προοδευτικά περισσότερο οβάλ σχήμα, με αποτέλεσμα να επηρεάζεται η ογκομετρική παροχή του ρευστού που διανέμεται σε κάθε κύκλο άντλησης.

Επιπλέον, με σκοπό να εξομαλυνθεί η μεταβολή της παροχής από έναν κύκλο στον επόμενο, μερικές γραμμικές περισταλτικές αντλίες έχουν αυτό που λέγεται “wgap cycle” δηλαδή ένα διορθωτικό έμβολο (δάκτυλο). Οι περισσότερες γραμμικές περισταλτικές αντλίες χρησιμοποιούν πολλά έμβολα για να μικρύνουν τον χρόνο λειτουργίας του διορθωτικού εμβόλου (δακτύλου). Όμως, προσπαθώντας να διατηρηθεί η κατάλληλη ευθυγράμμιση και η σχετική κίνηση μεταξύ των πολλών εμβόλων, επιδεινώνεται η αξιοπιστία της λειτουργίας της συσκευής και αυξάνεται το κατασκευαστικό κόστος.

Ένα άλλο μειονέκτημα μπορεί να είναι αυτό της οπισθοροής, σύμφωνα με το οποίο ένα τμήμα από το εγχέομενο ρευστό κατευθύνεται αντίθετα από την ταχύτητα διάδοσης του περισταλτικού κύματος, όταν η πίεση εξόδου (κατάθλιψη) είναι υψηλότερη από την εσωτερική πίεση της περισταλτικής αντλίας. Ειδικότερα σε περιπτώσεις δοσομετρικής χορήγησης υγρών φαρμάκων σε ασθενείς, η οπισθοροή προκαλεί την ανάμειξη του εγχέομενου ρευστού με το αίμα του ασθενούς, όταν η πίεση του αίματος είναι μεγαλύτερη από την εσωτερική πίεση της περισταλτικής αντλίας. Αυτό μπορεί να οδηγήσει σε θρόμβωση του αίματος.

Επιπλέον η παρουσία αέρα στο σύστημα κατά τη μετάγγιση του ρευστού φαρμάκου στη γραμμή του ασθενούς, όταν η περισταλτική αντλία εργάζεται συνεχώς χωρίς η ροή του ρευστού να σταματά, αποτελεί επίσης μειονέκτημα. Σε αυτή την περίπτωση είναι μόνιμα συνδεδεμένα σε σειρά με την γραμμή του ασθενούς ένα φίλτρο εξάλειψης αέρα και μια βαλβίδα αντεπιστροφής.

2.8.3 Γραμμική περισταλτική αντλία της micrel Medical Devices

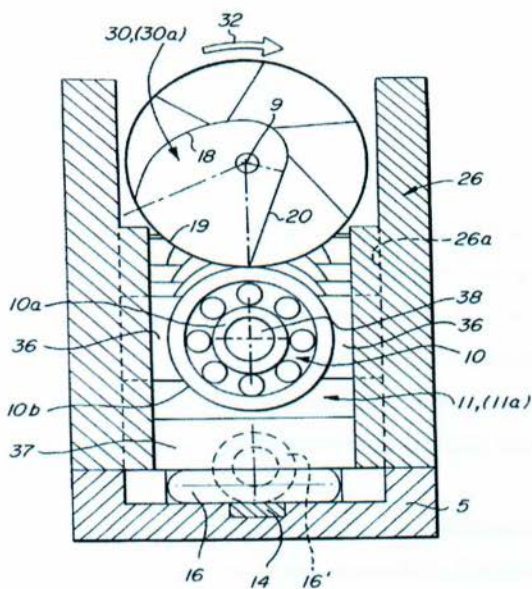
Η περισταλτική αντλία της Medical Devices [10], [11], [12] χαρακτηρίζεται από το ότι κάθε ένα από τα ενδιάμεσα έκκετρα έχει τρία τμήματα με διαφορετικές ακτίνες καμπυλότητας. Το πρώτο τμήμα έχει συνεχώς αυξανόμενη ακτίνα για τη φάση της συμπίεσης, το δεύτερο τμήμα έχει σταθερή ακτίνα ίση με την ακτίνα του τέλους του πρώτου τμήματος για τη διατήρηση της έμφραξης του εύκαμπτου σωλήνα και το τρίτο τμήμα έχει απότομη μείωση της ακτίνας για γρήγορη επανένταξη του σωλήνα. Κατά προτίμηση, το τελευταίο έκκετρο οδηγώντας τον τελευταίο ακόλουθο (δάκτυλο), έχει ένα εκτεταμένο τμήμα με μεγάλη ακτίνα για έμφραξη του σωλήνα, όταν η πίεση αναπτύσσεται από τους ενδιάμεσους ακόλουθους (δάκτυλα) που συμπίεζουν τον σωλήνα. Το ίδιο αυτό έκκετρο έχει μικρότερη ακτίνα στο τέλος για ένα αρκετά μεγάλο τμήμα, έτσι που να κρατά σε οριακό επίπεδο το σωλήνα ανοιχτό ώστε το ρευστό μόλις να διέρχεται.

Με σκοπό να επιτευχθεί συνεχόμενη σταθερή ροή έγχυσης ρευστού από την αντλία, ένα πρόσθετο έκκεντρο γραμμικοποίησης της ροής παρέχεται στο τέλος του μηχανισμού της έγχυσης. Αυτό το έκκεντρο έχει ένα τμήμα με αυξανόμενη ακτίνα η οποία αποκτά μια μέγιστη τιμή και το υπόλοιπο τμήμα με μειούμενη ακτίνα με ελάχιστη τιμή όση χρειάζεται ώστε ο ακόλουθος (δάκτυλο) του έκκεντρου μόλις να ακουμπά τον σωλήνα. Προκειμένου να επεκταθεί το εύρος της γραμμικότητας θα πρέπει το κάτω μέρος του ακόλουθου (ακροδακτύλου) του έκκεντρου γραμμικής ροής, να έχει μεγαλύτερη διάσταση στην κατά μήκος κατεύθυνση του εύκαμπτου σωλήνα και κατά προτίμηση το διπλάσιο συγκριτικά με το μήκος των δακτύλων των άλλων έκκεντρων.

Ο μηχανισμός άντλησης της γραμμικής περισταλτικής αντλίας [10], [11], [12] απεικονίζεται στις εικόνες 23 και 24 σε πλάγια τομή και πρόοψη αντίστοιχα. Ο εκκεντροφόρος άξονας (9) φέροντας τα έκκεντρα από (30a) έως (30g), στηρίζεται σε δύο ρουλεμάν κύλισης (8), τα οποία εδράζονται εντός ακίνητου φορέα (26). Ο εκκεντροφόρος άξονας (9) οδηγείται από κινητήρα (6) χαμηλής ισχύος, φέροντας γρاناζωτό μειωτήρα (6a). Ένας κωδικοποιητής περιστροφής (περιστροφικός κωδικοποιητής θέσης) (7), μαζί με έναν αισθητήρα (17) συμπεριλαμβάνονται με σκοπό να καταγράφεται η ταχύτητα περιστροφής και η γωνιακή θέση του εκκεντροφόρου άξονα (9). Τα σήματα του αισθητήρα (17) λαμβάνονται από τα ηλεκτρονικά συστήματα τα οποία ελέγχουν τη λειτουργία της περισταλτικής αντλίας.

Σε αντιστοιχία με κάθε ένα από τα έκκεντρα (30a) έως (30g) υπάρχουν οι ακόλουθοι (δάκτυλα) (11a) έως (11g). Κάθε ένας ακόλουθος φέρει ένα μικρό ρουλεμάν (10) του οποίου η εσωτερική στεφάνη (10a) στηρίζεται σε έναν πείρο (38) του ακόλουθου. Η εξωτερική στεφάνη (10b) από κάθε ρουλεμάν (10) ακουμπά την επιφάνεια του κάθε έκκεντρου (30a) έως (30g), έτσι ώστε να υπάρχει η ελάχιστη δυνατή τριβή μεταξύ των ακόλουθων (11a) έως (11g) των έκκεντρων και των έκκεντρων (30a) έως (30g).

Τα ακροδάκτυλα (37) των ακόλουθων (11) αγγίζουν τον εύκαμπτο σωλήνα (16), ο οποίος στηρίζεται στη βάση (5). Οι ακόλουθοι (11) κινούνται στην κατακόρυφη διεύθυνση, όπως φαίνεται στην εικόνα 25, οδηγούμενοι από τις πλαϊνές τους επιφάνειες (36), μέσα σε οδηγητικά αυλάκια (26a) που υπάρχουν στα πλαϊνά τοιχώματα του ακίνητου φορέα (26).



Εικόνα 23: Πλάγια τομή του μηχανισμού άντλησης, όπου διακρίνονται ο εκκεντροφόρος άξονας, οι ακόλουθοι των έκκεντρων με τα ρουλεμάν τους και ο εύκαμπτος σωλήνας.

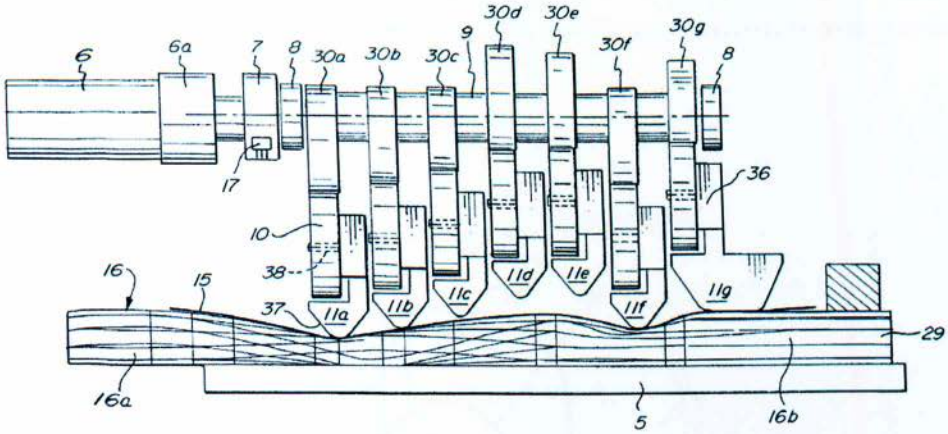
Από τις εικόνες 23 και 24 μπορεί να φανεί ότι το ακροδάχτυλο (37) του ακόλουθου (11a) του πρώτου έκκεντρου (30a) έχει πλήρως συμπίσει τον εύκαμπτο σωλήνα (16) στην κλειστή του θέση (με διακεκομμένη γραμμή φαίνεται ο εύκαμπτος σωλήνας (16') στην πλήρως ανοιχτή του θέση – εικόνα 23). Τα ενδιάμεσα έκκεντρα (30b) έως (30e) έχουν ουσιαστικά το ίδιο σχήμα, αλλά διατάσσονται έτσι ώστε να διαφέρουν γωνιακά μεταξύ τους κατά 60 μοίρες. Αυτή η γωνιακή διαφορά στη διάταξή τους εξασφαλίζει ουσιαστικά ομαλό φορτίο στρέψης στον κινητήρα (6). Στην εικόνα 24 η είσοδος (16a) του εύκαμπτου σωλήνα (16) φαίνεται στην αριστερή πλευρά του σχεδίου, ενώ η έξοδος (16b) φαίνεται στην δεξιά πλευρά.

Ο εύκαμπτος σωλήνας (16) είναι φτιαγμένος από ελαστικό υλικό κατά προτίμηση σιλικόνη. Για να στεγανοποιείται ο μηχανισμός οδήγησης από τυχόν διαρροή ρευστού από τον εύκαμπτο σωλήνα (16), τοποθετείται ένα προστατευτικό λεπτό στρώμα από πλαστικό υλικό (15) ανάμεσα στο σωλήνα (16) και στα ακροδάχτυλα (37) των ακόλουθων (11a) έως (11g) (φαίνεται μόνο στην εικόνα 24 και όχι στην εικόνα 23 χάριν ευκρίνειας). Τα ενδιάμεσα έκκεντρα (30b) έως (30e), όπως φαίνεται στις εικόνες 22 και 3, έχουν τρία τμήματα με διαφορετικές καμπυλότητες. Το πρώτο τμήμα (18) έχει μια διαρκώς

αυξανόμενη ακτίνα (υπολογισμένη καμπύλη) για τη φάση της συμπίεσης. Το δεύτερο τμήμα (19) έχει μια σταθερή ακτίνα R_2 ίση με την ακτίνα του τέλους του πρώτου τμήματος (18) για να διατηρεί πλήρως κλειστό τον εύκαμπτο σωλήνα (16). Το τρίτο τμήμα (20) έχει μια απότομη μείωση της ακτίνας καταλήγοντας σε μια μικρή ακτίνα R_6 για γρήγορη επανένταξη του σωλήνα (16).

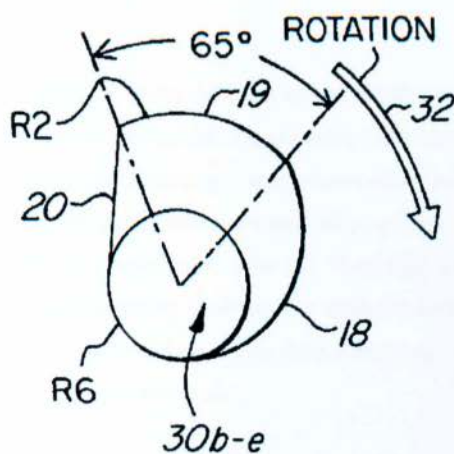
Από την **εικόνα 23** μπορεί να φανεί ότι μολοντί η διαδρομή των ακόλουθων (δακτύλων) (11) από τα έκκεντρα (30) είναι σχετικά σημαντική, το πλάτος του μηχανισμού δεν χρειάζεται να είναι πολύ μεγαλύτερο από την 6 μέγιστη εξωτερική διάμετρο των έκκεντρων (30). Τα ρουλεμάν (10) τα οποία μπορεί να είναι μικρά σχετικά, τοποθετούνται με τη μεγαλύτερη διάστασή τους κατά την κατακόρυφη διεύθυνση συμπίεσης του σωλήνα (16), ενώ η εγκάρσια οδήγηση των ακόλουθων (δακτύλων) (11) εντός του ακίνητου φορέα (26) εξασφαλίζεται με οδηγητικά αυλάκια (26α) που υπάρχουν στα πλαϊνά τοιχώματα.

Οι ακόλουθοι (δάκτυλα) (11) σπρώχνονται προς τα επάνω από την ελαστικότητα του σωλήνα (16) με αποτέλεσμα να αποσυμπιέζεται. Αυτή η προς τα επάνω κίνηση είναι δυνατόν να υποστηριχθεί και με ελατήρια επαναφοράς.



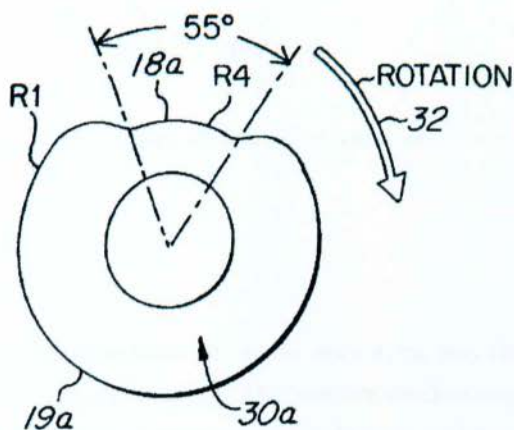
Εικόνα 24: Πρόοψη μηχανισμού άντλησης, όπου διακρίνονται ο εκκεντροφόρος άξονας, οι ακόλουθοι των έκκεντρων με τα ρουλεμάν τους και ο εύκαμπτος σωλήνας.

Περισσότερες λεπτομέρειες για το σχήμα των ενδιάμεσων έκκεντρων (30b) έως (30e) θα δοθούν αναφορικά με την **εικόνα 25**. Όπως ήδη αναφέρθηκε κατά την περιγραφή των **εικόνων 24 και 25** κάθε ένα από τα έκκεντρα (30b) έως (30e) έχει ένα πρώτο τμήμα καμπυλότητας (18) με συνεχώς αυξανόμενη ακτίνα (υπολογισμένη καμπύλη) και στο συγκεκριμένο σχεδιασμό αυτό το τμήμα εκτείνεται περισσότερο από 200 μοίρες γωνία. Η ακτίνα αυτού του τμήματος (18) κατά προτίμηση αυξάνεται γραμμικά με την γωνία περιστροφής. Το επόμενο δεύτερο τμήμα (19) έχει μια σταθερή ακτίνα R_2 , η οποία είναι η μέγιστη του έκκεντρου. Στο συγκεκριμένο σχεδιασμό το δεύτερο μέρος (19) διαρκεί 65 μοίρες. Στο τρίτο τμήμα (20) λαμβάνει χώρα μια απότομη μείωση από την μέγιστη ακτίνα R_2 στην ελάχιστη ακτίνα R_6 , η οποία διαρκεί για γωνία περιστροφής 95 μοιρών στο συγκεκριμένο σχεδιασμό. Η μέγιστη ακτίνα R_2 και το μήκος των ακόλουθων (δακτύλων) (11) είναι τέτοιο, ώστε ο εύκαμπτος σωλήνας (16) να παραμένει εντελώς κλειστός για το διάστημα των 65 μοιρών. Αν και στην **εικόνα 24** τα ακροδάχτυλα (37) μερικών ακόλουθων (δακτύλων) (11) φαίνονται να έχουν κάποια απόσταση από τον εύκαμπτο σωλήνα (16), αυτή η απόσταση είναι ελάχιστη ή μηδαμινή στην πραγματικότητα. Στο συγκεκριμένο σχεδιασμό υπάρχουν τέσσερα ενδιάμεσα έκκεντρα (30b) έως (30e) με τους αντίστοιχους ακόλουθους (δάχτυλα) (11b) έως (11e). Αυτό εξασφαλίζει ομαλή ροή άντλησης. Είναι δυνατόν να έχουμε ακόμη περισσότερα ενδιάμεσα έκκεντρα με τους αντίστοιχους ακόλουθους (δάχτυλα). Πάντως, πρέπει να υπάρχει τουλάχιστον ένα ενδιάμεσο έκκεντρο πέραν αυτών της εισόδου (30a) και της εξόδου (30f). Σε αυτές τις περιπτώσεις η διάρκεια των τριών τμημάτων καμπυλότητας (18), (19) και (20) των ενδιάμεσων έκκεντρων πρέπει να προσαρμόζεται.



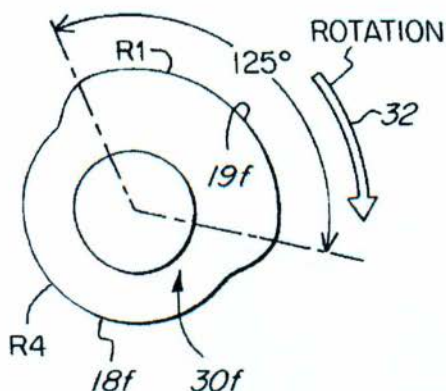
Εικόνα 25: Πλάγια όψη των ενδιάμεσων έκκεντρων.

Στην **εικόνα 26** απεικονίζεται το σχήμα του πρώτου έκκεντρου (30a) που ελέγχει τον πρώτο ακόλουθο (δάκτυλο) (11a). Σε αντίθεση με τα ενδιάμεσα έκκεντρα (30b), (30c), (30d) και (30e) το πρώτο έκκεντρο (30a) έχει δύο τμήματα καμπυλότητας. Ένα πρώτο τμήμα (19a) με μια μεγάλη ακτίνα R_1 και ένα δεύτερο τμήμα (18a) που έχει μια μικρότερη ακτίνα R_4 . Το τμήμα (18a) που έχει μικρότερη ακτίνα R_4 εκτείνεται σε εύρος μεγαλύτερο κατά προσέγγιση των 55 μοιρών, κατά τη διάρκεια του οποίου ο σωλήνας (16) είναι μόνο ανοιχτός τόσο, όσο χρειάζεται για τη διαδικασία πλήρωσεως. Αντίθετα κατά τη διάρκεια επενέργειας του τμήματος (19a) ο σωλήνας (16) είναι εντελώς κλειστός.



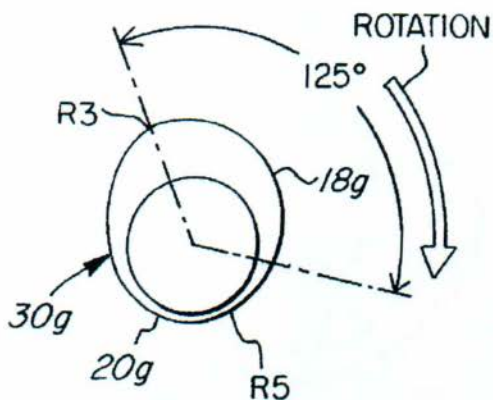
Εικόνα 26: Πλάγια όψη των ενδιάμεσων έκκεντρων

Το τελευταίο έκκεντρο (30f) (**εικόνα 27**) επίσης διαφέρει από τα ενδιάμεσα έκκεντρα (30b), (30c), (30d) και (30e). Στην πραγματικότητα το δεύτερο τμήμα καμπυλότητας (19f) έχοντας μια μεγάλη ακτίνα R_1 εκτείνεται σε ένα εύρος κατά προτίμηση 60 μοιρών. Συγκρινόμενο όμως με το τμήμα καμπυλότητας (19) των έκκεντρων (30b) έως (30e), μπορεί να επεκταθεί κατά 65 μοίρες και να αποκτήσει συνολικό εύρος κατά προτίμηση μεγαλύτερο από 125 μοίρες ($=65^{\circ}+60^{\circ}=125^{\circ}$). Κατά τη διάρκεια αυτού του τμήματος (19f) ο εύκαμπτος σωλήνας (16) είναι εντελώς κλειστός. Στο υπόλοιπο τμήμα (18f) του τελευταίου έκκεντρου (30f) η ακτίνα R_4 του έκκεντρου είναι τέτοια, ώστε ο σωλήνας (16) να συμπιέζεται ελαφρώς, εξασφαλίζοντας τη ροή του ρευστού προς την έξοδο.



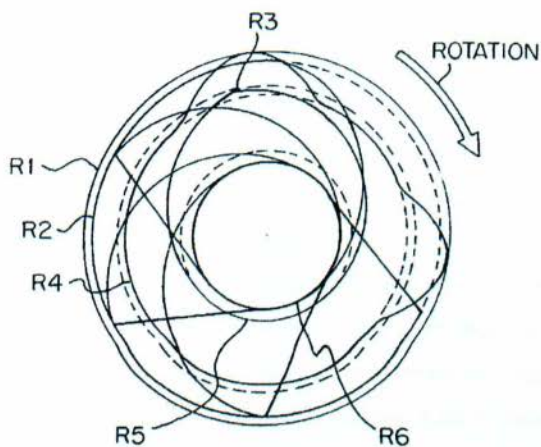
Εικόνα 27: Πλάγια όψη του τελευταίου έκκεντρου.

Η **εικόνα 28** απεικονίζει ένα πρόσθετο έκκεντρο γραμμικοποίησης της ροής (30g) το οποίο τοποθετείται αμέσως μετά από τα έξι άλλα έκκεντρα (30a) έως (30f), όπως απεικονίζεται στην **εικόνα 24**, με σκοπό να εξομαλύνει τις μεταβολές της ροής του ρευστού στην έξοδο κατά τη διάρκεια της άντλησης. Όπως απεικονίζει η **εικόνα 28**, το πρόσθετο έκκεντρο (30g) έχει ένα πρώτο τμήμα καμπυλότητας (18g) κατά τη διάρκεια του οποίου η ακτίνα αυξάνεται από μια ελάχιστη τιμή R_5 σε μια μέγιστη τιμή R_3 . Από αυτή τη μέγιστη τιμή R_3 η ακτίνα μειώνεται κατά τη διάρκεια του δεύτερου τμήματος καμπυλότητας (20g) στην ελάχιστη ακτίνα R_5 ξανά. Η μέγιστη ακτίνα R_3 είναι μικρότερη από τις μέγιστες ακτίνες R_1 , R_2 των έκκεντρων (30a) έως (30f) γιατί η διατομή του εύκαμπτου σωλήνα (16) πρέπει να μειωθεί χωρίς να κλείσει. Η γωνιακή διάρκεια του πρώτου τμήματος (18g) είναι περίπου 125 μοίρες, ενώ του τμήματος (20g) είναι περίπου 235 μοίρες. Κατά τη διάρκεια που ο ακόλουθος (δάκτυλο – βαλβίδα) εξόδου (11f) διατηρεί το σωλήνα κλειστό, το υγρό ωθείται από τον ακόλουθο (δάκτυλο γραμμικοποίησης) (11g) έτσι ώστε να συνεχίζεται η ροή στην έξοδο πετυχαίνοντας γραμμικοποίησή της.



Εικόνα 28: Πλάγια όψη του πρόσθετου έκκεντρου γραμμικοποίησης της ροής.

Στη συνέχεια περιγράφεται η λειτουργία του έκκεντρου γραμμικοποίησης της ροής (30g) αναφορικά με τις **εικόνες 27 και 28**. Όταν το τελευταίο έκκεντρο (30f) κλείνει τον εύκαμπτο σωλήνα (16), μέσω του ακόλουθου (δάκτυλο - βαλβίδα εξόδου) (11f), κατά τη διάρκεια του τμήματος (19f), το έκκεντρο (30g) συνεχίζει να επιδρά μέσω του τμήματος (18g) αυξάνοντας την ακτίνα του από την ελάχιστη ακτίνα R_5 στην μέγιστη ακτίνα R_3 , έτσι ώστε το ρευστό που βρίσκεται ήδη στο τέλος του εύκαμπτου σωλήνα (16) να αντλείται προς τη γραμμή του ασθενούς. Κατά τη διάρκεια του σταδίου (18f) ανοίγματος του σωλήνα, όπου το ρευστό έχει περάσει τη βαλβίδα εξόδου (11f), η παροχή στην γραμμή του ασθενούς μειώνεται ελαφρώς από τη δράση του έκκεντρου γραμμικοποίησης της ροής (30g) το οποίο επιδρά διαμέσου του τμήματος (20g), όπου μειώνεται η ακτίνα του έκκεντρου (30g) από τη μέγιστη τιμή R_3 στην ελάχιστη R_5 . Ουσιαστικά, επιτυγχάνεται σταθερή παροχή, η οποία ισούται με το αλγεβρικό άθροισμα της μεγαλύτερης θετικής τιμής της παροχής των ενδιάμεσων ακόλουθων (δακτύλων) (11b) έως (11f), συν τη μειούμενη τιμή παροχής (αρνητική) λόγω του ακόλουθου (11g) γραμμικοποίησης της ροής.



Εικόνα 29: Πλάγια όψη με όλα τα έκκεντρα

Στην **εικόνα 29** παρουσιάζονται σε παράθεση όλα τα έκκεντρα (30a) έως (30g) όπου φαίνονται τόσο τα καμπύλα τμήματα μεταβλητής ακτίνας όσο και τα κυκλικά με ακτίνες από R_1 έως R_6 . Η μέγιστη ακτίνα R_1 , η οποία απαντάται στο πρώτο (30a) και τελευταίο (30f) έκκεντρο συμπιέζει πλήρως τον εύκαμπτο σωλήνα (16) με πίεση 3 bar περίπου. Η λίγο μικρότερη ακτίνα R_2 που απαντάται στα ενδιάμεσα έκκεντρα (30b) έως (30e) ασκεί μια πίεση 1 bar περίπου. Η R_3 είναι η μέγιστη ακτίνα του έκκεντρο (30g) και κλείνει οριακά τον εύκαμπτο σωλήνα (16). Η R_4 είναι η μικρότερη ακτίνα του πρώτου (30a) και του τελευταίου (30f) έκκεντρο και διατηρεί τον εύκαμπτο σωλήνα (16) σχετικά ανοιχτό. Η ακτίνα R_5 του έκκεντρο γραμμικοποίησης της ροής (30g) είναι η ελάχιστη ακτίνα η οποία διατηρεί τον εύκαμπτο σωλήνα (16) πλήρως ανοιχτό. Τέλος, η ακτίνα R_6 χρησιμοποιείται στα ενδιάμεσα έκκεντρα (30b) έως (30e) και κρατά τον εύκαμπτο σωλήνα (16) μακριά ώστε να μην αγγίζει τα ακροδάχτυλα (37) πετυχαίνοντας πλήρη ανάταξη του σωλήνα (16), ανεξάρτητα από τις κατασκευαστικές ανοχές.

Ενώ κανονικά τα μήκη των ακροδαχτύλων (37) των ακόλουθων (11a) έως (11g) θα μπορούσαν να είναι τα ίδια στην κατά μήκος διεύθυνση παράλληλη του εκκεντροφόρου άξονα (9) και του εύκαμπτου σωλήνα (16), η **εικόνα 24** δείχνει ότι το μήκος του ακροδαχτύλου του ακόλουθου (11g) είναι μεγαλύτερο από το μήκος των άλλων ακόλουθων (δακτύλων) (11a) έως (11f). Το μήκος του ακροδαχτύλου του ακόλουθου (11g) φαίνεται να είναι περίπου διπλάσιο από το μήκος των άλλων ακόλουθων (δακτύλων) (11a) έως (11f), με σκοπό να αυξήσει το χρόνο γραμμικής λειτουργίας, λαμβανομένου υπόψη του μεγάλου χρόνου των 125 μοιρών που παραμένει κλειστός ο εύκαμπτος σωλήνας (16) από τον τελευταίο ακόλουθο (11f). Το μήκος του ακροδαχτύλου του ακόλουθου (11g) μπορεί να είναι ακόμη και υπερδιπλάσιο από το μήκος των άλλων ακόλουθων (δακτύλων) (11a) έως (11f).

2.8.4 Δίχρονη περισταλτική αντλία της εταιρία της IMED Corporation (Alaris Medical Systems)

Η δίχρονη περισταλτική αντλία της εταιρία IMED [8], [9] είναι μια συσκευή για άντληση ρευστού διαμέσου ενός ανατάξιμου σωλήνα έχοντας μια βάση όπου βρίσκεται ο σωλήνας και ένα μηχανισμό άντλησης για να συμπιέζει τον σωλήνα. Ο μηχανισμός άντλησης περιλαμβάνει ένα πρώτο δάκτυλο (έμβολο) άντλησης το οποίο συμπιέζει το σωλήνα σε ένα πρώτο του τμήμα και ένα δεύτερο δάκτυλο (έμβολο) άντλησης το οποίο συμπιέζει το σωλήνα σε ένα δεύτερο του τμήμα. Για τις αντίστοιχες εναλλάξ κινήσεις άντλησης το πρώτο δάκτυλο σχεδιάζεται να λειτουργεί εκτοπίζοντας περίπου διπλάσιο όγκο ρευστού από το δεύτερο. Μια πρώτη βαλβίδα (έμβολο) μοντάρεται και τοποθετείται έναντι των δύο δακτύλων έτσι ώστε να προκαλεί εμφράξεις εναλλάξ στο σωλήνα κατά τη διάρκεια της συμπίεσης του σωλήνα από το πρώτο δάκτυλο. Ενώ μια δεύτερη βαλβίδα (έμβολο) φράσσει το σωλήνα κατάντι του πρώτου δακτύλου κατά τη διάρκεια της συμπίεσης του σωλήνα από το δεύτερο δάκτυλο.

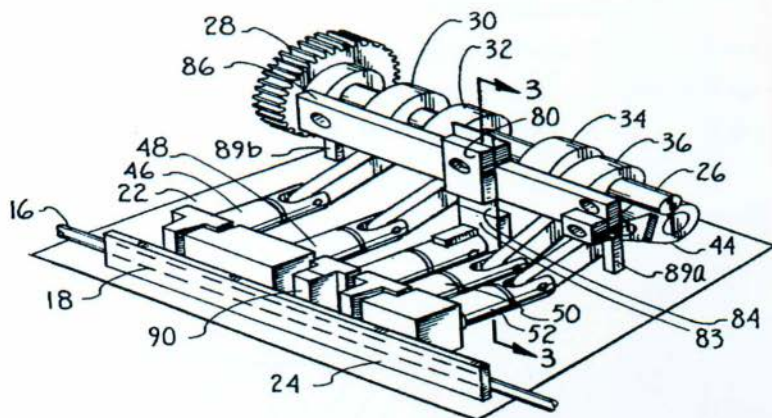
Με άλλα λόγια, οι δύο βαλβίδες και τα δύο δάκτυλα παλινδρομούν συμπιέζοντας το σωλήνα μεταξύ μιας άνω και κάτω ακραίας θέσης. Ένας μηχανισμός οδήγησης κινεί το πρώτο δάκτυλο προς την κάτω ακραία θέση του καθώς το δεύτερο δάκτυλο κινείται προς την άνω ακραία θέση του και αντιστρόφως. Η πρώτη βαλβίδα κλείνει το σωλήνα έναντι του πρώτου δακτύλου καθώς αυτό κινείται προς την κάτω ακραία θέση του. Η δεύτερη βαλβίδα κλείνει το σωλήνα μεταξύ του πρώτου και δευτέρου δακτύλου καθώς το δεύτερο δάκτυλο κινείται προς την κάτω ακραία θέση του.

Όπως αναφέρθηκε το πρώτο δάκτυλο εκτοπίζει διπλάσια ποσότητα ρευστού από το δεύτερο δάκτυλο, γιατί το πρώτο δάκτυλο είναι δυο φορές μεγαλύτερο από το δεύτερο δάκτυλο. Σε μια άλλη παραλλαγή, το πρώτο δάκτυλο μπορεί να εκτοπίζει διπλάσια ποσότητα ρευστού διανύοντας μια απόσταση η οποία θα είναι περίπου διπλάσια της απόστασης που διανύεται από το δεύτερο δάκτυλο.

Τα μέρη που συνθέτουν τη συσκευή της δίχρονης περισταλτικής αντλίας (10) μπορούν να κατανοηθούν καλύτερα περιγράφοντας την **εικόνα 30** όπου διακρίνεται ότι η συσκευή (10) περιλαμβάνει ένα φορέα (22) ο οποίος φέρει μια επίπεδη πλάκα (βάση σωλήνα) (24). Η πλάκα (24) εξασφαλίζει την επιφάνεια πάνω στην οποία βρίσκεται το τμήμα (18) (φαίνεται με διακεκομμένη γραμμή) του σωλήνα (16) και έτσι μπορεί να συμπιέζεται και αποσυμπιέζεται από τις βαλβίδες – δάκτυλα.

Στο φορέα (22) είναι μονταρισμένος ένας περιστρεφόμενος άξονας (26) ο οποίος οδηγείται από έναν κινητήρα που συμπλέκεται με το γρανάζι (28). Ο άξονας (26) περιλαμβάνει τα έκκεντρα (30), (32), (34) και (36). Τα έκκεντρα (30), (32), (34) και (36) συνεργάζονται με τους αντίστοιχους συνδέσμους (**εικόνα 30**) φαίνεται μόνο ο σύνδεσμος (44) που συνδέεται με το έκκετρο (36)}, τους οποίους μετατοπίζουν και

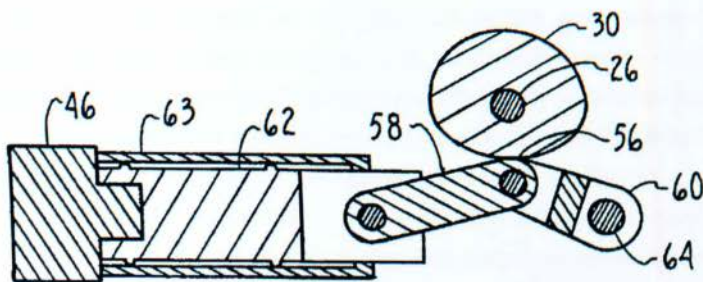
κατά συνέπεια μετατοπίζονται τα έμβολα (46), (48), (50) και (52) σε διεύθυνση κάθετη από αυτή των συνδέσμων. Ενώ μπορεί να χρησιμοποιηθεί οποιοσδήποτε κατάλληλος μηχανισμός οδήγησης για τα δάχτυλα (46), (48), (50) και (52), ο συγκεκριμένος μηχανισμός οδήγησης που απεικονίζεται στην **εικόνα 30** παρέχει ιδιαίτερα πλεονεκτήματα.



Εικόνα 30: Προοπτική του μηχανισμού άντλησης όπου διακρίνεται ο συνδετικός μηχανισμός οδήγησης των εμβόλων της δίχρονης περισταλτικής αντλίας.

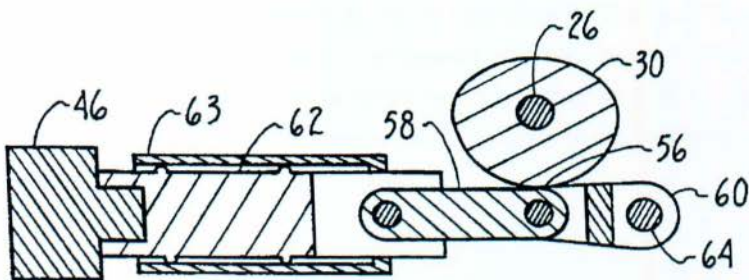
Όπως φάνηκε πιο πάνω, τα τέσσερα έμβολα (46), (48), (50) και (52) είναι παλινδρομικά και μονταρισμένα στο φορέα (22) για να συμπιέζουν το τμήμα (18) του σωλήνα (16). Με σκοπό να προστατεύεται το τμήμα (18) του σωλήνα και να συγκρατούνται σκόνης και άλλα ανεπιθύμητα υλικά, παραγόμενα από τα κινούμενα εσωτερικά μέρη της περισταλτικής αντλίας (10), μια εύκαμπτη μεμβράνη μπορεί να τοποθετηθεί στο φορέα (22) και πάνω ή ανάμεσα στα δάχτυλα (46), (48), (50), (52) και στο τμήμα (18) του σωλήνα. Κάθε έμβολο (46), (48), (50) και (52) είναι παλινδρομικό και μοντάρεται, ώστε να κινείται από και προς τη πλάκα (24). Κάθε δάχτυλο (46), (48), (50) και (52) μπορεί να κινηθεί μεταξύ μιας άνω ακραίας θέσης ή ενός ανώτερου ορίου και μιας κάτω ακραίας θέσης ή ενός κατώτερου ορίου για να παραμορφώνει το τμήμα (18) του σωλήνα κατά ένα καθορισμένο ποσοστό, όπως θα εξηγηθεί πιο κάτω.

Συγκεκριμένα οι βαλβίδες (46) και (50) είναι όμοιες και χρησιμεύουν στην πλήρη έμφραξη του σωλήνα. Μπορούν να μετακινηθούν μεταξύ μιας άνω ακραίας θέσης όπως φαίνεται στην (Εικόνα 26) και μιας κάτω ακραίας θέσης όπως φαίνεται στην (Εικόνα 29). Μελετώντας τη μια βαλβίδα, για παράδειγμα τη (46), (εικόνες 10 και 11), η περιστροφή του άξονα (26) προκαλεί αντίστοιχη περιστροφή του έκκεντρου (30). Το έκκεντρο (30) είναι τοποθετημένο στον άξονα (26) και μετατοπίζει την άρθρωση (56) ενός μηχανισμού διωστήρων, οι οποίοι είναι ο σύνδεσμος οδήγησης (58) και ο σύνδεσμος περιστροφής (60). Ο 12 σύνδεσμος οδήγησης (58) είναι προσαρτημένος σε έναν αποστάτη οδηγό (62), ο οποίος είναι πακτωμένος στη βαλβίδα (46). Ομοίως, ο σύνδεσμος περιστροφής (60) είναι προσαρτημένος στον πείρο περιστροφής (64). Επιπλέον ο αποστάτης οδηγός (62) περιορίζεται σε ευθύγραμμη κίνηση εντός του χιτωνίου (63). Συνεπώς, η περιστροφική κίνηση του άξονα (26) μετασχηματίζεται από τη διάταξη του έκκεντρου – μηχανισμού συνδέσμων, που περιγράφηκε πιο πάνω, σε παλινδρομική κίνηση της βαλβίδας (46).



Εικόνα 31: Άνω ακραία θέση της βαλβίδας (46).

Καθένα από τα έμβολα (46), (48), (50) και (52) ενεργοποιούνται από ένα μηχανισμό οδήγησης όπως αυτόν που μόλις περιγράφηκε. Αναφέροντας ξανά τη βαλβίδα (46) σαν παράδειγμα μπορούμε να πούμε ότι η παλινδρομική κίνησή της προκαλεί επαναλαμβανόμενη συμπίεση και αποσυμπίεση στο τμήμα (18) του σωλήνα, δηλαδή η βαλβίδα (46) μπορεί να φράσσει και να ανοίγει το τμήμα (18) του σωλήνα. Συγκεκριμένα, οι βαλβίδες (46) και (50) είναι τοποθετημένες έτσι ώστε η μικρότερη δυνατή κίνησή τους να επαρκεί για να κλείνουν ή να ανοίγουν διαδοχικά το τμήμα (18) του σωλήνα και να επιτρέπουν στο ρευστό να ρέει κάτω από αυτές. Με άλλα λόγια, όταν οι βαλβίδες (46), (50) είναι στην άνω ακραία θέση, όπως φαίνεται στην **εικόνα 31**, ένα άνοιγμα εξασφαλίζεται στο τμήμα (18) του σωλήνα το οποίο είναι αρκετό για σχετικά ανεμπόδιστη ροή του ρευστού κάτω από τις βαλβίδες (46) ή (50). Τυπικά, το εύρος κίνησης των βαλβίδων (46) και (50) είναι ρυθμισμένο σε όχι περισσότερο από μια έως τρεις φορές το πάχος του τοιχώματος του τμήματος (18) του σωλήνα. Έτσι η πρώτη βαλβίδα (46) και η δεύτερη βαλβίδα (50) αποτελούν ουσιαστικά έμβολα σημειακής έμφραξης.



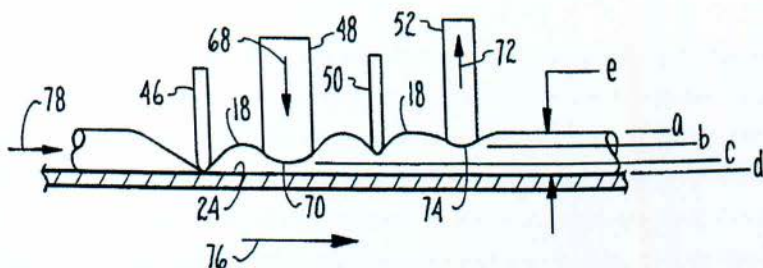
Εικόνα 32: Κάτω ακραία θέση της βαλβίδας (46).

Αναφορικά με την **εικόνα 32** εκτιμάται ότι το δεύτερο έμβολο (48) και το τέταρτο έμβολο (52) αποτελούν δάχτυλα άντλησης, τα οποία συμπιέζουν χωρίς να φράσσουν εντελώς το τμήμα (18) του σωλήνα και προωθούν το ρευστό προς την έξοδο του σωλήνα. Επιπρόσθετα, το πρώτο δάκτυλο (48) έχει μια ξεχωριστή διαμόρφωση και είναι σχεδιασμένο ως το «μεγάλο» δάκτυλο. Το δεύτερο δάκτυλο (52) έχει επίσης μια ξεχωριστή διαμόρφωση και είναι σχεδιασμένο ως το «μικρό» δάκτυλο.

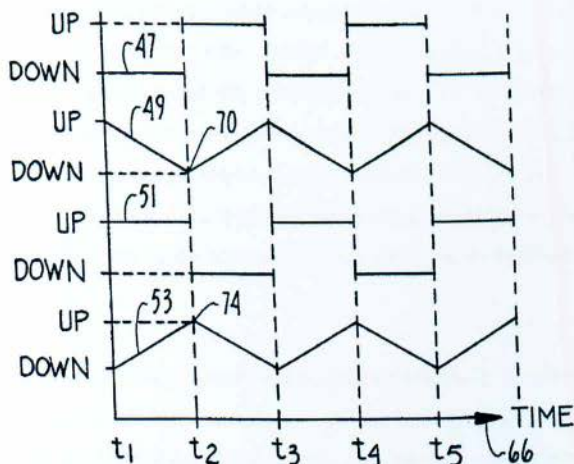
Εστιάζοντας σε αυτό το σημείο της περιγραφής, οι προσδιορισμοί «μεγάλο» και «μικρό» περιγράφουν έμβολα άντλησης τα οποία είναι κατασκευασμένα, έτσι ώστε η ποσότητα του ρευστού που εκτοπίζεται καθώς το «μεγάλο» δάκτυλο (48) κινείται προς το τμήμα (18) του σωλήνα, να είναι περίπου διπλάσια της ποσότητας του ρευστού που εκτοπίζεται από μια αντίστοιχη κίνηση του «μικρού» δακτύλου (52). Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι η όμοια κίνηση των δακτύλων (48) και (52) είναι γενικά ίδιας διαδρομής, αλλά στην κάτω ακραία θέση τα δάχτυλα (48) και (52) ποτέ δεν φράσσουν εντελώς το σωλήνα. Δηλαδή, συμπιέζουν το τμήμα (18) του εύκαμπτου σωλήνα από ένα σχετικά μεγαλύτερο ποσοστό αρχικής εξωτερικής διαμέτρου της σωλήνωσης, σε ένα σχετικά μικρότερο ποσοστό αρχικής εξωτερικής διαμέτρου της σωλήνωσης. Τα δάχτυλα (48) και (52) οδηγούνται από μηχανισμούς όπως ο μηχανισμός που περιγράφηκε πιο πάνω για την οδήγηση της βαλβίδας (46).

Η λειτουργία της δίχρονης περισταλτικής αντλίας της εταιρία IMED [8], [9] μπορεί να κατανοηθεί καλύτερα παρατηρώντας τις **εικόνες 33 και 34**. Ειδικότερα, η **εικόνα 33** αναπαριστά τη σχετική κίνηση των εμβόλων (46), (48), (50) και (52). Στην εικόνα 13 αναπαρίσταται η σχετική κίνηση των βαλβίδων (46) και (50) και των δακτύλων (48) και (52), μέσω των καμπύλων (47), (51), (49) και (53) αντίστοιχα και φαίνονται σε σχέση η μία με την άλλη για μια περίοδο του χρόνου που περιλαμβάνει ενδεικτικά χρονικά σημεία αναφοράς t_1 , t_2 , t_3 , t_4 και t_5 στον άξονα του χρόνου (66). Τα έγκεντρα (30), (32), (34) και

(36) είναι αρχικά διατεταγμένα στον άξονα οδήγησης (26) και συνεπώς περιστρέφονται με τον άξονα αυτόν, για να κινούν το σύστημα συνδέσεων που περιγράφηκε πιο πάνω έτσι ώστε τα έμβολα (46), (48), (50) και (52) να παλινδρομούν εκτελώντας μια κίνηση σε δύο χρόνους, όπως φαίνεται στις εικόνες 33 και 34. Ο πρώτος χρόνος είναι μεταξύ των σημείων αναφοράς t_1 και t_2 και ο δεύτερος χρόνος μεταξύ των σημείων αναφοράς t_2 και t_3 .



Εικόνα 33: Σχηματική αναπαράσταση της αρχής λειτουργίας της δίχρονης περισταλτικής αντλίας.



Εικόνα 34: Γραφική παράσταση των θέσεων των εμβόλων με το χρόνο λειτουργίας της δίχρονης περισταλτικής αντλίας για δύο περιόδους. Διακρίνεται η κίνηση των εμβόλων (46), (48), (50) και (52) μέσω των καμπύλων (47), (49), (51) και (53) αντίστοιχα.

Στην αρχή του πρώτου χρόνου η βαλβίδα (46) βρίσκεται κλειστή στην κάτω ακραία θέση της, ενώ το δάκτυλο (50) στην άνω ακραία θέση του, όπως φαίνεται στην **εικόνα 33**. Αυτό φαίνεται στην **εικόνα 34** με την καμπύλη κίνησης (47) στο αρχικό σημείο αναφοράς t1. Στο σημείο αναφοράς t2, η βαλβίδα (46) είναι οριακά στην κάτω ακραία θέση της και η βαλβίδα (50) είναι οριακά στην άνω ακραία θέση της, όπως φαίνεται στην **εικόνα 33**. Καθώς τα έκκεντρα (30), (32), (34) και (36) περιστρέφονται, οι βαλβίδες (46) και (50) αρχικά παραμένουν στις σταθερές τους θέσεις, ενώ τα δάχτυλα (48) και (52) αρχίζουν να κινούνται.

Το δάκτυλο (48) κινείται προς τα κάτω στην κατεύθυνση που δείχνει το βέλος (68), έχοντας ξεκινήσει από την άνω ακραία θέση ή επίπεδο (b) και κινείται προς την κάτω ακραία θέση ή επίπεδο (c). Συνεπώς, στην **εικόνα 33** το δάκτυλο (48) φαίνεται στην κάτω ακραία θέση του (70), ενώ στην **εικόνα 34** διακρίνεται η κίνησή του μέσω της καμπύλης (49), όπου το δάκτυλο έχει φτάσει στην κάτω ακραία θέση του χωρίς να έχει φράξει το τμήμα (18) του σωλήνα. Λίγο πριν το σημείο αναφοράς t2, η βαλβίδα (46) βρίσκεται ακόμη στην κάτω ακραία θέση της. Στον ίδιο χρόνο το δάκτυλο (52), το οποίο ξεκίνησε τη χρονική στιγμή t1 από την κάτω ακραία θέση του ή επίπεδο (c), έχει μετακινηθεί στην άνω ακραία θέση (74), όπως δείχνει το βέλος (72). Κατά αυτόν τον τρόπο, το δάκτυλο (48), έχοντας μετακινηθεί προς τα κάτω από την άνω ακραία θέση του ή επίπεδο (b) προς την πλάκα (24), προωθεί το ρευστό προς τον ασθενή (20) κατά την κατεύθυνση του βέλους (76). Ταυτόχρονα, το δάκτυλο (52) έχει ξεκινήσει να κινείται προς τα πάνω, ξεκινώντας από την κάτω ακραία θέση του, όπως φαίνεται από την καμπύλη κίνησης του (53) η οποία απεικονίζεται στην **εικόνα 34** μεταξύ των σημείων t1 και t2. Η χρήση διαφορετικών δακτύλων κατά μέγεθος, δηλαδή «μεγάλο» με «μικρό», έχει σαν αποτέλεσμα μια τελική παροχή ρευστού παρόμοια με αυτή που προκύπτει από τον εμβολισμό που συμβαίνει όταν το «μικρό» δάκτυλο δρα μόνο του. Με άλλα λόγια επειδή το «μεγάλο» δάκτυλο (48) εκτοπίζει διπλάσιο όγκο από τη μονάδα όγκου του «μικρού» δακτύλου (52), η προσδιόδμενη παροχή στον πρώτο χρόνο θα αντιστοιχεί σε μια μονάδα όγκου ρευστού προς την έξοδο του σωλήνα (16), όπως δείχνει το βέλος (76).

Καθώς ο πρώτος κύκλος (χρόνος) ολοκληρώνεται στη χρονική στιγμή t2, το «μεγάλο» δάκτυλο (48) και το «μικρό» δάκτυλο (52) έχουν αλλάξει κατακόρυφες θέσεις. Επίσης τη χρονική στιγμή t2 οι βαλβίδες (46) και (50) αλλάζουν θέσεις. Η βαλβίδα (46) ανέρχεται προς την άνω ακραία θέση της ή επίπεδο (c) και η βαλβίδα (50) κατέρχεται προς την κάτω ακραία θέση της ή επίπεδο (d). Επειδή η βαλβίδα (50) είναι τώρα κλειστή και η βαλβίδα (46) είναι ανοιχτή, το ρευστό αναρροφάται μέσα στο τμήμα (18) του σωλήνα (16) όπως δείχνει το βέλος εισόδου (78) στην **εικόνα 33**. Η παροχή ρευστού μέσα στην είσοδο του τμήματος (18) του σωλήνα είναι διπλάσια της παροχής εξόδου, αφού το δάκτυλο (48) εμβολίζει δυο

φορές περισσότερο ρευστό από ότι το δάκτυλο (52). Στη συνέχεια, ενώ το δάκτυλο (48) ανέρχεται προς την άνω ακραία θέση του μεταξύ των χρονικών στιγμών t2 και t3, το δάκτυλο (52) κατέρχεται από το επίπεδο (b) στο επίπεδο (c), όπως φαίνεται στην **εικόνα 33**. Η κίνηση αυτή επιφέρει μια καθαρή μονάδα όγκου ρευστού, εγγερόμενη προς την έξοδο του σωλήνα (16), κατά τη φορά του βέλους εξόδου (76).

Αυτή η κίνηση συνεχίζεται μέχρι τη χρονική στιγμή t3 στην οποία ο δεύτερος κύκλος (χρόνος) έχει συμπληρωθεί. Τη χρονική στιγμή t3 οι βαλβίδες (46) και (50) επιστρέφουν πάλι έτσι ώστε η βαλβίδα (46) να είναι ξανά στην κάτω ακραία θέση της και η βαλβίδα (50) να είναι ξανά στην άνω ακραία θέση της. Δηλαδή οι βαλβίδες (46) και (50) βρίσκονται ουσιαστικά στις θέσεις που ήταν τη χρονική στιγμή t1. Το σύστημα στη χρονική στιγμή t3 είναι τότε στην ίδια κατάσταση που ήταν στη χρονική στιγμή t1. Στις χρονικές στιγμές t4 και t5 επαναλαμβάνεται ξανά ο πρώτος κύκλος (χρόνος).

Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι η ταχύτητα με την οποία τα δάχτυλα (48) και (52) κινούνται προς το σωλήνα κατά τη διάρκεια ενός κύκλου (χρόνου), δεν είναι σταθερή ακόμη και σε ιδανικές συνθήκες. Καθώς ο σωλήνας αρχίζει να συμπιέζεται, ίσες μετατοπίσεις επιφέρουν εμβολισμό όλο και μεγαλύτερων ποσοτήτων ρευστού. Με άλλα λόγια, η γραμμική παλινδρομική κίνηση του δακτύλου προς το σωλήνα, καθώς αυτός προοδευτικά συμπιέζεται περισσότερο, επιφέρει σταδιακά μια ροή ρευστού διαμέσου του παραμορφωμένου σωλήνα με σχετικά μεγάλη ταχύτητα προς τα έξω. Για να διευκρινιστεί αυτό καλύτερα, η ιδανική κίνηση των δακτύλων (48) και (52) είναι τέτοια ώστε, η ταχύτητα κάθε δακτύλου όταν κινείται προς το σωλήνα πρέπει σχετικά να αυξάνεται και καθώς προοδευτικά ο σωλήνας παραμορφώνεται περισσότερο να ελαττώνεται. Το πλεονέκτημα μιας τέτοιας κίνησης είναι η επίτευξη όσο το δυνατό σταθερής παροχής ρευστού προκαλούμενη από τη συμπιεστική δράση των αντίστοιχων δακτύλων.

Από την περιγραφή παραπάνω φαίνεται ότι ο μηχανισμός άντλησης δυο κύκλων (χρόνων), αποτελεί συσκευή υψηλής αποδοτικότητας επιφέροντας αποτελεσματική έγχυση ρευστού. Επίσης, παρέχει γραμμική μη παλλόμενη ροή ρευστού, η οποία απαιτείται σε συσκευές περισταλτικής άντλησης. Επιπλέον, ο προτεινόμενος σχεδιασμός απαιτεί τη χρήση πολύ μικρότερων κινητήρων από αυτούς που θα χρειαζόταν άλλες συνηθισμένες γραμμικές ή στρεφόμενων έκκεντρων περισταλτικές αντλίες. Γενικά χρησιμοποιούνται μεγέθη κινητήρων με βάση το μέγιστο φορτίο λειτουργίας και όχι το μέσο. Ο προτεινόμενος μηχανισμός, που αναφέρθηκε πιο πάνω, αναδιανέμει το φορτίο, έτσι ώστε ο κινητήρας να αντιμετωπίζει χαμηλότερο μέγιστο φορτίο. Επιπλέον, η απαιτούμενη έμφραξη προκαλείται από δυο μικρές βαλβίδες οι οποίες δεν εκτοπίζουν σημαντικά ποσά όγκου ρευστού, ούτε στρεβλώνουν το καταπονούμενο τμήμα (18) του σωλήνα. Από την άλλη μεριά, τα δάχτυλα (48) και (52), αντίθετα με τα

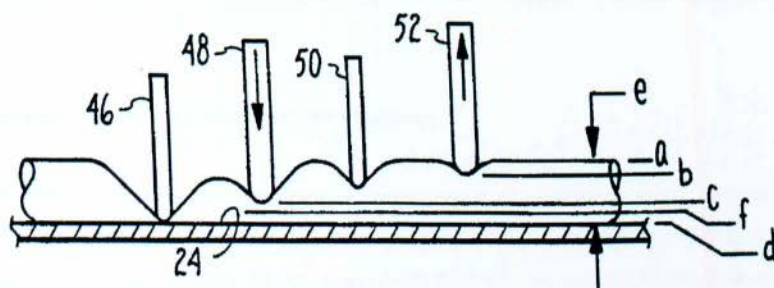
συνηθισμένα δάχτυλα των περισταλτικών αντλιών, ποτέ δεν φράσσουν (συνθλίβουν) εντελώς τη σωλήνωση ώστε να παράγουν ανεπιθύμητα αποτελέσματα.

Είναι επίσης σημαντικό να σημειωθεί ότι η δίχρονη περισταλτική αντλία [8], [9] αποφεύγει απώλειες ενέργειας που παρατηρούνται σε άλλες συμβατικές γραμμικές και στρεφόμενων έκκεντρων περισταλτικές αντλίες. Το μεγαλύτερο ποσό της κινητικής ενέργειας καταναλώνεται ουσιαστικά για τη θέρμανση του σωλήνα, που υφίσταται μέσω των θλιπτικών και διατμητικών δυνάμεων που ασκούνται. Αυτό συμβαίνει επειδή τα έμβολα δεν πρέπει μόνο να προκαλούν άντληση, αλλά επίσης και να φράσσουν το σωλήνα. Η συγκεκριμένη αντλία ωστόσο, διαχωρίζει τις λειτουργίες της άντλησης και της έμφραξης. Συνεπώς, η ανάγκη για τέτοια επαναλαμβανόμενη συμπίεση και παραμόρφωση του σωλήνα έχει εξαλειφθεί, όσο αφορά στο κομμάτι της αντλητικής λειτουργίας των δακτύλων. Επομένως, ο σωλήνας και η παραμόρφωσή του δεν επηρεάζουν την ακρίβεια της συσκευής λόγω της επαναλαμβανόμενης καταπόνησης που λαμβάνει χώρα. Οποιοδήποτε τμήμα του σωλήνα στην περιοχή που βρίσκεται κάτω και εκατέρωθεν από τις βαλβίδες (46) και (50) υφίσταται περισσότερη καταπόνηση, διότι οι βαλβίδες είναι σημειακής εφαρμογής και διατηρούν την ιδιότητα της πλήρους έμφραξης του σωλήνα. Ωστόσο, η ευρεία περιοχή κάτω από τα δάχτυλα (48) και (52) δεν καταπονείται σημαντικά, γιατί τα δάχτυλα αυτά έχουν κατά μήκος ευρεία επιφάνεια πέλματος και δεν έχουν την ιδιότητα να φράσσουν πλήρως το σωλήνα. Με άλλα λόγια, τα δάχτυλα (48) και (52) έχουν ένα ανώτερο και ένα κατώτερο όριο κατακόρυφης μετατόπισης, που κυμαίνεται μεταξύ των επιπέδων (b) και (c) της **εικόνας 33**. Οι βαλβίδες (46) και (50), ωστόσο, για να προκαλούν πλήρη έμφραξη στο σωλήνα διανύουν μια πιο κοντινή απόσταση σχετικά με την εσωτερική διάμετρο (e) του σωλήνα. Η κίνηση αυτή πραγματοποιείται μεταξύ των επιπέδων (b) και (d) της άνω ακραίας θέσης των δακτύλων και της πλάκας αντίστοιχα.

Σύμφωνα με τα παραπάνω, τα έμβολα (46), (48), (50) και (52) οδηγούνται στις αντίστοιχες κάτω ακραίες θέσεις τους, από τη μορφή των αντίστοιχων έκκεντρων (30), (32), (34) και (36), τα οποία με τη σειρά τους οδηγούνται διαμέσου του άξονα οδήγησης (26), ο οποίος περιστρέφεται από έναν κινητήρα. Από την άλλη μεριά, τα έμβολα (46), (48), (50) και (52) επανέρχονται στις αντίστοιχες άνω ακραίες θέσεις τους από τη δύναμη που ασκείται λόγω ανάταξης του γεμάτου με ρευστό σωλήνα. Μερικές φορές, ωστόσο, συμβαίνει η δύναμη λόγω ανάταξης του σωλήνα να μην είναι αρκετή για να προκαλεί τη μετατόπιση ενός ή περισσότερων των εμβόλων (46), (48), (50) και (52) στις άνω ακραίες θέσεις τους. Αυτό μπορεί να συμβεί για παράδειγμα, όταν το υλικό του τμήματος (18) του σωλήνα υποστεί ουσιαστική κόπωση κατά τη διάρκεια παρατεταμένης περιόδου χρήσης. Είναι απαραίτητο, ωστόσο, τα έμβολα (46), (48) και (50) να ανέρχονται πλήρως στην άνω ακραία θέση τους, ώστε να πληρώνεται το

τμήμα του σωλήνα κάτω από το έμβολο (48) πάντα με την ίδια ποσότητα ρευστού και κατά συνέπεια η συσκευή (10) να μπορεί να διανέμει το ρευστό με τον επιθυμητό ρυθμό έγχυσης.

Ανεπιθύμητες μειώσεις της παροχής διαμέσου του σωλήνα (16), μπορούν να προκληθούν, αν η δύναμη λόγω ανάταξης του σωλήνα (16) αποτύχει να μετατοπίσει οποιοδήποτε από τα έμβολα (46), (48) ή (50) στην αντίστοιχη άνω ακραία θέση του. Αντιθέτως, δε θα προκληθεί καθόλου ουσιαστική μείωση στην παροχή, σε περίπτωση που το δεύτερο δάκτυλο (52) αποτύχει να ανέλθει πλήρως στην άνω ακραία θέση του. Αυτό συμβαίνει διότι το δεύτερο δάκτυλο (52) επιδρά μόνο στη διατήρηση της συνέχειας της ροής διαμέσου του σωλήνα (16) και όχι στη συνολική πρόσδοση παροχής. Ειδικότερα, ακόμη και στην κάτω ακραία θέση του, το δάκτυλο (52) δεν προκαλεί πλήρη έμφραξη του σωλήνα (16). Άρα, αρκεί η ορθή προσχεδιασμένη λειτουργία των εμβόλων (46), (48) και (50) για να επιτευχθεί ο επιθυμητός ρυθμός έγχυσης του ρευστού από τη συσκευή (10).



Εικόνα 35: Σχηματική αναπαράσταση της αρχής λειτουργίας μιας παραλλαγής της δίχρονης περισταλτικής αντλίας όπου τα δάκτυλα (48) και (52) είναι του ίδιου μεγέθους.

Τελικά, στην **εικόνα 35** απεικονίζεται σχηματικά μια παραλλαγή της δίχρονης περισταλτικής αντλίας της εταιρία IMED (ιατρικά συστήματα Alaris)) [11], [12] στην οποία τα δάκτυλα (48) και (52) είναι του ίδιου μεγέθους. Οι συνδεόμενοι αποστάτες (62), ωστόσο, είναι διατεταγμένοι με τέτοιο τρόπο ώστε τα δάκτυλα (48) και (52), όντας του ίδιου μεγέθους, να κινούνται σε διαδρομές διαφορετικού μήκους. Συγκεκριμένα, όπως φαίνεται στην **εικόνα 35**, ενώ η κατακόρυφη διαδρομή της παλινδρομικής κίνησης του δακτύλου (52) είναι μεταξύ των επιπέδων (b) και (c), η κατακόρυφη διαδρομή της παλινδρομικής κίνησης του δακτύλου (48) είναι μεταξύ των επιπέδων (b) και (f). Η απόσταση μεταξύ (b) και (f) είναι μεγαλύτερη και συνεπώς το μήκος διαδρομής της είναι μεγαλύτερο. Εξασφαλίζοντας ότι αυτή η διαδρομή έχει

ολοκληρωθεί κατά τη διάρκεια του ίδιου χρονικού διαστήματος, το δάκτυλο (48) εκτοπίζει προφανώς περισσότερο ρευστό. Με κατάλληλη επιλογή του μήκους της κατακόρυφης διαδρομής και άρα της αντίστοιχης παραμόρφωσης του σωλήνα, το μήκος της κατακόρυφης διαδρομής μπορεί να ρυθμιστεί, έτσι ώστε το δάκτυλο (48) να πιέζει το σωλήνα (18), εκτοπίζοντας διπλάσιο όγκο ρευστού σε σχέση με τον όγκο ρευστού που εκτοπίζεται από το δάκτυλο (52).

2.9 Σωλήνας σιλκόνης

Τα επιθυμητά αποτελέσματα των περισταλτικών αντλιών δεν επιτυγχάνονται μόνο με τον κατάλληλο σχεδιασμό του μηχανισμού άντλησης, αλλά σημαντικό ρόλο παίζει και η επιλογή του σωλήνα που μεταφέρει το ρευστό. Το υλικό κατασκευής του σωλήνα, το οποίο χρησιμοποιείται ευρύτατα στις περισταλτικές αντλίες και έχει γίνει το σημείο αναφοράς σε ιατρικές εφαρμογές τις τελευταίες δεκαετίες είναι η σιλκόνη. Η ουσιαστική ύπαρξη της αντλητικής ικανότητας των περισταλτικών αντλιών οφείλεται στις ιδιότητες του σωλήνα σιλκόνης [13], [14] στις οποίες θα αναφερθούμε αναλυτικά παρακάτω.

2.9.1 Ιδιότητες και εφαρμογές του σωλήνα σιλκόνης

Η συνεχής εξέλιξη των καινούργιων ιατρικών συσκευών που σχεδιάστηκαν για να ικανοποιούν τις αυξημένες ανάγκες του ηλικιωμένου πληθυσμού έχει αυξήσει τις απαιτήσεις για αξιόπιστα ελαστομερή υλικά. Αρκετές συσκευές έχουν σχεδιαστεί σήμερα όχι μόνο για νοσοκομειακή χρήση και μακροχρόνιες θεραπείες, αλλά και για οικιακή χρήση ή και ως φορητές. Η κατάλληλη χρήση των ιατρικών συσκευών σε συνδυασμό με το ανθρώπινο περιβάλλον έχει γίνει ιδιαίτερα σημαντική. Από τη δεκαετία του 1960, το ελαστικό από σιλκόνη είχε διαδεδομένη χρήση στην ιατρική, στην αεροδιαστημική, στον κατασκευαστικό τομέα και στις βιομηχανικές εφαρμογές. Οι διακριτικές ιδιότητες των ελαστομερών από σιλκόνη, όπως καθαρότητα, διαύγεια και αντοχή, συνδυασμένες με την εύκολη επεξεργασιμότητα έχουν επιφέρει τη χρήση τους σε ένα ευρύ πεδίο εφαρμογών. Τέτοιες εφαρμογές σχετίζονται με την παραγωγή σωλήνων ιατρικής χρήσης όπως: για διανομή διαφόρων ρευστών και φαρμάκων, για παρεντερική διατροφή και για χρήση σε: περισταλτικές αντλίες, αποχέτευση τραυμάτων και αναισθητικά/αναπνευστικά κυκλώματα. Πέραν των σωλήνων, από το υλικό της σιλκόνης κατασκευάζονται καθετήρες, διαφράγματα μεμβρανών σε ιστούς, ηλεκτροχειρουργικά εργαλεία, ακουστικά βοηθήματα, βαλβίδες, θάλαμοι δοκιμών κ.ά.

Τα ελαστικά από σιλικόνη είναι συνθετικά πολυμερή με ασυνήθιστη μοριακή δομή, η οποία αποτελείται από μια γιγαντιαία αλυσίδα από εναλλασσόμενα άτομα πυριτίου και οξυγόνου. Η ισχυρή χημική δομή πυριτίου – οξυγόνου της σιλικόνης δίνει στο ελαστομερές τις μοναδικές του ιδιότητες, όπως τη βιοσυμβατότητα, την υψηλή θερμοκρασιακή και χημική αντίσταση, τις καλές μηχανικές και ηλεκτρικές ιδιότητες, τη φυσική διαύγεια και την ημιδιαφάνεια.

Σε εκτεταμένες δοκιμές τα ελαστικά σιλικόνης επέδειξαν άριστη συμβατότητα με τους ανθρώπινους ιστούς και τα ρευστά του σώματος, ενώ κατά την εμφύτευση παρουσίασαν εξαιρετικά χαμηλή αντίδραση με τους ιστούς έναντι άλλων ελαστομερών. Συνήθως διαμορφώνονται ώστε να συμμορφώνονται με τις οδηγίες των FDA (διοίκησης τροφίμων και φαρμάκων), ISO (International Organization for Standardization) και της τριμερούς βιοσυμβατότητας (Τριμερής καθοδήγηση Biocompatibility) για ιατρικά προϊόντα. Σύμφωνα με την τελευταία οι εφαρμογές των θεμελιωδών αρχών για την αποτίμηση της τοξικότητας των ιατρικών συσκευών βασίζονται στις παρακάτω παραμέτρους ανάλογα και με την ιατρική συσκευή, όπως: α) η φύση της επαφής της συσκευής με το σώμα (π.χ.: εξωτερική ή εσωτερική ή εξωτερικώς επικοινωνούσα), β) ο χρόνος της επαφής (π.χ.: μεταβατικός, μικρής ή μεγάλης διάρκειας), γ) το είδος των υλικών της συσκευής (π.χ.: πολυμερή).

Οι σιλικόνες είναι άοσμες και άγευστες, δεν ευνοούν την ανάπτυξη των βακτηριδίων και δεν επιμολύνουν ή οξειδώνουν άλλα υλικά. Επίσης έχουν την ικανότητα να αντέχουν σε ένα ευρύτερο πεδίο ακραίων θερμοκρασιών, συγκρινόμενα με όλα σχεδόν τα άλλα ελαστομερή, διατηρώντας σταθερότητα μεταξύ θερμοκρασιακών μεταβολών από -59°C μέχρι 260°C . Μπορούν να αποστειρώνονται μέσω του αερίου EtO (οξειδίο αιθυλενίου), ακτινοβολίας γράμμα (γ) ή δέσμης ηλεκτρονίων (E – ακτίνα), με υπέρθερμους ατμούς άνω του σημείου βρασμού (αποστείρωση) και ποικίλες άλλες μεθόδους. Οι σιλικόνες δε διαλύονται στο νερό και παρουσιάζουν αντοχή σε πολλά χημικά συμπεριλαμβανομένων κάποιων οξέων, 19 οξειδωτικών χημικών, αμμωνίας και ισοπροπυλικής αλκοόλης. Αντίθετα τα συμπυκνωμένα οξέα, τα αλκάλια και οι εν γένει διαλύτες δε θα πρέπει να χρησιμοποιούνται με τις σιλικόνες. Τα ελαστικά από σιλικόνη παρουσιάζουν υψηλή αντοχή σε διάτμηση (έως 250 ppi) [15] και εφελκυσμό (έως 1500 psi), μεγάλη διάταση (έως 1250 %) και ευκαμψία, καλή απόκριση σε χαμηλή συμπίεση και εύρος σκληρότητας από 5 έως 80 Shore A. Ακόμη οι σιλικόνες εξέχουν σε μονωτικές ιδιότητες έναντι του ηλεκτρικού ρεύματος σε σχέση με άλλα συγκρινόμενα μονωτικά υλικά, καθώς και στην πολλαπλή χρησιμότητά τους σε ηλεκτρικές ιδιότητες. Επιπλέον είναι μη αγωγίμες διατηρώντας τη διηλεκτρική τους αντοχή σε ακραίες θερμοκρασίες σε σχέση με εκείνες που συμβατικά μονωτικά υλικά μπορούν να λειτουργήσουν.

Υπάρχουν πολυάριθμοι τύποι σιλικόνης, όπως υγρής μορφής, καθώς και με πλατίνα και υπεροξειδίου υψηλής συνοχής. Οι τύποι αυτοί έχουν δοκιμασθεί σύμφωνα με τις απαιτήσεις της USP κατηγορίας. Σύμφωνα με τη μέθοδο αυτή εφαρμόζονται, τόσο οι οδηγίες της τριμερούς βιοσυμβατότητας (ενδομυϊκή εμφύτευση, υποδόρια και ενδοφλέβια ένεση), όσο και αυτές που ισχύουν κατά ISO 10993, όπου για διάρκεια επαφής 29 ημερών κατά μέγιστο, τα προϊόντα δοκιμάζονται εκτός από την τριμερή βιοσυμβατότητα και σε αιμόλυση με αίμα κουνελιού, σε δοκιμή μεγιστοποίησης κατά Kligman (μέθοδος για ταξινόμηση και αποτίμηση ευαισθησίας σε αλλεργιογόνα επαφής σε ανθρώπους), σε δοκιμή κατά Ames (μέθοδος για τον προσδιορισμό του βαθμού μετάλλαξης ενός παράγοντα), σε L929 MEM (mammalian cell culture media) Elution (κυτταροτοξική δοκιμή χρησιμοποιώντας καλλιέργεια θηλαστικών κυττάρων – MEM) και σε διάχυση Agar (καθορίζει την ευπάθεια ή αντοχή ενός γένους βακτηρίων σε ένα αντιβακτηριακό μέσο).

Οι σωλήνες σιλικόνης μπορούν να χρησιμοποιούνται σε διάφορα συστήματα σχεδιασμού ενός ή περισσότερων καναλιών και σε εφαρμογές δομών με ανάπτυξη υψηλών πιέσεων. Η ευστάθεια της σιλικόνης σε υψηλές θερμοκρασίες την καθιστά κατάλληλη για εφαρμογές που απαιτούν επαναλαμβανόμενη επίτευξη αποστείρωσης, όπου άλλα ελαστομερή έχουν περιορισμούς. Επιπρόσθετα, οι ιδιότητες καλής απόκρισης σε χαμηλή συμπίεση και υψηλής ανταξιομότητας έχουν συντελέσει ώστε η σιλικόνη να κυριαρχεί σε εφαρμογές με περισταλτικές αντλίες υψηλής δυναμικότητας [16]. Η ανυπαρξία αλλεργικών συστατικών σε συνδυασμό με την απουσία άλλων πλαστικών δομών, έχουν συντελέσει στη διεύρυνση της χρήσης των ελαστομερών από σιλικόνη σε περιοχές που παραδοσιακά επικρατούσαν φθηνότερα υλικά όπως το PVC και το latex. Παρακάτω θα παρουσιαστούν οι μηχανισμοί σκλήρυνσης των ελαστομερών από σιλικόνη τόσο με τη μέθοδο υπεροξειδίου όσο και με της πλατίνας. Η τελευταία προσφέρει το βέλτιστο συνδυασμό φυσικών χαρακτηριστικών και βιοσυμβατότητας.

2.9.2 Μηχανισμός σκλήρυνσης σιλικόνης με υπεροξειδίο.

Η σκλήρυνση με πλατίνα του ελαστικού από σιλικόνη, προσφέρει μια εναλλακτική προτεινόμενη σκλήρυνση έναντι αυτής με υπεροξειδίο, ειδικά για εφαρμογές στο χώρο της υγείας όπου απαιτείται καθαριότητα και μέγιστη καθαρότητα των υλικών. Η σκλήρυνση με πλατίνα προέρχεται από την αντίδραση βουλκανισμού σύμφωνα με την οποία ένα πολύ-λειτουργικό υδρίδιο του πυριτίου (διασταυρωτής) παρουσία ενός ειδικού μεταλλικού καταλύτη, όπως η πλατίνα, προσθέτει διαμέσου διπλού δεσμού την ομάδα του βινυλίου στην πολυμερισμένη αλυσίδα της οργανικής ένωσης του πυριτίου. Όταν ο διασταυρωτής περιέχει περισσότερες από μία ενώσεις υδριδίου, τότε μπορεί να αντιδράσει με πιο πολλές αλυσίδες και με αυτόν τον τρόπο να σχηματιστούν αντίστοιχα πολλαπλές διασταυρώσεις (διασυνδέσεις).

Η αντίδραση διασταύρωσης (διασυνδέσεις) προχωρά αρκετά έντονα σε θερμοκρασία περιβάλλοντος, οπότε είναι απαραίτητο να ενσωματωθεί ένας αναστολέας στο σύστημα, ώστε να αδρανοποιεί τον καταλύτη από πλατίνα σε θερμοκρασία περιβάλλοντος, προλαμβάνοντας έτσι την πρόωφη σκλήρυνση. Καθώς η θερμοκρασία αυξάνεται, ο αναστολέας αποσύρεται επιτρέποντας στον καταλύτη να δράσει βοηθητικά στο σχηματισμό διασταύρωσης (διασυνδέσεις). Οι τυπικοί αναστολείς είναι υλικά τα οποία επιδρούν σχετικά πολύ εύκολα με την πλατίνα από ότι με τις οργανικές ομάδες πυριτίου με πολυμερισμένο βινύλιο και μπορούν να είναι υπεροξειδία, υπεροξειδία του υδρογόνου και παράγωγα του ακετυλενίου. Αυτοί οι τύποι των υλικών μαζί με μίγματα θείου και αμίνων μπορούν επίσης να δράσουν σαν μόνιμοι αναστολείς καταλυτών, αν δεν ελεγχθούν. Συνεπώς, είναι σημαντικό η ανάμιξη για τη σκλήρυνση της σιλικόνης να γίνεται σε καθαρό περιβάλλον και κατά προτίμηση σε χώρους που να στερούνται άλλων οργανικών υλικών.

Συνήθως, τα ελαστομερή σιλικόνης με σκλήρυνση πλατίνας εφοδιάζονται ως δυο συστατικά τα οποία αναμιγνύονται πριν την παραγωγή. Η διάρκεια ζωής αυτών των υλικών από τη στιγμή που θα αναμιχθούν είναι σχετικά μικρή, οπότε αυτά τα υλικά συνήθως εξωθούνται και σκληραίνονται εντός μερικών ωρών από τη στιγμή της ανάμιξης πριν χαθεί η επεξεργασιμότητά τους. Οι τελευταίες εξελίξεις στην τεχνολογία με καταλύτη πλατίνας, ωστόσο, έχουν εισαγάγει μια καινούργια μέθοδο, ενός συστατικού, σκλήρυνσης των ελαστομερών σιλικόνης. Αυτά τα υλικά εφοδιάζονται στους κατασκευαστές σε έτοιμη μορφή προς χρήση, στην οποία ο καταλύτης και ο αναστολέας έχουν προαναμιχθεί στο μητρικό 22 υλικό του ελαστικού, εξαλείφοντας την ανάγκη για ανάμιξη πριν τη παραγωγή. Ο τυπικός χρόνος διάρκειας ζωής αυτών των υλικών είναι τρεις μήνες και προσφέρουν στον κατασκευαστή την ευκολία της απευθείας χρήσης και του χαμηλού κόστους που χαρακτηρίζει το υλικό ενός συστατικού.

2.9.3 Μορφοποίηση (επεξεργασία) σωλήνων σιλικόνης

Τα ελαστομερή σιλικόνης συνήθως χυτεύονται με τρεις κύριες μεθόδους: χύτευση με έγχυση τήγματος (LIM – Liquid Injection Molding), χύτευση με συμπίεση (Compression Molding) και χύτευση μεταφοράς (Transfer Molding) [17], [18]. Η μέθοδος LIM συνήθως επιλέγεται σε εφαρμογές παραγωγής τεμαχίων με μεγάλο όγκο και χαρακτηρίζεται από χαμηλότερες πιέσεις και υψηλότερες θερμοκρασίες σε σύγκριση με τις άλλες μεθόδους χύτευσης. Δηλαδή, η πίεση έγχυσης κυμαίνεται από 250 έως 2000 psi ενώ οι θερμοκρασίες από 118 °C έως 252 °C. Αντίθετα, οι μέθοδοι χύτευσης με συμπίεση (Compression Molding) και μεταφοράς (Transfer Molding) λειτουργούν σε πιέσεις από 2000 έως 8000 psi και θερμοκρασίες από 93 °C έως 188 °C.

Οι μέθοδοι της χύτευσης μεταφοράς και με συμπίεση της σιλικόνης είναι ευρύτατα αποδεκτές και χρησιμοποιούνται συχνά για ιατρικά προϊόντα. Αντίθετα με τη μέθοδο LIM, αυτές οι μέθοδοι έχουν σημαντική προεργασία και απαιτούν ξεχωριστή ανάμιξη του ελαστικού σε ένα μύλο έλασης δυο κυλίνδρων. Επίσης, επειδή αυτές οι διαδικασίες λειτουργούν σε χαμηλότερες θερμοκρασίες, οι επαναληπτικές διαδικασίες παραγωγής διαρκούν περισσότερο. Με δεδομένο τη μεγάλη διάρκεια σκλήρυνσης δεν είναι ασυνήθιστη η ύπαρξη μεγάλων καλουπιών με πολλές κοιλότητες. Στη χύτευση μεταφοράς ένα υδραυλικό έμβολο εκτοπίζει το τήγμα ελαστικού διαμέσου των πωλών (οπών) και το εγχύει μέσα στις κοιλότητες του καλουπιού. Η μέθοδος της χύτευσης με συμπίεση διαφέρει στο ότι το ελαστικό τοποθετείται με φυσικό τρόπο μέσα στις κοιλότητες του καλουπιού και η ολοκλήρωση της πλήρωσης γίνεται με το κλείσιμο του καλουπιού (πάτημα).

Κατά το σχεδιασμό μορφοποίησης με χύτευση, οι σχεδιαστές θα πρέπει να υπολογίζουν το ρυθμό συρρίκνωσης του υλικού που μπορεί να μεταβάλλεται από 2% έως 4 % εξαρτώμενος από τον τύπο της σιλικόνης. Επίσης, οι τρεις μεταβλητές που πρέπει να ελέγχονται είναι η θερμοκρασία, η πίεση και ο χρόνος. Η θερμοκρασία πρέπει να είναι αρκετά υψηλή για να ελαχιστοποιεί τους χρόνους σκλήρυνσης, αλλά μέχρι ενός ορίου ώστε να εμποδίζει το κάψιμο του ελαστομερούς. Η πίεση που επιλέγεται πρέπει να επιτρέπει το πλήρες γέμισμα του καλουπιού, ταυτόχρονα με τη διαφυγή όλου του αέρα και πρέπει να είναι η βέλτιστη για να εμποδίζει τη δημιουργία κενών χώρων και στιγμιαίων αναφλέξεων. Όπως στις περισσότερες μεθόδους χύτευσης, ο ακριβής χρονισμός όλων των παραμέτρων είναι κρίσιμης σημασίας για διατηρούμενη υψηλή ποιότητα στην παραγωγή τελικών σκληρυμένων κομματιών [19].

2.9.4 Οι σωλήνες σιλικόνης στις περισταλτικές αντλίες

Παραδοσιακά, το υψηλής αντοχής σε διάτμηση σκληρυμένο με υπεροξειδίο ελαστικό σιλικόνης, έχει γίνει το σημείο αναφοράς για τις εφαρμογές των περισταλτικών αντλιών, προσφέροντας μεγάλη διάρκεια ζωής της αντλίας και αυστηρό έλεγχο των διαστασιολογικών ανοχών. Η σκληρυμένη με υπεροξειδίο σιλικόνη, ωστόσο, απαιτεί επαναθέρμανση για να απομακρυνθούν τα όξινα παραπροϊόντα. Τα περισσότερα διαθέσιμα εμπορικά ελαστομερή σιλικόνης σκληρυμένα με πλατίνα, έχουν σχεδιαστεί για να μεγιστοποιούν την αντοχή σε εφελκυσμό και σε διάτμηση, δίνοντας λιγότερη έμφαση σε ιδιότητες όπως ελαστική μνήμη, απόκριση σε συμπίεση, αναταξιμότητα και υστέρηση. Αφού οι σωλήνες των περισταλτικών αντλιών μπορούν να υποστούν εκατομμύρια κύκλους συμπίεσης, αυτά τα τελευταία αναφερόμενα χαρακτηριστικά επιδρούν στην αντοχή του ελαστομερούς σε δυναμική καταπόνηση και συνεπώς επηρεάζουν σημαντικά τη διάρκεια ζωής του σωλήνα (αστοχία λόγω κόπωσης). Αρκετά πρόσφατα, μια νέα κατηγορία ελαστομερών σιλικόνης σκληρυμένης με πλατίνα έχει προταθεί και βελτιστοποιεί αυτές τις κρίσιμες ιδιότητες (**πίνακας 1**).

Ο παραγόμενος σωλήνας σιλικόνης μέσω χύτευσης με έγχυση τήγματος (LIM) είναι ένα ελαστομερές δυο συστατικών από σιλικόνη ικανό να σκληρυνθεί με πλατίνα και να χρησιμοποιηθεί σε περισταλτικές αντλίες. Το ελαστομερές αυτό μπορεί να χυτευθεί σε καλούπι και να σκληρυνθεί σε υψηλές θερμοκρασίες, μέσω ειδικά σχεδιασμένων μηχανών έγχυσης τήγματος, διαμορφώνοντάς το άπαξ υπό σταθερή θερμοκρασία. Σε αντίθεση με τη μέθοδο εκβολής (εξώθηση), η διαδικασία χύτευσης επιτυγχάνει σύνθετα γεωμετρικά σχήματα και ακρίβεια διαστάσεων. Η δυνατότητα αυτή επίτευξης της ακριβούς γεωμετρίας σωλήνων καθιστά δυνατή τη δημιουργία νέων σχεδιασμών φορητών περισταλτικών αντλιών με πολύ καλή ακρίβεια στην έγχυση του ρευστού. Πρόσφατα η παραπάνω μέθοδος LIM χρησιμοποιήθηκε για κατασκευή αναλυσίμων σωλήνων από ελαστικό σιλικόνης, υψηλής ποιότητας και χαμηλού κόστους για παρεντερική διατροφή. Συνεπώς, η μέθοδος LIM θα κατέχει ένα διευρυμένο ρόλο σε πολλές μελλοντικές καινοτομικές εφαρμογές κατασκευής σωλήνων για τις ιατρικές συσκευές [20], [21].

Χαρακτηριστική ιδιότητα	Κλασσική διεργασία σκλήρυνσης με πλατίνα	Νέα κατηγορία σκλήρυνσης με πλατίνα
Σκληρότητα, Shore A (points)	50	50
Αντοχή εφελκυσμού (psi)	1300	1100
Διάταση θραύσης (%)	900	450
Διάτμηση B (ppm)	250	100
Μέτρο ελαστικότητας, 100% (psi)	190	200
Απόκριση σε συμπίεση, 22 hrs σε 177 οC (%)	50	30
Αναταξιμότητα Bayshore (%)	48	61
Υστέρηση (%)	53	41
Ειδικό βάρος	1.15	1.12

Πίνακας 1: Χαρακτηριστικές ιδιότητες ελαστομερών σιλικόνης σκληρυμένης με πλατίνα με κλασσική διεργασία και βελτιωμένη.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

Τα βασικά μετρητικά όργανα της μηχανής και η χρήση της

3.1 Μετρητικά όργανα

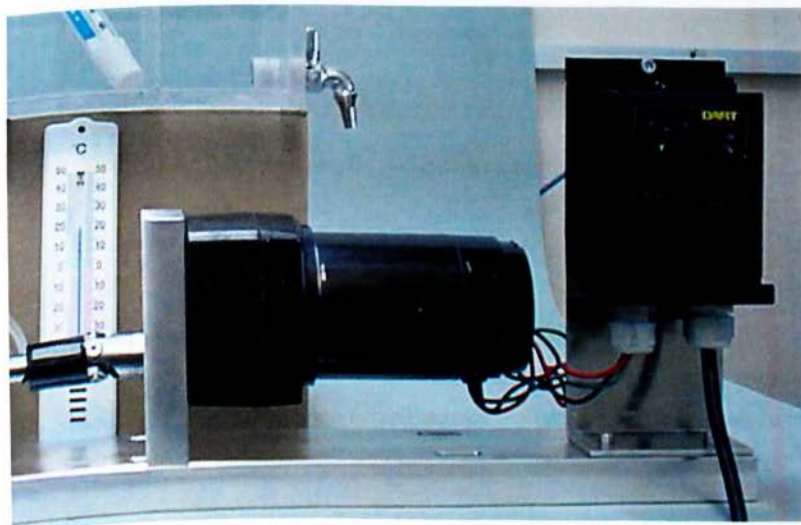
Ηλεκτροκινητήρες

Ο ένας ηλεκτροκινητήρας που χρησιμοποιείται διακρίνεται στην **εικόνα 36** και έχει τα τεχνικά χαρακτηριστικά του πίνακα 2. Πρόκειται για ηλεκτροκινητήρα συνεχούς ρεύματος [22] (DC) της εταιρίας LEESON, με άξονα από σκληρυμένο ατσάλι, με μόνιμο μαγνήτη και προσαρμοσμένο μειωτήρα στροφών. Ο τύπος του κινητήρα είναι ερμητικά κλειστός μη αεριζόμενος, χωρίς θερμική μόνωση. Διαθέτει μόνιμο σύστημα λίπανσης με ημίρρευστο γράσο χωρίς δυνατότητα διαρροής.

Σχέση μετάδοσης	30:01:00
Τάση τροφοδοσίας (DC)	180 Volts
Ένταση ρεύματος λειτουργίας	0.36 Amps
Ισχύς	1/17 HP
Ροπή στρέψης	56 lb.in
Στροφές	60 rpm
Επεξεργαστής*	1.38
Μέγιστη θερμοκρασία λειτουργίας περιβάλλοντος	40 oC
Σύστημα μόνωσης συλλέκτη	F3 class

Πίνακας 2: Τεχνικά χαρακτηριστικά ηλεκτροκινητήρα με μειωτήρα.

Ο **επεξεργαστής** υποδεικνύει πόση από τη συνιστώσα του εναλλασσόμενου ρεύματος διανέμεται στην έξοδο ως συνεχές από το σύστημα οδήγησης [23], [24]. Μαθηματικά αναπαρίσταται ως ο λόγος της ενεργούς τιμής του ρεύματος προς τη μέση τιμή του. Τιμή μεγαλύτερης της μονάδας σημαίνει ότι ποσοστό του ρεύματος παράγει θερμότητα αντί για ροπή.



Εικόνα 36: Ηλεκτροκινητήρας με μειωτήρα στροφών και ηλεκτρονικό σύστημα οδήγησης.

Ο δεύτερος ηλεκτροκινητήρας που διακρίνεται στην **εικόνα 36** είναι όμοιος με τον πρώτο, με τη διαφορά ότι δεν έχει προσαρμοσμένο μειωτήρα στροφών. Γι' αυτό το λόγο έχει ένταση ρεύματος λειτουργίας 0.7 Amps με ισχύ 1/8 HP και φτάνει μέχρι 1750 στροφές.



Εικόνα 37. Ηλεκτροκινητήρας χωρίς μειωτήρα στροφών και οπτικό ταχύμετρο.

Ηλεκτρονικό σύστημα οδήγησης (ελεγκτής)

Το ηλεκτρονικό σύστημα οδήγησης (ελεγκτής) διακρίνεται στην **εικόνα 37**. Είναι της εταιρίας ΕΛΕΓΧΟΙ ΒΕΛΩΝ (τύπου 15 ΣΕΙΡΑ 15DV-E) και έχει τα τεχνικά χαρακτηριστικά που φαίνονται στον πίνακα 3.

Ένταση συνεχούς ρεύματος εξόδου	3 Amps
Τροφοδοτική τάση εισόδου	120 Volts (AC) ή 240 Volts (AC)
Τάση εξόδου	0 – 90 Volts (DC) ή 0 – 180 Volts (DC)
Αντίσταση ποτενσιόμετρου ρύθμισης ταχύτητας	5 k ohm
Ικανότητα υπερφόρτωσης για 1 min	200%

Πίνακας 3: Τεχνικά χαρακτηριστικά συστήματος οδήγησης (ελεγκτής).

Ταχύμετρο

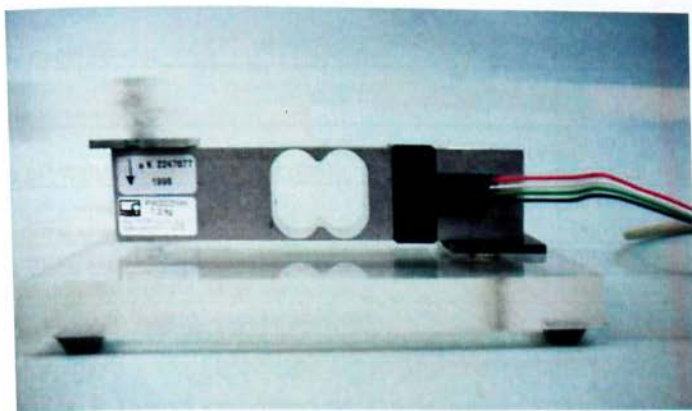
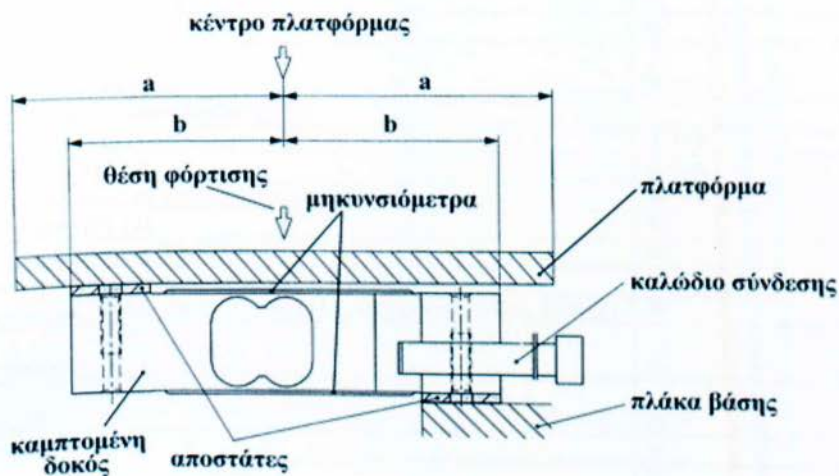
Το ταχύμετρο που χρησιμοποιείται είναι οπτικού τύπου χειρός, με φωτοεκπομπό δίοδο (LED) κόκκινου χρώματος (Εικόνα 37). Είναι της εταιρίας Εμπορικές συναλλαγές ΙΤΕCO (τύπου 8801.001) και έχει τα τεχνικά χαρακτηριστικά που φαίνονται στον πίνακα 4.

Οθόνη ένδειξης	5 ψηφίων (ultrabright LED)
Εύρος μέτρησης	12.0 ÷ 100000 gpm
Ακρίβεια έως 999.9 gpm	± 0.1 gpm
Ακρίβεια από 1000 ÷ 20000 gpm	± 1 gpm
Ακρίβεια από 20000 ÷ 100000 gpm	± 0.005 %
Πεδίο αποστάσεων ανάκλασης	10 ÷ 300 mm
Χρόνος μετρούμενης περιόδου από 12.0 ÷ 60.0 gpm	χρόνος μιας πλήρους περιστροφής
Χρόνος μετρούμενης περιόδου από 60.0 ÷ 100000 gpm	1 sec
Θερμοκρασία λειτουργίας	0 ÷ 45 oC
Τάση τροφοδοσίας	6 Volts
Διαστάσεις	180 x 60 mm
Βάρος	0.4 kg

Πίνακας 4: Τεχνικά χαρακτηριστικά οπτικού ταχύμετρου.

Δυναμοκυψέλη (φορτίο - κύτταρο)

Η μέτρηση του εγχεόμενου βάρους ρευστού γίνεται με μια δυναμοκυψέλη καμπτομένης δοκού ενός σημείου φόρτισης (Εικόνα 37). Είναι της εταιρίας HBM (μοντέλο PW2C3 NH – 1998). Έχει ανώτατο όριο φορτίου 7.2 Kg, με όριο ασφαλούς φορτίου 150 % και διαστάσεις πλατφόρμας 200x150mm. Η καμπτομένη δοκός είναι κατασκευασμένη από αλουμίνιο και η πλατφόρμα από plexiglas. Τα τεχνικά χαρακτηριστικά της δυναμοκυψέλης παρουσιάζονται στον πίνακα 5.



Εικόνα 38: Δυναμοκυνέλι καμπτομένης δοκού ενός σημείου φόρτισης (μήκος πλατφόρμας: $2a = 200$ mm, μήκος καμπτομένης δοκού: $2b = 130$ mm).

Μεγέθη	Μονάδες μέτρησης	Τιμές
Δυναμικότητα (φορτίο λειτουργίας)	kg	6
Μέγιστο ονομαστικό φορτίο	kg	7.2
Μέγιστο μέγεθος πλατφόρμας	mm	380 x 380
Επίδραση θερμοκρασίας στην έξοδο (1), (2)		
για εύρος +20 οC ÷ +40 οC	%/10K	±0.0146
για εύρος -10 οC ÷ +20 οC	%/10K	±0.0098
Επίδραση θερμοκρασίας σε ισορροπία μηδενισμού (2)	%/10K	±0.0389
Σφάλμα υστέρησης (1), (2)	%	±0.0097
Σφάλμα μη γραμμικότητας (1), (2)	%	±0.0097
Σφάλμα εκκεντρότητας φορτίου κατά OIML R76 (2), (3)	%	±0.0194
Παραμένον σφάλμα εξόδου αποφόρτισης DR (30min) κατά OIML R60 (2)	%	±0.0167
Αντίσταση εισόδου	Ω	350 ÷ 500
Αντίσταση εξόδου	Ω	350 ÷ 500
Τάση αναφοράς διέγερσης	V	5
Προτεινόμενο εύρος τάσης διέγερσης	V	1 ÷ 15
Αντίσταση μόνωσης	GΩ	>1
Ονομαστικό εύρος θερμοκρασιών	οC	-10 ÷ +40
Εύρος θερμοκρασιών λειτουργίας	οC	-10 ÷ +50
Εύρος θερμοκρασιών αποθήκευσης	οC	-25 ÷ +70
Μέγιστο μικτό φορτίο	% του ονομ. φορτίου	17
Όριο ασφαλείας (για μέγιστη εκκεντρότητα 100 mm)	% του ονομ. φορτίου	150
Όριο πλευρικής φόρτισης	% του ονομ. φορτίου	300
Απόκλιση στο ονομαστικό φορτίο (±15%)	mm	0.20
Ιδιοσυχνότητα στο ονομαστικό φορτίο, κατά προσέγγιση	Hz	35
Ιδιοσυχνότητα για 0.5 kg μικτό φορτίο, κατά προσέγγιση	Hz	100
Βάρος, κατά προσέγγιση	kg	0.25

Πίνακας 5: Τεχνικά χαρακτηριστικά δυναμοκυψέλης PW2C3 NH – HBM.

(1) Το μέγιστο σύνθετο σφάλμα λόγω της μη-γραμμικότητας, υστέρησης και θερμοκρασιακής επίδρασης στην έξοδο, ωστόσο δεν υπερβαίνει τα όρια σφάλματος κατά OIML-R60 (Organisation Internationale de Métrologie Légale – Réglementation 60).

(2) Όλα τα σχετικά σφάλματα προσδιορίζονται αναφορικά με το ονομαστικό φορτίο εξόδου.

(3) Φορτιζόμενη με το 30% της δυναμικότητας (φορτίο λειτουργίας) για εκκεντρότητα 142 mm.

Η δυναμοκυψέλη καμπτομένης δοκού ενός σημείου φόρτισης συνδέεται με έναν αναλογικό – ψηφιακό μετατροπέα, ο οποίος μετατρέπει το αναλογικό σήμα της δυναμοκυψέλης σε ψηφιακό και το οδηγεί στον ηλεκτρονικό υπολογιστή για περαιτέρω επεξεργασία. Οι μετρήσεις της δυναμοκυψέλης καταγράφονται μέσω λογισμικού ενός Η/Υ, με το οποίο ρυθμίζεται η συχνότητα δειγματοληψίας ανάλογα με το ρυθμό έγχυσης της αντλίας. Δηλαδή, για χαμηλούς ρυθμούς έγχυσης επιλέγεται χαμηλή συχνότητα δειγματοληψίας, ενώ για υψηλούς ρυθμούς έγχυσης επιλέγεται αντίστοιχα υψηλή συχνότητα δειγματοληψίας, ώστε να καταγράφονται πλήρως όλες οι μετρήσεις στο χρόνο για οποιαδήποτε μεταβολή.

Αναλογικός – ψηφιακός μετατροπέας (ADC)

Ο αναλογικός – ψηφιακός μετατροπέας χρησιμοποιείται για τη μετατροπή των αναλογικών σημάτων που παρέχουν οι μεταλλάκτες σε ψηφιακές πληροφορίες, καθώς και για την εν συνεχεία μετάδοσή τους προς τον ηλεκτρονικό υπολογιστή για περαιτέρω επεξεργασία. Οι ADC που χρησιμοποιούνται ως μονάδες προσαρμογής των μεταλλακτών σε Η/Υ, συνήθως συνοδεύονται από επιλογέα ή πολυπλέκτη (πολυδιαυλωτής), ο οποίος δέχεται αναλογικά σήματα από περισσότερα του ενός καναλιού, ψηφιοποιώντας κάθε φορά το επιλεγόμενο από το πρόγραμμα του Η/Υ που ελέγχει τον μετατροπέα.

Τα βασικά λειτουργικά χαρακτηριστικά ενός αναλογικού – ψηφιακού μετατροπέα είναι η διακριτική ικανότητα, η περιοχή λειτουργίας και ο χρόνος δειγματοληψίας [25], [26].

Η διακριτική ικανότητα ορίζεται ως το ελάχιστο σήμα εισόδου που προκαλεί μεταβολή στο σήμα εξόδου.

Για έναν ADC σήμα εισόδου αποτελεί το αναλογικό σήμα εισόδου, ενώ σήμα εξόδου η ψηφιακή πληροφορία που παρέχει στην έξοδό του. Όταν ο ADC διαθέτει καταχωρητή δεδομένων με το πλήθος δυαδικά ψηφία (κομμάτια), τότε το αναλογικό σήμα εισόδου ψηφιοποιείται το πολύ σε 2ν τιμές, οπότε η διακριτική ικανότητα του ADC ισούται με:

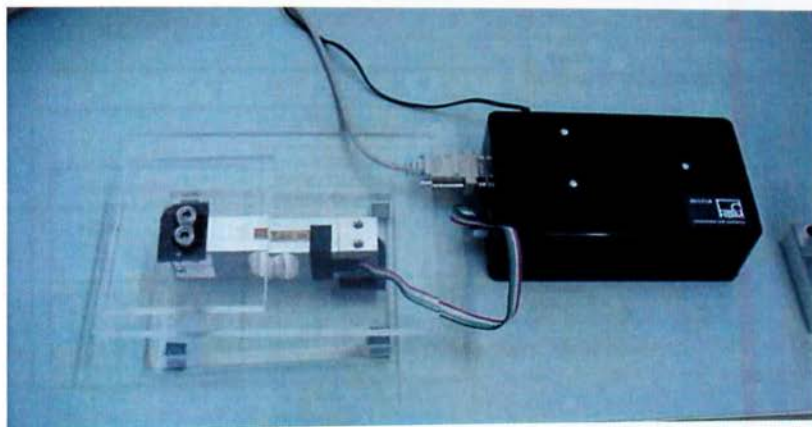
$$D_{ADC} = \frac{1}{2} \cdot 2^n \cdot (V_{max} - V_{min})$$

Έχει επικρατήσει, όμως, η διακριτική ικανότητα ενός ADC να δίνεται με βάση το πλήθος των δυαδικών ψηφίων που διαθέτει ο καταχωρητής δεδομένων του.

Η περιοχή ή το εύρος λειτουργίας ορίζεται από τις τιμές V_{min} της ελάχιστης και V_{max} της μέγιστης τάσης σήματος εισόδου, μεταξύ των οποίων ο ADC λειτουργεί αναλογικά. Δηλαδή το ηλεκτρικό σήμα εισόδου του μεταβάλλεται καθώς μεταβάλλεται το σήμα του μετρούμενου μεγέθους, λαμβάνοντας «συνεχείς» τιμές.

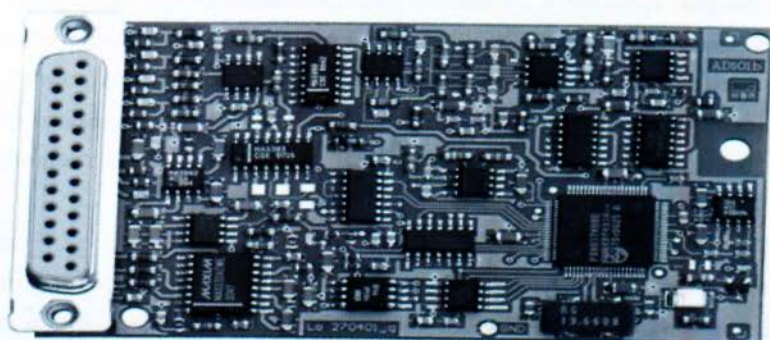
Ο χρόνος δειγματοληψίας ορίζεται ως το χρονικό διάστημα που παρέρχεται από τη στιγμή που ο ADC αρχίζει μια ψηφιοποίηση, μέχρι να είναι και πάλι σε θέση να κάνει την επόμενη. Το αντίστροφο του χρόνου δειγματοληψίας ορίζεται ως μέγιστη συχνότητα δειγματοληψίας. Η συχνότητα αυτή εξαρτάται κυρίως από τη μέθοδο της αναλογοψηφιακής μετατροπής κάθε ADC [27], [28].

Ο αναλογικός – ψηφιακός μετατροπέας (ADC) της πειραματικής διάταξης (Εικόνα 39) είναι της εταιρείας HBM, με μοντέλο ηλεκτρονικής πλακέτας AD101B (Εικόνα 40α). Στην Εικόνα 40β φαίνεται το λογισμικό διάγραμμα διάταξης του κυκλώματος, ενώ στον Πίνακα 5 παρουσιάζονται τα τεχνικά χαρακτηριστικά του ADC.

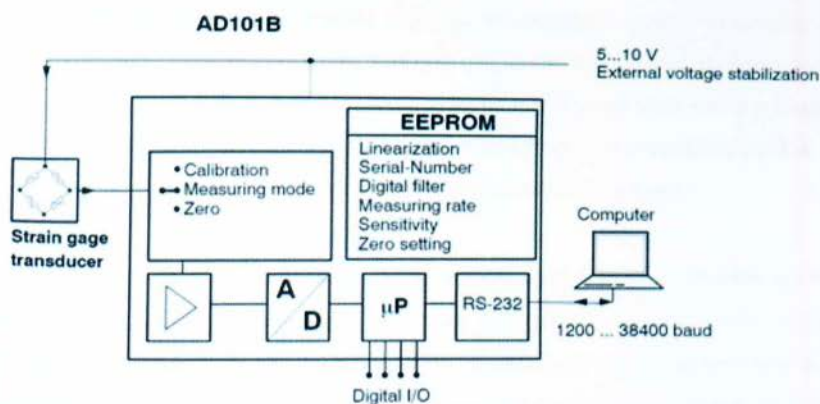


Εικόνα 39: Η δυναμοκυψέλη και ο ADC.

AD101B Amplifier PCB



Εικόνα 40α: Η ηλεκτρονική πλακέτα AD101B του ADC.



Εικόνα 40β: Το λογικό διάγραμμα διάταξης του κυκλώματος του ADC με τον Η/Υ.

Ηλεκτρονικός Υπολογιστής – Λογισμικό:

Ο ADC συνδέεται με ηλεκτρονικό υπολογιστή, ο οποίος έχει επεξεργαστή PENTIUM II με 256MB μνήμη RAM και λειτουργεί υπό περιβάλλον Windows '98. Για το χειρισμό του ADC χρησιμοποιείται το λογισμικό AED-Panel32 version 1.1.3, το οποίο παρέχει η εταιρία κατασκευής του HBM. Μέσω του λογισμικού αυτού ρυθμίζεται η συχνότητα δειγματοληψίας, η συχνότητα του φίλτρου αποκοπής υψηλών συχνοτήτων (χαμηλής διέλευσης φίλτρο), γίνεται η βαθμονόμηση της δυναμοκυψέλης και οποιοσδήποτε

μηδενισμός ισορροπίας απαιτείται. Για την καταγραφή, επεξεργασία και αποθήκευση των ψηφιακών δεδομένων χρησιμοποιείται το λογισμικό CATMAN Professional. Μέσω αυτού είναι επίσης δυνατόν να παρακολουθείται σχεδόν σε πραγματικό χρόνο η μεταβολή των μετρούμενων μεγεθών με τη μορφή καμπυλών (πραγματικός - χρόνος) (παρατηρείται διαφορά φάσης εξαιτίας του χρόνου απόκρισης του ηλεκτρονικού υπολογιστή, ο οποίος είναι συνήθως μεγάλος σε σχέση με τη συχνότητα του καταγραφόμενου φαινομένου).

Θερμόμετρα:

Τέλος, για τη μέτρηση της θερμοκρασίας του αέρα και του νερού χρησιμοποιούνται δυο θερμόμετρα αλκοόλης με σφάλμα ανάγνωσης $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$, που αντιστοιχεί σε μισή υποδιαίρεση της κλίμακας των θερμομέτρων.

Σφάλματα μετρήσεων:

Στη συγκεκριμένη πειραματική διάταξη για τη μέτρηση των μεγεθών χρησιμοποιούνται τα όργανα που προαναφέρθηκαν. Αν μετρηθεί αρκετές φορές με το κατάλληλο όργανο το μέγεθος ενδιαφέροντος, το οποίο για τις ίδιες επαναλαμβανόμενες συνθήκες αναμένεται αμετάβλητο, θα διαπιστωθεί ότι οι τιμές της εξόδου του οργάνου δεν θα είναι όλες ίδιες, αλλά θα κυμαίνονται γύρω από την αληθινή τιμή, η οποία είναι άγνωστη. Η διαφορά της μετρούμενης από την αληθινή τιμή ονομάζεται σφάλμα της μέτρησης. Τα σφάλματα διακρίνονται σε δύο κατηγορίες, τα συστηματικά και τα τυχαία.

Τα συστηματικά έχουν ως αποτέλεσμα, επαναλαμβανόμενες μετρήσεις του ίδιου μεγέθους κάτω από τις ίδιες συνθήκες, να απέχουν όλες σταθερά από την αληθινή τους τιμή κατά το ίδιο ποσοστό. Οφείλονται στη μέθοδο ή το όργανο που χρησιμοποιείται. Συνήθως οι κατασκευαστές οργάνων αναφέρουν το συστηματικό σφάλμα είτε ως ποσοστό της μέγιστης τιμής του φυσικού μεγέθους που μπορεί να μετρήσει το όργανο, είτε ως ποσοστό της μετρούμενης τιμής. Τα συστηματικά σφάλματα είναι δυνατόν να μειωθούν με κατάλληλες ρυθμίσεις των συνθηκών του πειράματος και των συνθηκών λειτουργίας των οργάνων μέτρησης.

Τα τυχαία σφάλματα οφείλουν την ύπαρξή τους σε τυχαίους παράγοντες που εμφανίζονται σε μια μέτρηση και συνήθως ακολουθούν στατιστικές κατανομές. Η βασική ιδιότητα των τυχαίων σφαλμάτων είναι να έχουν ίσες πιθανότητες να είναι θετικά ή αρνητικά. Επίσης είναι πιο πιθανό να έχουν μικρές αποκλίσεις από την αληθινή τιμή παρά μεγάλες. Οι δύο αυτές ιδιότητες κάνουν δυνατό τον περιορισμό της αβεβαιότητας στον προσδιορισμό ενός μεγέθους με την επανάληψη της μέτρησης πολλές φορές, ώστε κατά μέσον όρο τα τυχαία σφάλματα να αλληλοαναιρούνται σε κάποιο βαθμό [30], [31]. Αξίζει να

σημειωθεί ότι στην πράξη δεν γίνεται να πραγματοποιηθεί μεγάλος αριθμός μετρήσεων του ίδιου φυσικού μεγέθους, χωρίς να έχουν μεταβληθεί στο διάστημα που μεσολαβούν οι συνθήκες μέτρησης ή η αρχή στην οποία βασίζεται η μέτρηση, οπότε θα υπαισθήθουν συστηματικά σφάλματα που δεν ακολουθούν στατιστικές κατανομές [32]. Στο παρόν πείραμα τα σφάλματα αυτά ως τυχαίο γεγονός έχει θεωρηθεί ότι ακολουθούν την κατανομή Gauss, όσο αφορά την πιθανότητα εμφάνισής τους.

Χρονόμετρο – Ταχύμετρο (Ταχύμετρο):

Για την εύρεση της συχνότητας περιστροφής της αντλίας στις πολύ χαμηλές στροφές μέχρι 2 rpm περίπου χρησιμοποιείται έμμεσα το χρονόμετρο του H/Y. Επειδή σε αυτές τις πολύ χαμηλές στροφές η συχνότητα δειγματοληψίας όπως θα παρουσιαστεί πιο κάτω είναι 9.4 Μετρήσεις/sec, το συστηματικό σφάλμα που εισάγεται για τον υπολογισμό της συχνότητας είναι $1/9.4 \approx 0.11 \text{ sec/Μέτρηση}$. Η περίοδος περιστροφής και ακολούθως η συχνότητα σε αυτό το πολύ χαμηλό πεδίο συχνοτήτων προκύπτουν παρατηρώντας τις καμπύλες παροχής μάζας με το χρόνο και διακρίνοντας σε αυτά τα πεπερασμένα χρονικά διαστήματα peak to peak των οποίων ο μέσος όρος ορίζει την περίοδο διέγερσης της αντλίας.

Εξαιτίας των υψηλών ροπών φορτίου που αναπτύσσονται σε αυτές τις πολύ χαμηλές στροφές περιστροφής της αντλίας, ο κινητήρας αναπτύσσει υψηλή ροπή με αποτέλεσμα για κάποιο μικρό σχετικά χρονικό διάστημα να παρουσιάζεται επιβραδυνόμενη περιστροφή. Εκ των υστέρων η περιστροφή θα γίνει επιταχυνόμενη για κάποιο επόμενο μικρό σχετικά χρονικό διάστημα, όταν υπερνικηθούν οι ροπές φορτίου και αναπτυχθούν αδρανειακές δυνάμεις περιστροφής που συνεισφέρουν. Στη συνέχεια ο κινητήρας μειώνει τις ροπές του επειδή οι αδρανειακές δυνάμεις έχουν αναλάβει με αποτέλεσμα την επιβραδυνόμενη περιστροφή ξανά. Έτσι δημιουργούνται μικρές επιταχύνσεις και επιβραδύνσεις κατά την περιστροφή συνήθως διαδοχικά άνισες που έχουν ως αποτέλεσμα τη μεταβολή της περιόδου. Σε αυτή τη μεταβολή της περιόδου συνίσταται η εισαγωγή τυχαίου σφάλματος από περίοδο σε περίοδο.

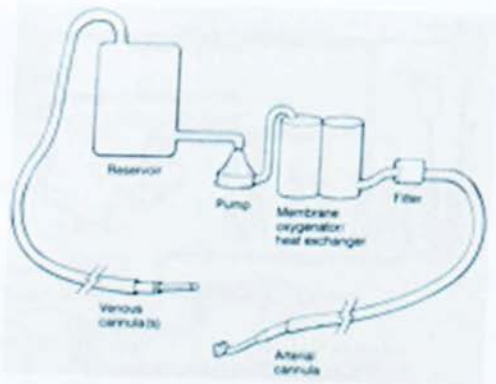
Για την εύρεση της συχνότητας περιστροφής της αντλίας στις χαμηλές στροφές από 2 rpm μέχρι 12 rpm περίπου, χρησιμοποιείται ηλεκτρονικό χρονόμετρο το οποίο εισάγει συστηματικό σφάλμα $bT = 0.01 \text{ sec}$. Σημειώνεται εδώ ότι η διάκριση των τοπικών μέγιστων (peaks) γίνεται δύσκολη καθώς αυξάνονται οι στροφές και για αυτό επιβάλλεται η χρήση του ηλεκτρονικού χρονομέτρου. Καθώς οι στροφές αυξάνονται περαιτέρω, η μέτρηση με το χρονόμετρο καθίσταται δύσκολη και συνεπώς χρησιμοποιείται το ταχύμετρο. Το συστηματικό σφάλμα του ταχύμετρου είναι 0.1 rpm για το διάστημα από 12 έως 999.9 rpm και 1rpm για στροφές μεγαλύτερες από 1000 rpm σύμφωνα με τον κατασκευαστή.

Θερμόμετρο:

Το συστηματικό σφάλμα του θερμομέτρου θεωρείται το σφάλμα ανάγνωσής του, το οποίο εκφράζει την αβεβαιότητα με την οποία διαβάζουμε την ένδειξή του. Το σφάλμα ανάγνωσης είναι ίσο με αυτό που αντιστοιχεί σε μισή υποδιαίρεση της κλίμακας του θερμομέτρου. Στο θερμομέτρο έχουμε υποδιαίρεσεις 1°C , άρα το σφάλμα ανάγνωσης είναι $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$. Σημειώνεται εδώ ότι το σφάλμα ανάγνωσης πρέπει να θεωρείται ως το κατώτατο όριο στο σφάλμα μέτρησης ενός μεγέθους. Επανάληψη της μέτρησης πολλές φορές δεν οδηγεί σε γνώση του μεγέθους με σφάλμα μικρότερο του σφάλματος ανάγνωσης [30].

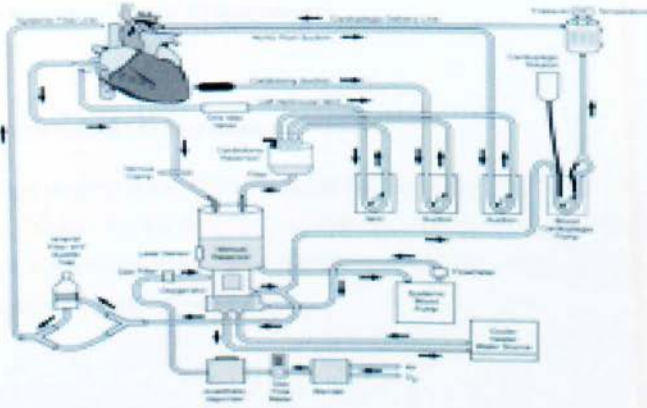
3.2 Εισαγωγή στην εξωσωματική κυκλοφορία:

Κατά την διάρκεια της εξωσωματικής κυκλοφορίας, το αίμα παροχετεύεται με την βαρύτητα μέσα στο φλεβικό συλλέκτη αίματος μέσα από κάνουλες που τοποθετούνται στην άνω και στην κάτω κοίλη φλέβα ή μία μονή κάνουλα που θα τοποθετηθεί στον δεξιό κόλπο. Το αίμα μέσα από τον φλεβικό συλλέκτη αντλείται μέσα στον μεμβρανικό οξυγονωτή στο συστηματικό αρτηριακό σύστημα συνήθως μέσα από μια κάνουλα που τοποθετείται μέσα στην άνω ανιούσα αορτή. Αυτό το βασικό μοντέλο εξωσωματικής κυκλοφορίας μπορεί να προσαρμοστεί για να χορηγήσει μερική ή ολική κυκλοφορική και αναπνευστική κυκλοφορική υποστήριξη ή μερική υποστήριξη για την αριστερή ή δεξιά καρδιά ή για τους πνεύμονες ξεχωριστά.



Εικόνα 41: Βασικό κύκλωμα καρδιοπνευμονικής κυκλοφορίας με μεμβρανικό οξυγονωτή και φυγόκεντρο αντλία

Η πλήρης μηχανή εξωσωματικής κυκλοφορίας (**Εικόνα 41**) περιλαμβάνει πολλά πρόσθετα στοιχεία. Οι περισσότεροι κατασκευαστές περιλαμβάνουν στο σύστημα ένα μεμβρανικό οξυγονωτή, ένα φλεβικό συλλέκτη και ένα ανταλλαγή θερμότητας. Ένα μικρό φίλτρο για την σύλληψη φυμαλιδων προστίθεται στην αρτηριακή γραμμή. Εξαρτώμενη από την επέμβαση διάφορα συστήματα αναρροφήσεως χρησιμοποιούνται για να επιστρέψουν το αίμα από το χειρουργικό πεδίο, τις καρδιακές κοιλότητες και την αορτή. Το αναρροφόμενο αίμα περνά μέσα από το συλλέκτη της καρδιοτομής και το μικροφίλτρο (cardiotomy reservoir and microfilter) πριν να επιστρέψει στο φλεβικό συλλέκτη. Το αίμα του χειρουργικού πεδίου ενδείκνυται να ξεπλένεται μέσα από ένα σύστημα *cell saver system* και να επιστρέφει στο διήθημα σαν συμπυκνωμένα ερυθρά. Επιπρόσθετα με την ρύθμιση της ροής του αίματος λαβίδες μερικού και πλήρους αποκλεισμού στις φλεβικές και στις αρτηριακές γραμμές χρησιμοποιούνται για να κατευθύνουν και να ρυθμίσουν την ροή του αίματος [32]. Θέσεις για να λαμβάνονται δείγματα αίματος και αισθητήρες για να παρακολουθούνται πιέσεις, θερμοκρασίες, κορεσμός αίματος, αέρια αίματος και το pH επίσης συμπεριλαμβάνονται καθώς και διάφορες ασφαλιστικές δικλείδες.



Εικόνα 42: Τυπικό κύκλωμα εξωσωματικής κυκλοφορίας με vent, αναρρόφηση πεδίου, αορτικής ρίζας, και συστήματος καρδιοπληγίας.

Το αίμα παροχετεύεται μέσα από ένα καθετήρα δύο επιπέδων στο φλεβικό συλλέκτη που είναι τμήμα της μονάδας μεμβρανικού οξυγονωτή/ ανταλλαγέα θερμότητας. Το φλεβικό αίμα εξέρχεται της μονάδας και αντλείται μέσα από τον ανταλλαγέα θερμότητας και τον οξυγονωτή. Το αρτηριοποιημένο αίμα εξέρχεται του οξυγονωτή και περνά μέσα από μια παγίδα φυσαλίδων.

Ένα ξεχωριστό κύκλωμα για την χορήγηση καρδιοπληγικού διαλύματος σε ελεγχόμενο ρυθμό, σύσταση και θερμοκρασία συμπεριλαμβάνεται συνήθως μέσα στο σύστημα. Επίσης πολλές φορές συμπεριλαμβάνεται και ένα σύστημα αιμοσυμπύκνωσης μέσα στο αρχικό σύστημα.

3.3 Φλεβικό κανουλάρισμα και παροχέτευση:

3.3.1 Αρχές της φλεβικής παροχέτευσης:

Το φλεβικό αίμα εισέρχεται στο κύκλωμα με την βαρύτητα ή με αναρρόφηση σε επίπεδο 40-70 εκατοστά κάτω από το επίπεδο της καρδιάς. Το ποσοστό της παροχέτευσης προσδιορίζεται από την κεντρική φλεβική πίεση, την διαφορά ύψους, την αντίσταση στις κάνουλες, τους σωλήνες και τα συνδετικά, καθώς και την απουσία αέρα μέσα στα κυκλώματα.

3.3.2 Φλεβικές κάνουλες και κανουλάρισμα:

Οι φλεβικές κάνουλες κατασκευάζονται από πλαστικό με ικανότητα κάμψεως που ενισχύεται περαιτέρω από σύρμα ενάντια στην σύγκλιση. Το μέγεθος συνήθως προσδιορίζεται από το μέγεθος του ασθενούς, την αναμενόμενη ροή αίματος και έναν δείκτη που παρέχεται από τον κατασκευαστή. Για τον μέσο ενήλικα με αρνητική πίεση επαρκεί μία κάνουλα 30F για την άνω κοίλη φλέβα και 34F για την κάτω κοίλη φλέβα 42F.

3.3.3 Ενισχυόμενη φλεβική επιστροφή:

Μερικές φορές εφαρμόζεται στις φλεβικές γραμμές αρνητική πίεση με την χρήση φυγοκέντρου αντλίας ή περιστροφικής αντλίας. Επίσης αυτό μπορεί να γίνει με την εφαρμογή κενού μέσα στο φλεβικό reservoir. Αυτός ο τρόπος ενισχυμένης φλεβικής επιστροφής αυξάνει τον κίνδυνο εισροής μικροεμβόλων ή και αέρα μέσα στο κύκλωμα και την πρόκληση εγκεφαλικής βλάβης, αιμόλυσης και εμφάνιση φυσαλίδων αέρος μέσα στους μεμβρανικούς οξυγονωτές. (vacuum-assisted venous drainage, VAVD). Η εφαρμογή θετικής πίεσης μέσα στο φλεβικό reservoir από την άλλη μπορεί να προκαλέσει την μαζική είσοδο αέρα μέσα στις φλεβικές γραμμές και στην δεξιά καρδιά [30]. Αυτές οι δυνητικές επιπλοκές απαιτούν εξειδικευμένα συστήματα ασφαλείας και παρακολούθησης με την εφαρμογή αυστηρά συγκεκριμένων πρωτοκόλλων.

3.3.4 Αρτηριακό κανουλάρισμα:

Η κορυφή της αρτηριακής κάνουλας είναι συνήθως το πλέον στενό τμήμα του συστήματος αρδεύσεως και σε μερικές περιπτώσεις μπορεί να προκληθούν υψηλές διαφορές πιέσεων, στροβιλώδη ροή αίματος, και δημιουργία κοιλιοτήτων. Οι περισσότεροι αρτηριακοί καθετήρες ταξινομούνται με έναν δείκτη ο οποίος συνδυάζει την εξωτερική διάμετρο, την ροή του αίματος και την διαφορά πίεσεως. Ομάδες αίματος υψηλής ταχύτητας μπορεί να προκαλέσουν βλάβη στο αορτικό τοίχωμα, να ξεκολλήσουν το αθηρωεμβολικό υλικό, να προξενήσουν διαχωρισμό, να επαπειλήσουν την ροή του αίματος στα παρακείμενα αγγεία και να προκαλέσουν την δημιουργία κοιλιοτήτων και αιμόλυση. Οι διαφορές πιέσεως που ξεπερνούν τα 100 mm Hg προκαλούν εκσεσημασμένη αιμόλυση και μετουσίωση πρωτεϊνών.

3.3.5 Φλεβικό Reservoir:

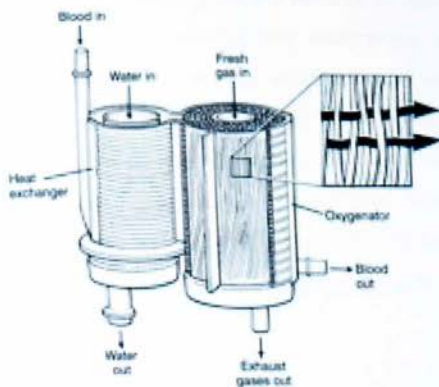
Το φλεβικό reservoir συλλέγει τον όγκο που απαιτείται και βρίσκεται αμέσως πριν την αρτηριακή αντλία όταν χρησιμοποιείται οξυγονωτής μεμβράνης. Αυτός ο χώρος χρησιμοποιείται λόγω της υψηλής χωρητικότητάς της (χαμηλής πίεσεως), διευκολύνει την φλεβική αποχέτευση, δεσμεύει φυσαλίδες, χρησιμεύει για την χορήγηση φαρμάκων, υγρών και αίματος και προσθέτει χώρο αποθήκευσης στο σύστημα αιματώσεως. Μεταξύ ασθενούς και φλεβικού reservoir μπορούν να μετακινηθούν από 1-3 λίτρα αίματος σε πλήρες κυκλοφορικό by pass.

Τα reservoirs μπορεί να είναι σκληρά 'ανοικτού' όπως λέγονται τύπου ή μαλακά 'κλειστού' τύπου. Τα σκληρά διευκολύνουν τις μετρήσεις όγκου και τον χειρισμό της παρουσίας αέρος, έχουν μεγαλύτερη χωρητικότητα, διευκολύνουν την ενισχυόμενη αναρρόφηση και έχουν ενσωματωμένα μικροφίλτρα για τον καθαρισμό του αναρροφούμενου αίματος. Ως μειονεκτήματα αναφέρονται η χρήση συστατικών σιλικόνης που μπορεί να προκαλέσουν μικροεμβολές και αύξηση της ενεργοποίησης παραγόντων αίματος.

3.3.6 Οξυγονωτές:

Οι μεμβρανικοί οξυγονωτές μιμούνται την λειτουργία του πνεύμονα με την παρουσία μίας λεπτής μεμβράνης από μικροπορώδες πολυπροπυλένιο (0.3- to 0.8- μm pores) ή παράγωγο σιλικόνης ανάμεσα στην αέρια και την αιματική φάση. Σε σύγκριση με τους οξυγονωτές φυσαλίδων, οι μεμβρανικοί οξυγονωτές είναι ασφαλέστεροι, παράγουν λιγότερα σωματίδια και αέρια μικροέμβολα, είναι λιγότερο αντιδραστικοί στα στοιχεία του αίματος και επιτρέπουν καλύτερο έλεγχο της ανταλλαγής αερίων. Με τις

μικροπορώδεις μεμβράνες πόροι που είναι γεμάτοι με πλάσμα δεν επιτρέπουν την είσοδο αερίων στο αίμα αλλά διευκολύνουν την μεταφορά οξυγόνου και CO_2 . Επειδή το οξυγόνο είναι δυσδιάλυτο στο πλάσμα, το αίμα θα πρέπει να διαχυθεί επάνω σε μία επιφάνεια με μορφή ενός λεπτού φιλμ (περίπου 100 μm) με διαφορά πιέσεων αερίων για να επιτευχθεί καλή οξυγόνωση. Περιοχές με στροβιλώδη ροή και δευτερογενή ροή διευκολύνουν την διάχυση του αερίου οξυγόνου μέσα στο αίμα και συνεπώς βελτιώνουν τον κορεσμό της οξυαιμοσφαιρίνης. Το διοξείδιο του άνθρακα έχει υψηλή ικανότητα διαχύσεως μέσα στο πλάσμα και εύκολα εξέρχεται το αιματικό διαμέρισμα παρά τις μικρές διαφορές πιέσεων κατά μήκος των μεμβρανών. Η πλέον δημοφιλής σχεδίαση είναι η εμφάνιση ρηχών ινών (120–200 μm) μέσα σε αναδιπλώσεις μέσα σε ένα σκληρό περίβλημα. Ο πλέον αποτελεσματικός σχεδιασμός δημιουργεί στροβίλωση με την διόδο αίματος ανάμεσα στις ίνες καθώς και οξυγόνου. Το αρτηριακό PCO_2 ελέγχεται από την ροή αερίου και η PO_2 ελέγχεται από το κλάσμα του εισπνεόμενου οξυγόνου (FIO_2) που παράγεται από ένα μείκτη αέρα και οξυγόνου. Οι σύγχρονοι οξυγονωτές μεμβράνης προσθέτουν περίπου 470 mL O_2 και αφαιρούν 350 mL CO_2 κάθε λεπτό στα 1-7 λίτρα ροής με αρχικό όγκο (priming) 220-560 mL και αντιστάσεις 12-15 mmHg ανά λίτρο ροής αίματος [31]. Οι περισσότερες μονάδες συνδυάζουν ένα φλεβικό reservoir, ανταλλαγή θερμότητας και οξυγονωτή ρηχών ινών μέσα στην βασική μονάδα.



Εικόνα 43: Διάγραμμα μονάδας μεμβρανικού οξυγονωτή ρηχών ινών και ανταλλαγή θερμότητας.

Το αίμα εισέρχεται στον ανταλλαγέα θερμότητας και στην συνέχεια εισέρχεται στον οξυγονωτή. Το οξυγόνο εισέρχεται από την μία πλευρά των δεσμιδών των ρηχών ινών και εξέρχεται από το αντίθετο άκρο. Οι δεσμίδες ρηχών ινών διατάσσονται στα δύο αντίθετα άκρα για να διαχωρίσουν το αίμα και την αέρια φάση. Το οξυγόνο και το CO₂ διαχέονται σε αντίθετες κατευθύνσεις.

Κακή λειτουργία του οξυγονωτή που θα απαιτήσει αντικατάσταση του κατά την διάρκεια του by pass συμβαίνει σε ποσοστό 0.02%- 0.26% των περιστατικών. Η πιο συχνή αιτία είναι η ανάπτυξη παθολογικών περιοχών με αυξημένη αντίσταση, οι απώλειες υγρού, απώλειες της παροχής αερίου, η διάσπαση των συνδέσεων, η αποτυχία του μείκτη αερίου και η επιδείνωση των τιμών αερίων αίματος. Η χρήση κυκλωμάτων με επικάλυψη ηπαρίνης έχει ελαττώσει την εμφάνιση περιοχών υψηλής αντιστάσεως.

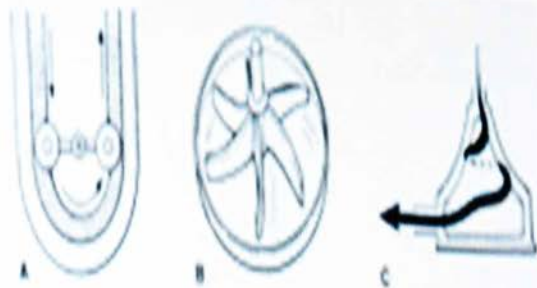
3.3.7 Ανταλλαγές θερμότητας:

Οι ανταλλαγές θερμότητας ελέγχουν την θερμοκρασία θερμαίνοντας ή ψύχοντας το αίμα που διέρχεται μέσα από το κύκλωμα αρδεύσεως. Η υποθερμία χρησιμοποιείται στις καρδιακές επεμβάσεις για να ελαττωθούν οι μεταβολικές απαιτήσεις ή να διευκολυνθεί η χειρουργική έκθεση του ασθενούς όπως σε περιπτώσεις βαθιας υποθερμίας. Τα αέρια είναι πιο διαλυτά σε σχέση με υψηλότερες θερμοκρασίες συνεπώς η ταχεία επαναθέρμανση του αίματος στις καταστάσεις αυτές μπορεί να προκαλέσει το σχηματισμό φυσαλίδων [31]. Οι περισσότεροι μεμβρανικοί οξυγονωτές έχουν ενσωματωμένο έναν ανταλλαγέα θερμότητας μετά τον οξυγονωτή για να ελαττωθεί ο σχηματισμός εμβολικού υλικού φυσαλίδων. Το αίμα δεν θερμαίνεται πάνω από τους 40°C για να αποφευχθεί η μετουσίωση των πρωτεϊνών και οι διαφορές θερμοκρασίας ανάμεσα στο σώμα και το κύκλωμα αρδεύσεως περιορίζονται στους 5°C-10°C για να προληφθεί ο σχηματισμός φυσαλίδων. Η είσοδος νερού μέσα στο αίμα στην μονάδα αυτή μπορεί να προκαλέσει αιμόλυση και διαταραχή της λειτουργίας της μονάδας.

Αντλίες:

Οι περισσότερες μηχανές εξωσωματικής κυκλοφορίας χρησιμοποιούν δύο τύπους αντλιών αν και οι περιστροφικές αντλίες μπορεί να χρησιμοποιηθούν και αποκλειστικά. Οι φυγόκεντρες αντλίες συνήθως χρησιμοποιούνται για το βασικό σύστημα αιματώσεως λόγω μεγαλύτερης ασφάλειας στην πρόληψη κακώσεως των αιμοφόρων αγγείων .

Οι φυγόκεντρες αντλίες αποτελούνται από κυκλωτερή συστήματα πλαστικών κώνων που όταν κινούνται ταχέως προωθούν αίμα με φυγόκεντη δύναμη. Ένα αρτηριακό ροόμετρο απαιτείται για να προσδιορίζει την προς τα εμπρός κίνηση αίματος που ποικίλει ανάλογα με την ταχύτητα της περιστροφής και το μεταφορτίο της αρτηριακής γραμμής. Εκτός εάν υπάρχει βαλβίδα ελέγχου σε χρήση πρέπει η αρτηριακή γραμμή να αποκλείεται για να μην παλινδρομήσει το αίμα όταν η αντλία είναι κλειστή. Οι φυγόκεντρες αντλίες προκαλούν 900 mm Hg ορθόδρομη πίεση και μόνο 400- 500 mm Hg αρνητικής πίεσης και συνεπώς λιγότερη δημιουργία κενών χώρων και μικρότερη πιθανότητα δημιουργίας μικροεμβολών. Οι φυγόκεντρες αντλίες είναι ανώτερες από πλευράς λειτουργίας σαν υποστηρικτικές μηχανές προσωρινής υποστήριξης και σαν μηχανές παράκαμψης της αριστεράς καρδιάς καθώς και για την ενίσχυση της φλεβικής επιστροφής με την χρήση αντλίας.



Εικόνα 43: Περιστροφική αντλία με δύο κεφαλές σε απόσταση 180 μοιρών.

Η συμπίεση που παρέχεται από τις κεφαλές είναι ρυθμίσιμη και δεν οδηγεί σε πλήρη αποκλεισμό της ροής μέσα από τον σωλήνα. Το αίμα μετακινείται προς την κατεύθυνση της περιστροφής. B. Η αντλία impeller που χρησιμοποιεί κόνους επάνω σε ένα κεντρικό άξονα. C. Η φυγόκεντρος αντλία που χρησιμοποιεί τρεις συγκεντρικούς κόνους για να προωθήσει αίμα εμπρός με φυγόκεντη δύναμη.

Οι περιστροφικές αντλίες απαρτίζονται από μήκος εσωτερικής διαμέτρου 1/4-5/8-inch από πολυβινυλ-χλωρίδιο, σιλικόνη ή πλαστικό που συμπιέζεται από δύο περιστροφείς σε απόσταση μεταξύ τους 180° μέσα σε ένα κυκλωτές πλαίσιο. Η προωθητική δύναμη δημιουργείται από την συμπίεση από τους στροφείς και ο ρυθμός εξαρτάται από την διάμετρο του σωλήνα, τον ρυθμό περιστροφής, το μήκος του πλαισίου περιστροφής και την πλήρη ή μερική συμπίεση. Η συμπίεση ρυθμίζεται πριν από την χρήση να είναι ελαφρά μη πλήρους αποκλεισμού σε μια στήλη 45- 75 mmHg αντίθετη πίεση. Σε αυτό το βαθμό συμπίεσεως ελαχιστοποιείται η αιμόλυση και οι πιέσεις από τις σωληνώσεις.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα της μηχανής και επιπλοκές κατά τη χρήση της

4.1 Επιπλοκές

Οι περιστροφικές αντλίες είναι οικονομικές, αξιόπιστες, ασφαλείς, αμετάβλητες ως προς το μεταφόρτιο, έχουν μικρούς όγκους έναρξης αλλά μπορούν να παράγουν υψηλές αρνητικές πιέσεις και να παραχθούν μικροσωματίδια από συμπιεσμένες σωληνώσεις. Είναι επίσης ευαίσθητες σε λανθασμένη προώθηση αέρα, κακή ρύθμιση ροών, παλινδρόμηση αίματος προς τα πίσω ανάπτυξη υπερβολικής πίεσης σε αποκλεισμό της αρτηριακής ροής και διάσπαση των συνδέσεων. Οι περιστροφικές αντλίες χρησιμοποιούνται για τα συστήματα αναρρόφησης και για την μεταφορά καρδιοπληγικών διαλυμάτων. Επιπλοκές που μπορεί να συμβούν κατά την διάρκεια της λειτουργίας κάποιου από τους δύο τύπους αντλιών είναι η απώλεια ηλεκτρισμού, η απώλεια της δυνατότητας ελέγχου της ταχύτητας με την οποία κινείται η αντλία, η απώλεια ελέγχου του ροόμετρου, η διάσπαση των σωληνών και η αναστροφή της ροής από λάθος. Πρέπει πάντα να υπάρχει η δυνατότητα χειροκίνητης λειτουργίας σε περιπτώσεις απώλειας της ηλεκτρικής τάσεως.

Φίλτρα και παγίδες φυσαλίδων:

Κατά την διάρκεια των καρδιακών επεμβάσεων τα κυκλώματα δημιουργούν αέρια και βιολογικά καθώς και μη βιολογικά εμβολικά υλικά. Αυτά τα μικροεμβολικά υλικά προκαλούν μεγάλο ποσοστό από την νοσηρότητα που συνδέεται με τις καρδιακές επεμβάσεις με την χρήση εξωσωματικής κυκλοφορίας. Τα αέρια μικροεμβολικά υλικά περιέχουν οξυγόνο ή άζωτο και μπορεί να εισέλθουν στο διάλυμα αρδεύσεως από πολλές πλευρές και να περάσουν μέσα από τα υπόλοιπα στοιχεία του συστήματος. Πιθανές πηγές εισόδου αερίων είναι οι βαλβίδες ελέγχου, τα σημεία λήψης δειγμάτων και ενέσεων, τα διαλύματα αρχικού όγκου (priming solutions) οι αρχικές διαδικασίες, τα ενδοφλέβια υγρά, οι οδοί αποσυμφορήσεως, διασπάσεις στο σύστημα αιματώσεως, χαλαρά ράμματα περιπάρεσης, ταχεία επαναθέρμανση του αίματος, οι οξυγονωτές, φλεβικά reservoirs με χαμηλά επίπεδα αρδεύσεως καθώς και από την ίδια της καρδιάς και τα μεγάλα αγγεία. Εκτός από χονδροειδή λάθη στον χειρισμό όλων αυτών έχει βρεθεί πως η φλεβική αναρρόφηση είναι η μεγαλύτερη πηγή αερίου εμβολικού υλικού στους οξυγονωτές μεμβράνης.

Πρόληψη και έλεγχος των μικροεμβολών:

Η χρήση οξυγονωτή μεμβράνης και φίλτρου στην αναρρόφηση περικαρδίου είναι οι βασικές αρχές στην αποφυγή εμβολικών επεισοδίων. Ελάττωση κατά το δυνατόν του αίματος που αναρροφάται απ εξωτερικές πηγές και η χρήση του vent κατά την διάνοιξη των καρδιακών κοιλοτήτων αποτελούν επίσης σημαντικούς μηχανισμούς πρόληψης εμβολών.

Επιπλοκές και αντιμετώπιση τους:

Απειλητικές για την ζωή επιπλοκές λαμβάνουν χώρα στο 0.4% έως 2.7% των επεμβάσεων με εξωσωματική κυκλοφορία και η επίπτωση σοβαρής βλάβης ή και θανάτου κυμαίνεται ανάμεσα στο 0.06% και 0.08%. Μαζική εμβολής αέρα, διαχωρισμός αορτής, μετακίνηση των κανουλών και πήξη μέσα στο κύκλωμα κατά την άρδευση είναι οι βασικές αιτίες σοβαρής βλάβης ή και θανάτου. Δυσλειτουργία του συστήματος ψύξης-θέρμανσης, του οξυγονωτή, των αντλιών και της ηλεκτρικής παροχής είναι οι πιο απειλητικές επιπλοκές που συνδέονται με τον εξοπλισμό.

Επιπλοκές σχετικά με την φλεβική έξοδο του αίματος και το κανουλάρισμα:

Οι συνηθέστερες είναι κολπικές αρρυθμίες, τρώση των κοίλων φλεβών και αιμορραγία, εμβολή αέρα, απόφραξη των καθετήρων και των κανουλών λόγω κακής θέσεως και αιφνίδια έξοδος των κανουλών. Η τοποθέτηση ραμμάτων και ταινιών γύρω από τα σημεία του κανουλαρίσματος μπορεί να προκαλέσει τρώση παρακείμενων αγγείων. Επίσης η χρήση πολλών καθετήρων στην περιοχή μπορεί να διαταράξει την σωστή καταμέτρηση σημαντικών παραμέτρων κατά την διάρκεια της επέμβασης. Κάθε ενδοκαρδιακός καθετήρας μπορεί να πιαστεί κατά λάθος από κάποιο ράμμα και να μην μπορεί να αφαιρεθεί μετά την ολοκλήρωση της επέμβασης. Κάθε σύνδεση ανάμεσα στην ατμόσφαιρα και στα σημεία εισόδου των κανουλών μπορεί να αποτελεί σημείο εισόδου αέρα και αιτία μικροεμβολισμού. Ακόμα και λανθασμένη τοποθέτηση ενός ράμματος μπορεί να αποφράξει μία από τις κοίλες φλέβες κατά το δέσιμο του.

Επιπλοκές κατά το κανουλάρισμα της ανιούσης αορτής:

Δύσκολη είσοδος, αιμορραγία, διάσχιση του αορτικού τοιχώματος, ενδοτοιχωματική ή λανθασμένη τοποθέτηση της κορυφής της κάνουλας, αθηρωματώδης εμβολή, αποτυχία αφαίρεσης του αέρα από την αρτηριακή γραμμή μετά την σύνδεση, κάκωση στο οπίσθιο τοίχωμα της αορτής, υψηλές πιέσεις στο κύκλωμα που υποδηλώνει απόφραξη στην ροή, ανεπαρκής ή υπερβολική εγκεφαλική ροή αίματος, αφαίρεση των κανουλών κατά λάθος και διαχωρισμός αορτής. Είναι πρωταρχικής σημασίας να ελέγχεται κάθε σημείο του συστήματος ανά πάσα στιγμή για επιπλοκές που σχετίζονται με τις κάνουλες.

4.2 Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα από τη χρήση της μηχανής

4.2.1 Πλεονεκτήματα

Η χρήση της μηχανής εξωσωματικής κυκλοφορίας επέτρεψε την διενέργεια επεμβάσεων ανοικτής καρδιάς μέσω της προσωρινής διακοπής της κυκλοφορίας και της διάνοιξης των καρδιακών κοιλοτήτων. Η μηχανή υποκατέστησε πρακτικά την καρδιακή και την αναπνευστική λειτουργία. Στην διάρκεια της επεμβάσεως είναι εφικτό να ρυθμίζονται μέσω της μηχανής όλοι οι κρίσιμοι αιμοδυναμικοί παράγοντες που είναι ικανοί να επηρεάσουν έναν οργανισμό και με τον τρόπο αυτό διασώζει τα ζωτικά όργανα μέχρι ο οργανισμός να αναλάβει την ικανότητα αντήσεως και αερισμού πλήρως χωρίς την ανάγκη μηχανικής υποστηρίξεως. Η μηχανή είναι ικανή να διατηρήσει την ζωή ενός ασθενούς μέχρι και για 15-20 ώρες συνεχώς ενώ σε ανάγκη μακρόχρονης υποστήριξης υπάρχουν ανάλογες μηχανές που στηρίζονται πρακτικά στην ίδια φιλοσοφία της περιστρεφόμενης αντλίας.

Η μηχανή μπορεί να χορηγήσει σε μεγάλες ποσότητες διαλύματα φαρμάκων, υγρά διαφόρων πυκνοτήτων, αίμα, ζεστά και ψυχρά διαλύματα υψηλού καλίου και να λάβει όλο το αίμα του ασθενούς μέσα της προκειμένου να κατέλθει ο ασθενής σε κατάσταση βαθιάς υποθερμίας και κυκλοφορικής παύσης.

Πρόσφατες κλινικές μελέτες έχουν δείξει ότι με τη χρήση της μηχανής παρατηρείται:

- Μικρότερη παραμονή στο νοσοκομείο
- Μικρότερη καταστροφή των έμμορφων συστατικών του αίματος με αποτέλεσμα λιγότερες διαταραχές πηκτικότητας. Η ανάγκη για μετάγγιση αίματος έχει μειωθεί στο 25%
- Μικρότερος χρόνος χειρουργείου και παραμονής στην Μονάδα Εντατικής Θεραπείας.

4.2.2 Μειονεκτήματα

Η μηχανή εξωσωματικής κυκλοφορίας είναι μια απόλυτα αξιόπιστη μηχανή ως προς την λειτουργίας της εφ' όσον έχουν λάβει χώρα όλα τα απαραίτητα σέρβις και αλλαγές κινητών μερών που προβλέπονται από την κατασκευάστρια εταιρεία. Οι συνηθέστερες επιπλοκές από την χρήση της μηχανής οφείλονται σε ανθρώπινο λάθος και σε κακή συντήρηση ή λειτουργία της κατά την διάρκεια της επέμβασης. Η εμβολή αίρα, θρόμβωση και ο διαχωρισμός από λάθος στην είσοδο των κανουλών αποτελούν τις πλέον συνηθισμένες επιπλοκές της εισόδου στην εξωσωματική κυκλοφορία.

Η ταχεία ψύξη και επαναθέρμανση του ασθενούς έχει συνδεθεί με μετουσίωση των πρωτεϊνών και με νευρολογική βλάβη σε ορισμένες κατηγορίες ασθενών. Επίσης η αυξημένη πίεση αίματος καθώς εισέρχεται μέσα στην αορτική κάνουλα έχει βρεθεί πως προκαλεί αύξηση των αντιστάσεων μέσα στην αορτή και τραυματισμό ενδοθηλίου, αιμοφόρων αγγείων εγκεφάλου και αιμοπεταλίων. Δυστυχώς οι επιπλοκές αυτές μπορούν να αποφευχθούν με σωστή χρήση των πιέσεων της μηχανής.

Στο μέλλον οι συνεχείς βελτιώσεις της μηχανής ενδέχεται να ελαχιστοποιούν τις επιπλοκές από την αυξημένη αντλητική δύναμη της μηχανής. Παρά το γεγονός πως έχουν σήμερα ανευρεθεί και τρόποι εκτέλεσης κάποιων από αυτές τις επεμβάσεις χωρίς την χρήση της μηχανής εξωσωματικής κυκλοφορίας, η αποτελεσματικότητά τους δεν είναι αυτή που θα όφειλε σε μεγάλες σειρές και συνεπώς η χρήση της μηχανής παρά τις όποιες επιπλοκές παραμένει στην πρώτη γραμμή της Ιατρικής τεχνολογίας.

Συμπερασματικά μπορούμε να καταλάβουμε πως η μηχανή εξωσωματικής κυκλοφορίας έχει προσφέρει πολλά στην ανθρωπότητα και ιδιαίτερα στην ιατρική και αυτό γιατί έχουν αποφευχθεί τόσο θάνατοι. Οι επεμβάσεις που πραγματοποιούνται είναι πολύ πιο εύκολες και για τους χειρουργούς αλλά και για τον ασθενή αφού το αίμα οξυγονώνεται κατά τη διάρκεια του χειρουργείου με ειδικά φίλτρα και ο ασθενής δε χρειάζεται κατά την ανάρρωση να κάνει μεταγγίσεις. Το αίμα του ασθενή επιστρέφει στη καρδιά, αφού διοχετεύεται μέσω σωλήνων στη μηχανή της εξωσωματικής κυκλοφορίας και επιστρέφει στις αρτηρίες ώστε να διατηρείται η κυκλοφορία..

Λογικό είναι η μηχανή να μην έχει παρουσιάσει κατά τα τελευταία χρόνια προβλήματα αφού η τεχνολογία έχει εξελιχθεί τόσο ώστε η παραμικρή δυσλειτουργία με ειδικούς χειρισμούς να φαίνεται ασήμαντη. Κάποια σφάλματα που παρατηρούνται στις μετρήσεις καθώς και στη πίεση του αίματος διορθώνονται με αλλαγές στα φίλτρα και στις αντλίες. Επιπλοκές που έχουν προκληθεί είναι συνήθως από σωλήνες που έχουν τοποθετηθεί στην αορτή και τα μεγάλα αγγεία με αυξημένο κίνδυνο αιμορραγίας ή και αποκόλλησης από το εσωτερικό τους προς τον εγκέφαλο δηλαδή αυξημένη πιθανότητα νευρολογικής βλάβης ή ακόμη και εγκεφαλικού επεισοδίου.

Σύμφωνα με επεμβάσεις που πραγματοποιούνται παγκοσμίως φαίνεται πως η θνησιμότητα έχει μειωθεί σχεδόν στο απόλυτο. Η μηχανή εξωσωματικής κυκλοφορίας καθόλη τη διάρκεια της έχει σώσει και θα συνεχίσει να δίνει ζωή σε εκατομμύρια ασθενείς. Είναι ένα απαραίτητο εργαλείο αφού χωρίς αυτό δε θα μπορούσαν να γίνουν πολλές επεμβάσεις.

Είναι γνωστό πως συνεχίζονται οι έρευνες και οι προσπάθειες που καταβάλλουν οι γιατροί μαζί με μηχανικούς – ερευνητές ώστε να βελτιώσουν τη μηχανή ακόμη περισσότερο για να είναι ακόμη πιο απλή η λειτουργία της χωρίς πιθανότητες επιπλοκών.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ - ΠΗΓΕΣ

- [1] Starr P. The Social Transformation of American Medicine. New York, NY: Basic Books Inc; 1982:343.
- [2] Gravlee GP, Davis RF, Utley JR. Cardiopulmonary Bypass: Principles and Practice. Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins; 2000:6.
- [3] Crafoord C, Nylin G. Congenital coarctation of the aorta and its surgical treatment. J Thorac Surg. 1945;14:347-361.
- [4] Lillehei CW, Varco RL, Cohen M, Warden HE, Patton RN, Moller JF. The first open heart repairs of ventricular septal defects, atrioventricular communis and tetralogy of Fallot using extracorporeal circulation by cross circulation: a 30-year follow-up. Ann Thorac Surg. 1986;41:4-21.
- [5] Dodrill FD, Hill E, Gerish RA. Temporary mechanical substitution for the left ventricle in man. JAMA. 1952;150:642-644
- [6] Kirklin JW. The middle 1950s and C. Walton Lillehei. J Thorac Cardiovasc Surg. 1989;98:822-824.
- [7] Wood H, Throckmorton A, Untaroiu A and Song X, "The medical physics of ventricular assist devices", Report on progress in physics, Volume 68, 2005.
- [8] Maslen E, Bearnson G, Allaire P, Baloh M, Hilton E, Noh M, Olsen D, Khanwilkar P and Long J, "Feedback Control Applications in Artificial Hearts", IEEE Control Systems, Volume 18/Issue 6, 1998
- [9] Lee J, Allaire P, Tao G, Decker J and Zhang X, "Experimental Study of Sliding Mode Control for a Benchmark Magnetic Bearing System and Artificial Heart Suspension", IEEE Transactions on Control Systems Technology, Volume 11/Issue 1, 2003
- [10] Tsoukalis A., Linear Peristaltic Pump, European Patent Office, 1993, Nr. 0560270/A2/A3/B1, p. 13.
- [11] Tsoukalis A., Linear Peristaltic Pump, European Patent Office, 1998, Nr. 0858812/A2/A3, p. 13.
- [12] Tsoukalis A., Linear Peristaltic Pump, United States Patent Office, 1999, Nr. 5980490, p. 13.
- [13] DeWall RA, Gott VL, Lillehei CW, Read RC, Varco RL, Warden HE. Total body perfusion for open cardiomy utilizing the bubble oxygenator: physiologic responses in man. J Thorac Cardiovasc Surg. 1956; 32:591- 603.
- [14] Lillehei CW, Varco RL, Cohen M, Warden HE, Patton RN, Moller JF. The first open heart repairs of ventricular septal defects, atrioventricular communis and tetralogy of Fallot using extracorporeal circulation by cross circulation: a 30-year follow-up. Ann Thorac Surg. 1986; 41:4-21.
- [15] Kirklin JW. The middle 1950s and C. Walton Lillehei. J Thorac Cardiovasc Surg. 1989;98:822-824.

- [16] Romaine-Davis A. John Gibbon and His Heart Lung Machine. Philadelphia, Pa: University of Pennsylvania Press; 1991:139.
- [17] Stoney WS. Pioneers of Cardiac Surgery. Nashville, Tenn: Vanderbilt University Press; 2008:292–293.
- [18] Berne RM, Cross FS, Hirose Y, Jones RD, Kay EB. Evaluation of a rotating disk-type reservoir oxygenator. Proc Soc Exp Biol Med. 1956; 93:210–214.
- [19] Wood H, Throckmorton A, Untaroiu A and Song X, “The medical physics of ventricular assist devices”, Report on progress in physics, Volume 68, 2005.
- [20] Maslen E, Bearnson G, Allaire P, Baloh M, Hilton E, Noh M, Olsen D, Khanwilkar P and Long J, “Feedback Control Applications in Artificial Hearts”, IEEE Control Systems, Volume 18/Issue 6, 1998
- [21] Lee J, Allaire P, Tao G, Decker J and Zhang X, “Experimental Study of Sliding Mode Control for a Benchmark Magnetic Bearing System and Artificial Heart Suspension”, IEEE Transactions on Control Systems Technology, Volume 11/Issue 1, 2003
- [22] Tsoukalis A., Linear Peristaltic Pump, European Patent Office, 1993, Nr. 0560270/A2/A3/B1, p. 13.
- [23] Tsoukalis A., Linear Peristaltic Pump, European Patent Office, 1998, Nr. 0858812/A2/A3, p. 13.
- [24] Tsoukalis A., Linear Peristaltic Pump, United States Patent Office, 1999, Nr. 5980490, p. 13.
- [25] Hyman O. E., Moubayd A. M., Wilson L. L., Two-cycle Peristaltic Pump with Occlusion Detector, United States Patent Office, 1993, Nr. 5217355, p. 12.
- [26] Hyman O. E., Moubayd A. M., Two-cycle Peristaltic Pump with Occlusion Detector, European Patent Office, 1993, Nr. 526962/A1/B1, p. 18.
- [27] <http://www.devicelink.com/mddi/archive/99/11/003.html>
- [28] <http://www.reedlink.com/SingleArticle~ContentId~59939~pub~MD.html>
- [29] Μαθιουλάκης Δ. Σ., Τεχνικές μετρήσεις ρευστομηχανικών μεγεθών, ΕΜΠ, Αθήνα 2005.
- [30] Σιμόπουλος Σ.Ε., Μετρήσεις τεχνικών μεγεθών, Β' έκδοση, ΕΜΠ, Αθήνα 1989.
- [31] Εργαστηριακές Ασκήσεις Φυσικής, Τόμος Ι, ΕΜΠ – Εκδόσεις Συμμετρία, Αθήνα 1999.
- [32] Μπεργελές Γ., Παπαντώνης Δ., Τσαγγάρης Σ., Τεχνικές μετρήσεις ρευστομηχανικών μεγεθών, Εκδόσεις Συμμετρίας, Αθήνα 1998.