

**ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ  
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΤΟΜΕΑΣ ΡΕΥΣΤΩΝ  
ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΙΩΑΝΝΗΣ ΑΝΑΓΝΩΣΤΟΠΟΥΛΟΣ**

**ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΥΠΟΣΤΗΡΙΞΗ ΚΑΡΔΙΑΣ**

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ ΣΠΟΥΔΑΣΤΗ  
ΑΓΝΑΝΤΗ ΔΗΜΗΤΡΙΟΥ**

**ΑΘΗΝΑ 2010**



## **Περίληψη**

Η ανθρώπινη καρδιά, συμπεριφέρεται ως μια υδραυλική αντλία που η λειτουργία της περιλαμβάνει κυκλικές εναλλαγές πίεσης και όγκου. Το κυκλοφορικό σύστημα, είναι ένα αυτορρυθμιζόμενο υδραυλικό σύστημα, στο οποίο η παροχή της αντλίας (καρδιά) μεταβάλλεται έτσι, ώστε η πίεση του μέσου (αίμα) στην έξοδο (αορτή) να παραμένει σταθερή.

Στην εργασία αυτή αρχικά εξετάζεται η φυσιολογία της καρδιάς, η λειτουργία της ως αντλίας, αλλά και βασικά στοιχεία αιμοδυναμικής. Στην συνέχεια εξετάζεται η παθοφυσιολογία της καρδιακής ανεπάρκειας, οι μορφές της και τα αίτια της. Η συνδρομή της Μηχανολογίας στο πρόβλημα της πάσχουσας καρδιάς, οδήγησε στην ανάπτυξη διαφόρων τύπων συσκευών υποστήριξης της κυκλοφορίας. Παρουσιάζουμε αναλυτικά όλα τα είδη των συσκευών αυτών, από τον ενδοαορτική αντλία αντιώθησης με ασκό, τις σφυγμικές και μη σφυγμικές, συνεχούς ροής αντλίες, έως και τις ολικά εμφυτεύσιμες τεχνητές καρδιές. Ιδιαίτερη αναφορά γίνεται στα υλικά κατασκευής των αντλιών (βιο-υλικά) και στην σπουδαιότητά τους. Στο τελευταίο κεφάλαιο, επικεντρωθήκαμε στις περιστροφικές φυγόκεντρες αντλίες, με πτερωτές αξονικής, μικτής και ακτινικής ροής. Αναζητήσαμε στην βιβλιογραφία και παρουσιάσαμε αναφορές που παρουσιάζουν την υπολογιστική δυναμική των ρευστών (CFD), μια αριθμητική μέθοδο υπολογισμού και σχεδιασμού αντλιών. Παρουσιάσαμε επίσης πειραματικές αντλίες, αλλά και καινοτόμες ιδέες, που κύριο στόχο έχουν την βελτίωση σχεδιασμού των αντλιών, έτσι ώστε να μειωθούν σημαντικά τα κυριότερα προβλήματα που παρουσιάζουν οι περιστροφικές αντλίες: την δημιουργία θρόμβων και την αιμόλυση.

## **Abstract**

The human heart, is treated as a hydraulic pump, in which the operation includes circular transitions of pressure and volume. The human Circulatory System is a self-regulatory hydraulic system, in which the supply of the pump (heart) is changed so that the pressure of the medium (blood) in the output (aorta) remains constant. In this study, at first we examined the physiology of the heart, it's operation as a pump, but also haemodynamic basics. Then, we examined the pathophysiologic state of heart failure, it's forms and causes. The contribution of Mechanical Engineering to the problem of heart failure, led to the development of various types of circulation assist devices. We introduced all kinds of devices in detail, from the inta aortic balloon pump, pulsatile pumps, non-pulsatile continuous flow pumps, up to the implantable total artificial hearts. Special reference is made to the pump construction materials (bio-materials) and their importance. In the last chapter, we focus on the rotary turbo pumps, with axial- flow, mixed-flow and centrifugal type impellers. We looked in the bibliography and have presented reports referring to computational fluid dynamics (CFD), a numerical method of calculation and design of pumps. We have also presented experimental pumps and innovative ideas that main objective has been to improve the design of the pumps, in order to significantly reduce the main problems of the rotary pumps: the thrombus formation and haemolysis.





## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

### ► Εισαγωγή

### ► Κεφάλαιο 1: Περιγραφή λειτουργίας του κυκλοφορικού συστήματος- Βασικά στοιχεία της φυσιολογίας της καρδιάς

- 1.1 Η ανατομία της καρδιάς
- 1.2 Κυκλοφορικό σύστημα
- 1.3 Η καρδιά ως αντλία
  - 1.3.1 Περιγραφή των κόλπων και των κοιλιών
  - 1.3.2 Ηλεκτροφυσιολογία της καρδιάς – Σύστημα παραγωγής και αγωγής των διεγέρσεων
  - 1.3.3 Δυναμικά ενέργειας στον καρδιακό μυ
  - 1.3.4 Ηλεκτροκαρδιογράφημα
  - 1.3.5 Καρδιακός κύκλος
  - 1.3.6 Λειτουργία των κόλπων ως αντλίες
  - 1.3.7 Λειτουργία των κοιλιών ως αντλίες
  - 1.3.8 Λειτουργία των καρδιακών βαλβίδων
- 1.4 Καρδιακή παροχή-καρδιακή συχνότητα-όγκος παλμού
- 1.5 Καρδιακός ρυθμός
- 1.6 Το έργο της καρδιάς – Απόδοση – Εφεδρεία
- 1.7 Αγγειακή φυσιολογία και Μηχανική
  - 1.7.1 Αιμοδυναμική
  - 1.7.2 Το αίμα ως ρευστό
  - 1.7.3 Η κυκλοφορία στα τριχοειδή

### ► Κεφάλαιο 2: Καρδιακή Ανεπάρκεια

- 2.1 Εισαγωγικά σχόλια
- 2.2 Επιδημιολογία
- 2.3 Μορφές καρδιακής ανεπάρκειας
- 2.4 Αίτια
- 2.5 Παθοφυσιολογικοί μηχανισμοί
- 2.6 Αριστερή καρδιακή ανεπάρκεια
- 2.7 Δεξιά καρδιακή ανεπάρκεια

### ► Κεφάλαιο 3: Μηχανικές Μέθοδοι αντιμετώπισης καρδιακής ανεπάρκειας

- 3.1 Επιλογή της αντλίας υποστήριξης
- 3.2 Αρχές λειτουργίας των συσκευών μηχανικής υποστήριξης καρδιάς
- 3.3 Είδη αντλιών καρδιακής υποστήριξης
- 3.4 Υλικά κατασκευής
- 3.5 Κλινικές επιπλοκές
- 3.6. Η ελληνική εμπειρία στην χρήση μηχανικών μέσων υποστήριξης της κυκλοφορίας.

## ►Κεφάλαιο 4: Σχεδιασμός Φυγόκεντρων αντλιών καρδιάς

4.1 Εισαγωγή

4.2 Απαιτούμενη απόδοση

4.3 Επιλογή αντλιών

4.4 Φυγόκεντρικές αντλίες

4.5 Έρευνα σχεδιασμού αντλιών

4.5.1 Υπολογιστική δυναμική ρευστών: αριθμητική μέθοδος υπολογισμού και σχεδίασης αντλιών

4.5.2 Πειραματικές αντλίες- Σχεδιαστικές καινοτομίες

## **Εισαγωγή**

Η καρδιακή ανεπάρκεια αποτελεί ένα σύνδρομο με σημαντική νοσηρότητα και θνησιμότητα. Τις τελευταίες δεκαετίες παρουσιάζει σταθερά αυξανόμενη επίπτωση, η οποία, σε συνδυασμό με την ανεπαρκή προσφορά καρδιακών μοσχευμάτων, καθιστά επιτακτική την ανεύρεση και εφαρμογή νέων θεραπευτικών μεθόδων. Από τα στοιχεία των ερευνών, στις Ηνωμένες Πολιτείες της Αμερικής μόνον, περίπου πέντε εκατομμύρια άνθρωποι υποφέρουν από καρδιακή ανεπάρκεια, με περισσότερες από 550.000 περιπτώσεις να προστίθενται κάθε χρόνο.

Υπάρχουν 50.000 με 150.000 ασθενείς που παρά την εντατική κλινική θεραπεία, παραμένουν συμπτωματικοί, με αποτέλεσμα τις συχνές εισαγωγές σε νοσοκομεία. Διεθνώς περίπου 5.000 ασθενείς λαμβάνουν καρδιακό μόσχευμα κάθε χρόνο. Ο συνολικός αριθμός μεταμοσχεύσεων, περιορίζεται όμως από την συμβατότητα του δότη.

Η μηχανική υποστήριξη του ανεπαρκούς μυοκαρδίου με ειδικού τύπου συσκευές, έχει τύχει καθολικής αποδοχής, ως εναλλακτική μορφή θεραπείας της νόσου. Μεταξύ των συσκευών αυτών συγκαταλέγονται ο ενδαορτικός ασκός, οι συσκευές μηχανικής υποστήριξης των κοιλιών και η τεχνητή καρδιά.

Στην παρούσα εργασία, αρχικά παρουσιάζεται η φυσιολογία της καρδιάς από μηχανικής και υδροδυναμικής απόψεως, όπως και βασικά στοιχεία αιμοδυναμικής και αιμορρολογίας, που εξετάζουν το αίμα ως μη νευτώννιο ρευστό και τις βασικές έννοιες της ροής του στα αγγεία (Κεφάλαιο1). Κατόπιν παρουσιάζουμε την παθοφυσιολογία της καρδιακής ανεπάρκειας, που είναι το πρόβλημα που καλείται να αντιμετωπιστεί με μηχανικό τρόπο (Κεφάλαιο 2). Στα επόμενα κεφάλαια (Κεφάλαια 3,4) παρουσιάζουμε την μεθοδολογία της μηχανικής υποστήριξης της καρδιάς μέσω αντλιών. Παρουσιάζονται όλοι οι τύποι των αντλιών που χρησιμοποιούνται σήμερα και μέσω της βιβλιογραφίας δίνεται η δυνατότητα στον

αναγνώστη να ανατρέξει σε μια ποικιλία προτεινόμενων σχεδίων και καινοτόμων ιδεών. Γίνεται επιλεκτική αναφορά στις ευρύτερα χρησιμοποιούμενες και πλέον αντιπροσωπευτικές εμφυτευόμενες αντλίες υποστήριξης της αριστερής κοιλίας, ενώ γίνεται και αναφορά στην ολική τεχνητή καρδιά. Οι συσκευές αυτές αναλαμβάνουν το εξωθητικό έργο της καρδιάς και στοχεύουν στην διασφάλιση επαρκούς ιστικής αιμάτωσης. Η μηχανική υποστήριξη χρησιμοποιείται κυρίως ως «γέφυρα για μεταμόσχευση», ως «γέφυρα για ανάνηψη» και ως μέσο μόνιμης υποκατάστασης της καρδιακής λειτουργίας. Η χρήση της ως «γέφυρας για μεταμόσχευση», φαίνεται να υποσκελίζεται από την προοπτική της «γέφυρας για ανάνηψη».

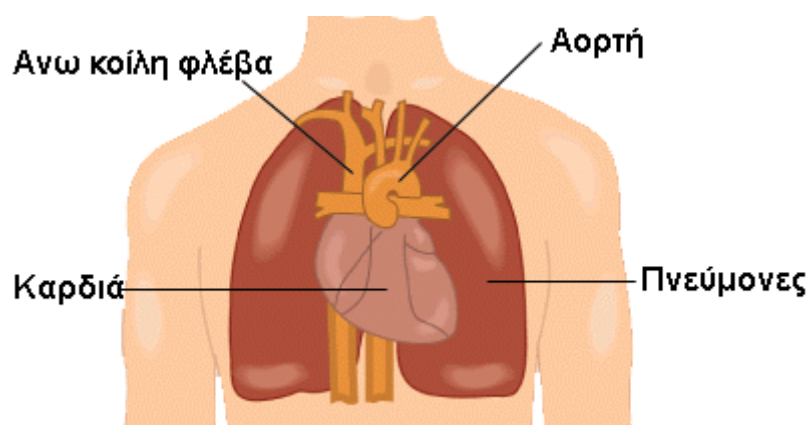
Οι βασικές απαιτήσεις στον σχεδιασμό των αντλιών, είναι αφενός μεν, να αποδίδουν σταθερή παροχή και συγκεκριμένο ολικό ύψος, που είναι απαραίτητα για την σωστή αιμάτωση των ιστών του σώματος, αφετέρου δε, η ροή αλλά και τα υλικά που θα χρησιμοποιηθούν να είναι τέτοια που να αποφεύγεται κατά το δυνατόν η αιμόλυση και η δημιουργία θρόμβων.

Οι έρευνες των τελευταίων ετών, συγκλίνουν στο ότι η μηχανική υποστήριξη επάγει μια λιγότερο παθολογική κατάσταση και βελτιώνει την καρδιακή λειτουργία, αναστρέφοντας το φαινόμενο της καρδιακής ανεπάρκειας. Προσπαθώντας να αντιμετωπίσουμε τις επιπλοκές που εμφανίζονται κατά την μηχανική υποστήριξη της καρδιάς, βελτιώνουμε συνεχώς τον σχεδιασμό των αντλιών, αλλά και ολόκληρου του μηχανισμού και κυρίως ανοίγουμε νέα κεφάλαια στην κατανόηση της παθοφυσιολογίας και κατ' επέκταση στην θεραπευτική αντιμετώπιση της καρδιακής ανεπάρκειας.

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΤΟΥ ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ- ΒΑΣΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΤΗΣ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ**

### **1.1 Η ανατομία της καρδιάς**

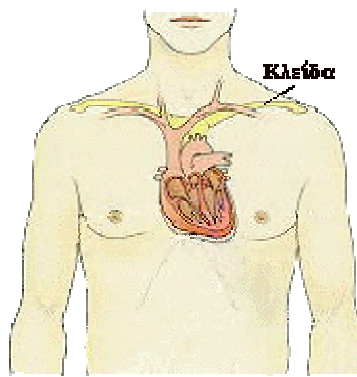
Η καρδιά, είναι το κεντρικό όργανο της κυκλοφορίας. Είναι ένα κοίλο μυώδες όργανο, που δέχεται το αίμα που προέρχεται από τις φλέβες και το ωθεί προς τις αρτηρίες. Η καρδιά βρίσκεται μέσα στη θωρακική κοιλότητα ανάμεσα στους δύο πνεύμονες.



Εικόνα 1-1: Θέση και σχήμα της καρδιάς

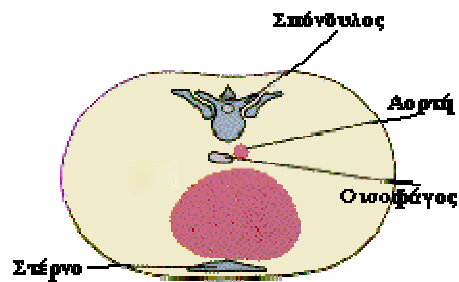
Το σχήμα της καρδιάς είναι αυτό της ανεστραμμένης πυραμίδας με την κορυφή προς τα κάτω και αριστερά και την βάση προς τα πάνω. (εικόνα 1-1)

Όπως φαίνεται στις εικόνες 1-2 και 1-3, βρίσκεται τοποθετημένη στο μεσοθωράκιο όπου κάθετα στο διάφραγμα ευρισκόμενη κατά τα 2/3 αριστερά της μέσης γραμμής και κατά το 1/3 δεξιά. Βρίσκεται πίσω από το σώμα του στέρνου και τους πλευρικούς χόνδρους των 3ης- 6ης πλευράς. Στο πίσω μέρος αντιστοιχεί στους 6ο-9<sup>ο</sup> θωρακικούς σπονδύλους.



ΕΙΚΟΝΑ 1-2: Θέση της καρδιάς

Η βάση της καρδιάς αντιστοιχεί στο επίπεδο των τρίτων στερνοχονδρικών διαρθρώσεων. Η κορυφή της καρδιάς αντιστοιχεί στην θέση της καρδιακής ώσης δηλαδή στο 5ο αριστερό μεσοπλεύριο διάστημα επί της μεσοκλειδικής γραμμής.



Εικόνα 1-3: Θέση της καρδιάς σε εγκάρσια τομή

Το χρώμα της καρδιάς είναι βαθύ ερυθρό, αλλά η ομοιομορφία του χρώματος διακόπτεται από κίτρινες ραβδώσεις οι οποίες οφείλονται στη συσσώρευση λίπους.

Ο όγκος της καρδιάς ποικίλει στα διάφορα άτομα. Οι διαστάσεις της στον ενήλικα είναι κατά μέσον όρο οι εξής:

Μήκος: 98 χιλιοστά.

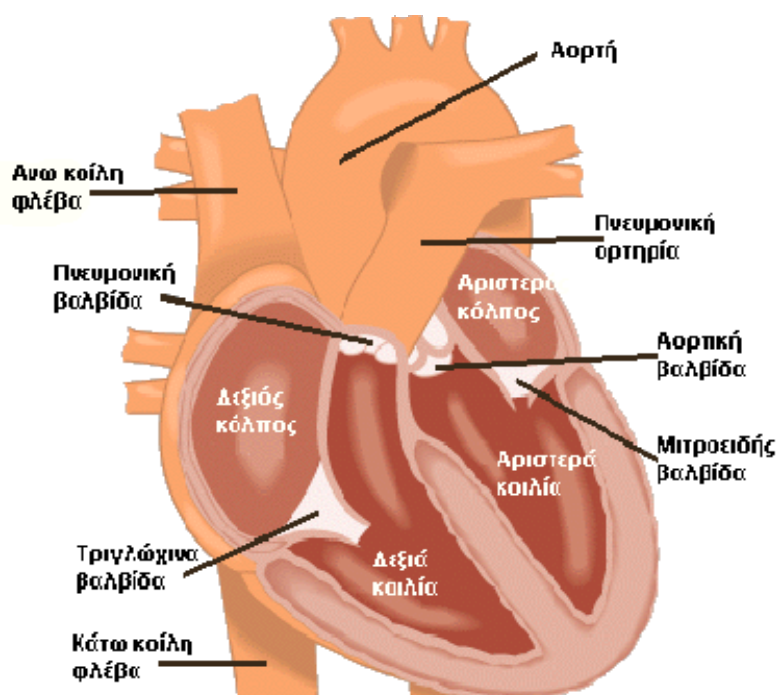
Πλάτος: 105 χιλιοστά.

Περιφέρεια: 230 χιλιοστά.

Το βάρος της φθάνει τα 275 περίπου γραμμάρια. Η καρδιά της γυναίκας έχει διαστάσεις μικρότερες από του άνδρα κατά 5-10 χιλιοστά και ζυγίζει 5-10 γραμμάρια λιγότερο.

Εσωτερικά η καρδιά διαιρείται σε δύο τμήματα, ένα δεξιό και ένα αριστερό, τα οποία χωρίζονται μεταξύ τους με ένα μυώδες διάφραγμα που ονομάζεται μεσοκοιλιακό διάφραγμα. Καθένα από τα τμήματα αυτά αποτελείται από δύο κοιλότητες: την επάνω, που λέγεται **κόλπος** και την κάτω, που λέγεται **κοιλία**. Ο κόλπος και η κοιλία συγκοινωνούν μεταξύ τους με το **κολποκοιλιακό στόμιο**. Η καρδιά λοιπόν χωρίζεται σε τέσσερες κοιλότητες: τον **αριστερό κόλπο** και την **αριστερά κοιλία**, τον **δεξιό κόλπο** και τη **δεξιά κοιλία**. (εικόνα 1-4)

Ενώ ο κόλπος και η κοιλία της ίδιας πλευράς επικοινωνούν μεταξύ τους, δεν υπάρχει καμιά επικοινωνία με τις κοιλότητες της άλλης πλευράς δηλαδή το αίμα του αριστερού τμήματος της καρδιάς δεν ανακατώνεται με το αίμα του δεξιού τμήματος.



Εικόνα 1-4: Τα μέρη της καρδιάς

Η καρδιά περιβάλλεται από ένα υμένα από δύο φύλλα, το **περικάρδιο**, ενώ οι εσωτερικές της κοιλότητες καλύπτονται από μια

λεπτή μεμβράνη, το **ενδοκάριο**. Ανάμεσα στο περικάρδιο και ενδοκάριο βρίσκεται το παχύτερο τοίχωμα της καρδιάς που ονομάζεται **μυοκάριο** και αποτελείται από δυνατές γραμμωτές μυϊκές ίνες.

Οι **γραμμωτές μυϊκές ίνες** χαρακτηρίζουν τούς μύες που εξαρτώνται από τη θέλησή μας. Οι μύες των χεριών και των ποδιών λόγου χάρη, τους οποίους ο άνθρωπος κινεί σύμφωνα με την επιθυμία του είναι γραμμωτοί. Οι μύες που δεν υπόκεινται στη θέλησή μας (όπως λ.χ. εκείνοι των σπλάχνων) είναι λείοι.

Ο καρδιακός μυς, λοιπόν, αποτελεί εξαίρεση γιατί παρόλο που η λειτουργία του δεν εξαρτάται από τη θέλησή μας, αποτελείται ωστόσο από γραμμωτές μυϊκές ίνες. Ένα άλλο χαρακτηριστικό του καρδιακού μυός είναι ότι, αποτελείται από πολλές συνενωμένες μυϊκές ίνες. Έτσι δημιουργείται ή εντύπωση ότι η καρδιά είναι ένας μοναδικός μυς και όχι ένα σύνολο από ανεξάρτητες μυϊκές ίνες, όπως συμβαίνει σε όλους τους μύς.

Μέσα στο μυοκάριο βρίσκονται τέσσερις ινώδεις δακτύλιοι, που αποτελούν τον ινώδη σκελετό της καρδιάς. Όπως έχουμε αναφέρει, ο καρδιακός μυς περιβάλλεται από ένα ινώδη θύλακα, που λέγεται περικάρδιο και που δεν εφάπτεται σταθερά στο μυοκάριο. Το περικάρδιο αποτελείται από δύο πέταλα το περισπλάγγνιο, που εφάπτεται στο μυοκάριο και το περίτονο, που καλύπτει εξωτερικά το προηγούμενο πέταλο. Ανάμεσα στα δυο πέταλα του περικαρδίου υπάρχει ένας χώρος, η περικαρδιακή κοιλότητα. Η κοιλότητα του περικαρδίου επιτρέπει στο μυοκάριο να διαστέλλεται και να συστέλλεται ελευθέρα.

Στις καρδιακές κοιλότητες, το ενδοκάριο αναδιπλώνεται ανάμεσα στον κόλπο και την κοιλία και σχηματίζει τις κολποκοιλιακές

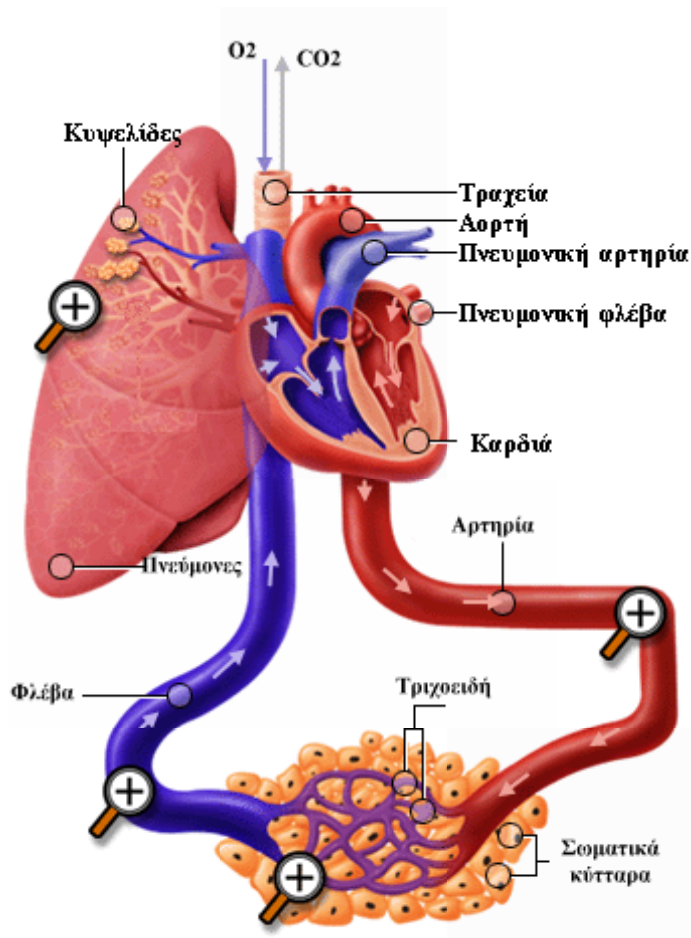


βαλβίδες. Κατά τον ίδιο τρόπο ανάμεσα στις κοιλίες και τις αρτηρίες (πνευμονική και αορτή) το ενδοκάρδιο αναδιπλώνεται και πάλι για να σχηματίσει τις μηνοειδείς βαλβίδες.

## **1.2 Κυκλοφορικό σύστημα**

Στο σημείο αυτό, θα δούμε πως κυκλοφορεί το αίμα στη καρδιά, θα περιγράψουμε δηλαδή το κυκλοφορικό σύστημα. (εικόνα 1-5) Το φλεβικό αίμα, που παραλαμβάνει τις άχρηστες ουσίες από τα κύτταρα του ανθρώπινου οργανισμού, συγκεντρώνεται στην κάτω και την άνω κοίλη φλέβα οι οποίες εκβάλλουν χωριστά ή καθεμιά στο δεξιό κόλπο. Από τον δεξιό κόλπο το αίμα περνά στη δεξιά κοιλία και από εκεί στην πνευμονική αρτηρία ή οποία και το μεταφέρει στους πνεύμονες (**μικρή κυκλοφορία**). Εδώ το αίμα αποβάλλει το διοξείδιο του άνθρακα και εμπλουτίζεται με οξυγόνο. Έτσι από φλεβικό γίνεται αρτηριακό, και μέσω των πνευμονικών φλεβών επιστρέφει στον αριστερό κόλπο και κατεβαίνει στην αριστερά κοιλία.

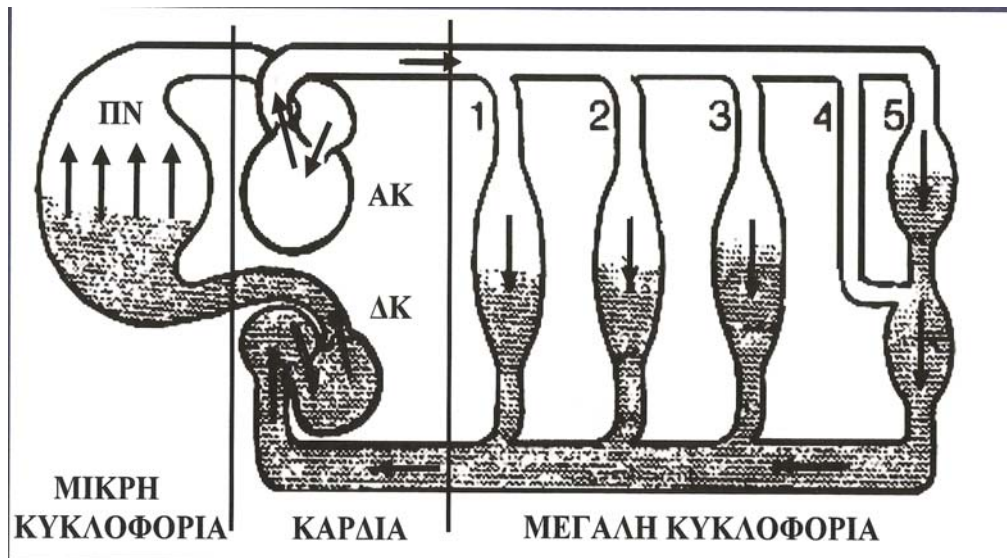
Από εδώ, μέσω της αορτής, μεταφέρεται σε ολόκληρο το σώμα (**μεγάλη κυκλοφορία**) αφήνοντας το οξυγόνο και τις θρεπτικές ουσίες και παραλαμβάνοντας τα άχρηστα προϊόντα και το διοξείδιο του άνθρακα. Γίνεται δηλαδή ή ανταλλαγή της ύλης. Έπειτα το αίμα επιστρέφει σαν φλεβικό στις φλέβες και συγκεντρώνεται τελικά στην άνω και την κάτω κοίλη φλέβα. Και ο κύκλος αρχίζει και πάλι.



Εικόνα 1-5: Μικρή και μεγάλη κυκλοφορία

Άρα λοιπόν, από μηχανικής πλευράς, μπορούμε να πούμε ότι, το κυκλοφορικό σύστημα αποτελείται από δύο συστήματα αγγείων που συνδέονται σε σειρά. (σχήμα 1-6). Το σύστημα μεγάλης κυκλοφορίας αποτελείται από σημαντικό αριθμό παρακυκλωμάτων που συνδέονται παράλληλα μεταξύ τους. Το ποσό του αίματος που κατανέμεται σε αυτά, είναι ανάλογο της αντίστασης του συνόλου των αρτηριών, που αποτελούν το παρακύκλωμα.

Το σύστημα μικρής κυκλοφορίας, αποτελεί ενιαίο κύκλωμα που παρεμβάλλεται σε σειρά μεταξύ του τέλους και της αρχής της μεγάλης κυκλοφορίας. Από το σύστημα διέρχεται ολόκληρο το ποσό του αίματος που εκτοξεύεται στην καρδιά.



Σχήμα 1-6: Συστήματα αγγείων κυκλοφορικού συστήματος

Το εύρος και η ταχύτητα ροής του αίματος μεταβάλλεται στα διάφορα τμήματα της κυκλοφορίας. Στα τριχοειδή της μεγάλης κυκλοφορίας η διατομή είναι 800 φορές μεγαλύτερη από την διατομή της αορτής στην αρχή της μεγάλης κυκλοφορίας, ενώ η εκβολή των φλεβών στον δεξιό κόλπο είναι διπλάσια από αυτή της αορτής.

Η μέγιστη ταχύτητα ροής παρατηρείται στην αορτή και η ελάχιστη στα τριχοειδή. Μετά τα τριχοειδή, η ταχύτητα αυξάνεται και κατά την εκβολή των φλεβών στον δεξιό κόλπο, η ταχύτητα ροής είναι μισή από αυτή που παρατηρείται στην αορτή.

### 1.3 Η καρδιά ως αντλία

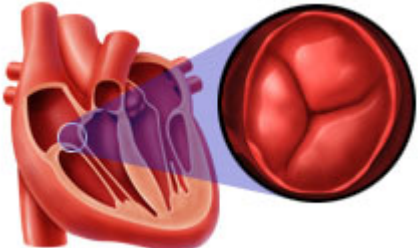
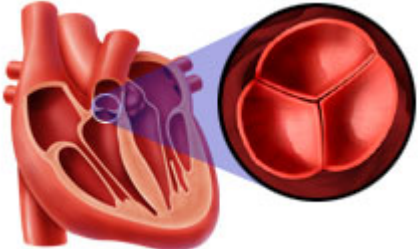
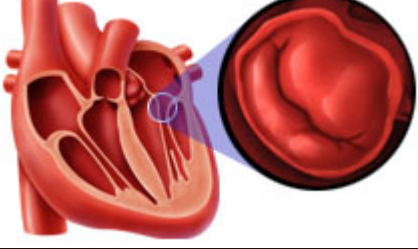
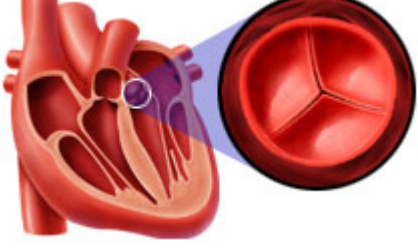
#### 1.3.1 Περιγραφή των κόλπων και των κοιλιών

Θα εξετάσουμε τώρα με συντομία και ξεχωριστά τις τέσσερις κοιλότητες της καρδιάς.

#### A) Δεξιός κόλπος

Δέχεται την άνω κοίλη φλέβα που μεταφέρει στη καρδιά το αίμα από το κεφάλι και τα άνω άκρα, καθώς και την κάτω κοίλη φλέβα, που μεταφέρει το αίμα από το κάτω τμήμα του σώματος. Ο

δεξιός κόλπος συγκοινωνεί με τη δεξιά κοιλία μέσω του δεξιού κολποκοιλιακού στομίου. Εκεί υπάρχει η δεξιά κολποκοιλιακή βαλβίδα που ονομάζεται και **τριγλώχινα** επειδή αποτελείται από τρία τριγωνικά βαλβιδικά τμήματα (γλωχίνες). Η λειτουργία της βαλβίδας είναι να επιτρέπει τη δίοδο του αίματος από τον κόλπο στην κοιλία και να εμποδίζει την επαναφορά του αίματος από την κοιλία στον κόλπο. Το φυσιολογικό εμβαδόν της είναι 6-7cm<sup>2</sup>. Είναι η μεγαλύτερη βαλβίδα του σώματος. (εικόνα 1-7)

	<p><b>Τριγλώχινα βαλβίδα</b></p>
	<p><b>Πνευμονική βαλβίδα</b></p>
	<p><b>Μιτροειδής βαλβίδα</b></p>
	<p><b>Αορτική βαλβίδα</b></p>
<p>Εικόνα 1-7: Οι τέσσερες βαλβίδες της καρδιάς</p>	

## **Β) Δεξιά κοιλία**

Δέχεται το αίμα από τον δεξιό κόλπο μέσω τριγλώχινας βαλβίδας. Από την δεξιά κοιλία αρχίζει η πνευμονική αρτηρία η οποία μεταφέρει το αίμα στους πνεύμονες. Η δεξιά κοιλία και η πνευμονική αρτηρία επικοινωνούν μέσω της **πνευμονικής βαλβίδας** (εικόνα 1-7) η οποία εμποδίζει το αίμα να επιστρέψει από την πνευμονική αρτηρία στην δεξιά κοιλία. Το πάχος της δεξιάς κοιλίας είναι περί τα 3mm.

## **Γ) Αριστερός κόλπος**

Δέχεται το αίμα από τις τέσσερις πνευμονικές φλέβες και επικοινωνεί με την αριστερά κοιλία μέσω του αριστερού κολποκοιλιακού στομίου. Και στο σημείο αυτό υπάρχει μια βαλβίδα, η **μιτροειδής βαλβίδα** (εικόνα 1-7) όπως ονομάζεται, που αποτελείται από δύο μόνο τριγωνικά βαλβιδικά τμήματα. Η βαλβίδα αυτή λέγεται μιτροειδής επειδή έχει σχήμα επισκοπικής ανεστραμμένης μίτρας. Το φυσιολογικό εμβαδόν της είναι 5-6 cm<sup>2</sup>.

## **Δ) Αριστερά κοιλία**

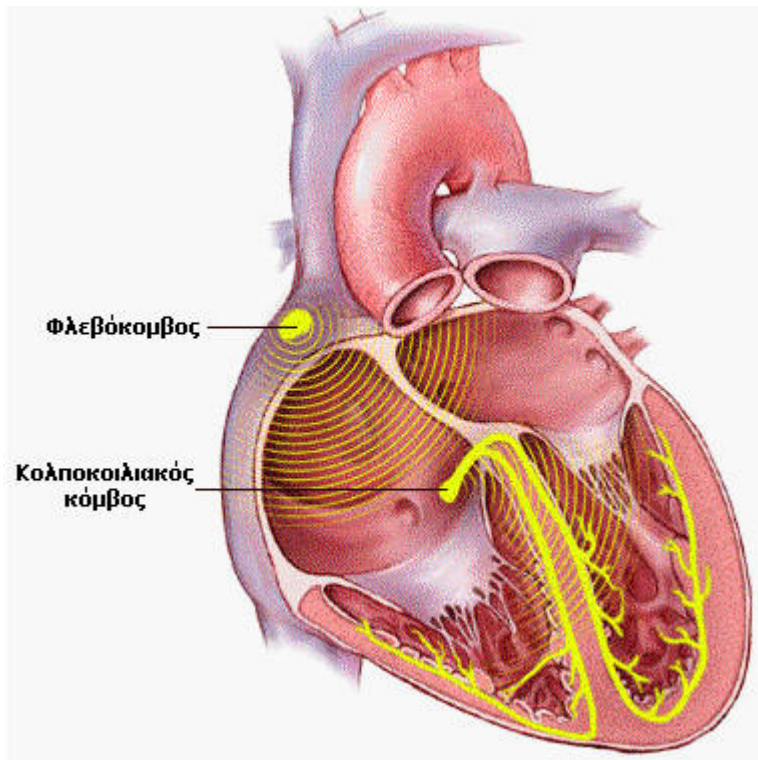
Δέχεται το αίμα από τον αριστερό κόλπο μέσω της μιτροειδούς βαλβίδας. Από την αριστερά κοιλία αρχίζει η μεγαλύτερη αρτηρία του ανθρώπινου οργανισμού, η αορτή. Το στόμιο της αορτής κλείνει και αυτό όπως και της πνευμονικής με μια βαλβίδα, που ονομάζεται **αορτική βαλβίδα** (εικόνα 1-7) και επιτελεί την ίδια λειτουργία με την βαλβίδα της πνευμονικής αρτηρίας, δηλ. εμποδίζει την επιστροφή του αίματος από την αορτή στην κοιλία. Το πάχος της αριστερής κοιλίας είναι περί τα 9-10mm. Η αορτική και η πνευμονική βαλβίδα, λέγονται και μηννοειδείς βαλβίδες. Το εμβαδόν και των δύο αυτών βαλβίδων είναι 4-5 cm<sup>2</sup>.

### **1.3.2. Ηλεκτροφυσιολογία της καρδιάς- Σύστημα παραγωγής και αγωγής των διεγέρσεων.**

Η καρδιά χαρακτηρίζεται από την ικανότητα να συστέλλεται χωρίς εξωτερικό ερέθισμα, που να προέρχεται από άλλα όργανα, χάρη στην ύπαρξη ειδικού ηλεκτρικού συστήματος (ερεθισματοαγωγό σύστημα της καρδιάς). Η βηματοδοτική λειτουργία της καρδιάς, διαδραματίζει τρεις σημαντικούς ρόλους: κάνει, την καρδιά να χτυπά αυθόρμητα, ρυθμίζει την καρδιακή συχνότητα και μεταφέρει το ηλεκτρικό σήμα στις κοιλίες με κάθε καρδιακό παλμό, μέσω ειδικών οδών. Μια υγιής καρδιά χτυπά με συχνότητα περίπου 60 έως 100 παλμών ανά λεπτό, σε ηρεμία.

Ο «αυτοματισμός» της καρδιάς, οφείλεται στην παρουσία ειδικού συστήματος από μυϊκές ίνες του μυοκαρδίου, που παράγουν κατά περιοδικά διαστήματα ερέθισμα που μεταφέρεται από τους κόλπους στις κοιλίες και εξασφαλίζει την αλληλουχία διέγερσης-συστολής. Το σύστημα αποτελείται από δύο τμήματα: **το φλεβοκομβικό και το κολποκοιλιακό** (εικόνα 1-8). Το φλεβοκομβικό τμήμα αποτελείται από μυϊκές ίνες, που συνιστούν τον κόμβο των Keith-Flack (φλεβόκομβος ή πρωτεύον κέντρο παραγωγής διεγέρσεων ή βηματοδότης της καρδιάς). Το κολποκοιλιακό τμήμα αποτελείται από μυϊκές ίνες ειδικής μορφής και περιλαμβάνει:

- α. τον κόμβο Aschoff-Tawara (δευτερεύον κέντρο, ή κολποκοιλιακός κόμβος)
- β. το δεμάτιο του His
- γ. τα σκέλη του δεματίου, δεξιό και αριστερό, που αποτελούν τη συνέχεια του δεματίου
- δ. τα σκέλη διακλαδίζονται (ίνες του Purkinje) και καταλήγουν μέσα στο μυοκάρδιο των δύο κοιλιών.



Εικόνα 1-8: Θέση φλεβόκομβου και κολποκοιλιακού κόμβου

### **Ο φλεβόκομβος**

Το ερέθισμα στην καρδιά φυσιολογικά παράγεται από τον φλεβόκομβο. Ο φλεβόκομβος εντοπίζεται στη συμβολή του δεξιού κόλπου και της άνω κοίλης φλέβας. Συνιστά ένα σύνολο κυττάρων που σχηματίζουν την πρωτογενή ηλεκτρική γεννήτρια (βηματοδότη) της καρδιάς. Κάθε καρδιακός παλμός ξεκινά στο φλεβόκομβο και πυροδοτεί μια αλυσιδωτή ηλεκτρική αντίδραση που διαχέει το σήμα και στους δύο κόλπους, με αποτέλεσμα την κολπική σύσπαση. Το ηλεκτρικό σήμα μεταβιβάζεται στη συνέχεια στον κολποκοιλιακό κόμβο.

### **Ο κολποκοιλιακός κόμβος**

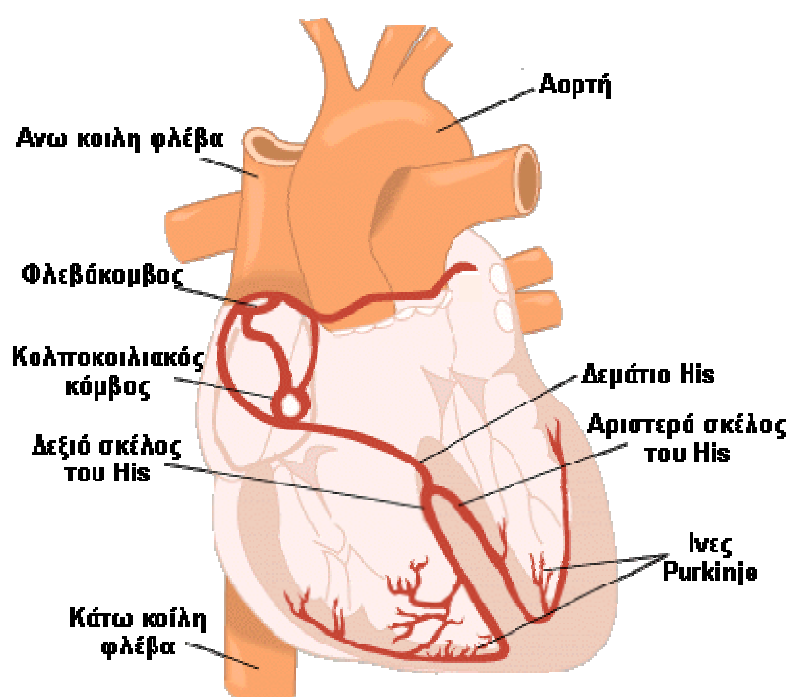
Η ηλεκτρική ώση μεταβιβάζεται από τους κόλπους σε μια ζώνη που βρίσκεται στη δεξιά οπίσθια θέση του μεσοκολπικού διαφράγματος. Η ζώνη αυτή ονομάζεται κολποκοιλιακός κόμβος και είναι το μοναδικό

σημείο ηλεκτρικής σύνδεσης κόλπων και κοιλιών. Ο κολποκοιλιακός κόμβος λειτουργεί ως θύρα ελέγχου του ηλεκτρικού σήματος μεταξύ του φλεβόκομβου και των οδών αγωγής των κοιλιών, προκειμένου να εξασφαλίζει το σωστό χρόνο μετάδοσης της ηλεκτρικής ώσης για την πυροδότηση της κοιλιακής σύσπασης. Ουσιαστικά το ερέθισμα καθυστερεί για λίγο μέσα στον κολποκοιλιακό κόμβο και μετά μέσω του δεματίου του His διαχέεται στις κοιλίες για να τις διεγείρει.

### **Δεμάτιο του His**

Το ηλεκτρικό σήμα μετά τον κολποκοιλιακό κόμβο, μεταφέρεται μέσω του ειδικού ερεθισματοαγωγού ιστού των κοιλιών, που ονομάζεται δεμάτιο του His στις κοιλίες.

Το δεμάτιο του His είναι συνέχεια του κολποκοιλιακού κόμβου και πορεύεται υπενδοκαρδιακά στο μεσοκοιλιακό διάφραγμα σαν κοινό στέλεχος που στην συνέχεια διακλαδίζεται σε δύο σκέλη το αριστερό και το δεξιό σκέλος έτσι ώστε να προκαλεί ηλεκτρική διέγερση και στις δύο κοιλίες. Το αριστερό σκέλος χωρίζεται περιφερικότερα σε πρόσθιο και οπίσθιο ημισκέλος. (εικόνα 1-9)



Εικόνα 1-9: Δεμάτιο του His- Ίνες του Purkinje



Ο ερεθισμός έστω και μιας κολπικής μυϊκής ίνας οδηγεί στην εξάπλωση του δυναμικού ενέργειας σε όλη τη μυϊκή μάζα των κόλπων (αντίστοιχα και για τις κοιλίες). Αν το κολποκοιλιακό δεμάτιο είναι ανέπαφο, το δυναμικό ενέργειας διέρχεται επίσης από τους κόλπους στις κοιλίες.

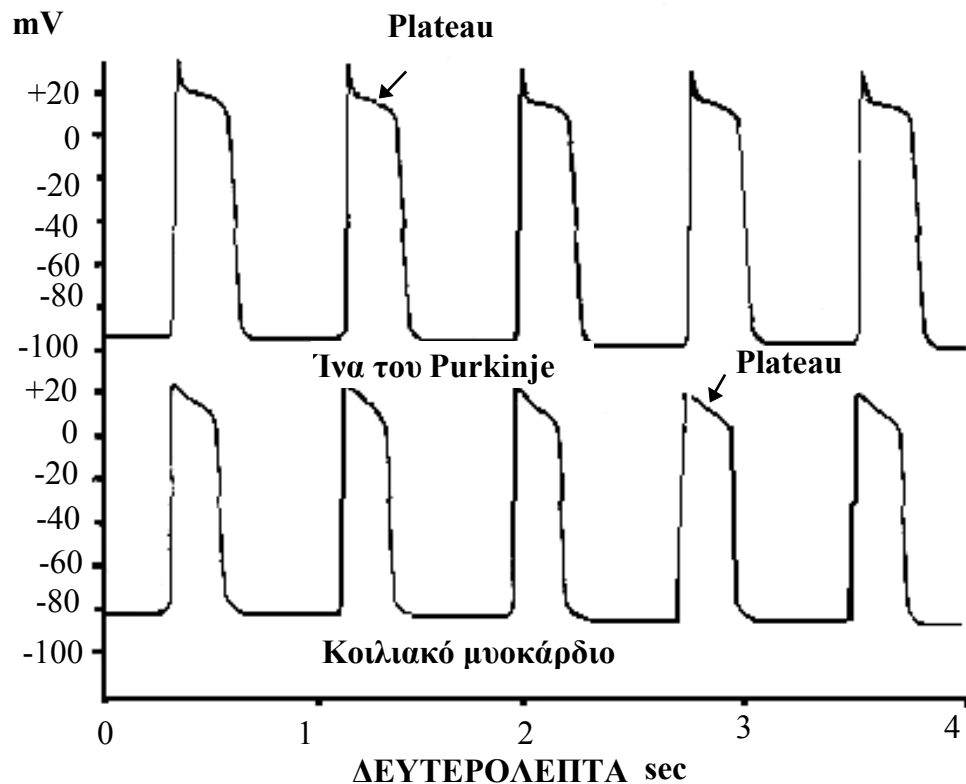
Εξαιτίας της σύνδεσης μεταξύ των μυϊκών ινών του μυοκαρδίου, ο **νόμος του «όλου ή ουδενός»** εφαρμόζεται για ολόκληρο το λειτουργικό συγκύτιο της καρδιάς (ανεξάρτητα από την ένταση του ερεθίσματος).

### **1.3.3 Δυναμικά Ενέργειας στο Καρδιακό Μυ**

Το δυναμικό ηρεμίας της κυτταρικής μεμβράνης είναι περίπου -85 ως -95 mV και κατά προσέγγιση -90 έως -100 mV στις εξειδικευμένες ίνες αγωγής Purkinje. Το δυναμικό ηρεμίας οφείλεται στη διαφορετική διαβατότητα της κυτταρικής μεμβράνης σε ιόντα K<sup>+</sup> και Na<sup>+</sup>. Κατά την επίδραση ερεθισμάτων έχουμε πρόσκαιρη αύξηση της διαβατότητας για τα Na<sup>+</sup> με αποτέλεσμα την πρόσκαιρη αναστροφή του δυναμικού (αναστροφή της ηλεκτρικής διπλοστοιβάδας). Το δυναμικό ενέργειας φτάνει στα +20 mV.

Η μεμβράνη μένει σε κατάσταση **εκπόλωσης** (ηλεκτρικής διέγερσης) επί 0.15sec στο κολπικό μυοκάρδιο και επί 0.3sec στο κοιλιακό μυοκάρδιο. Έτσι εμφανίζεται ένα χαρακτηριστικό επίπεδο (**plateau**). Ακολουθεί απότομη επαναπόλωση. (διάγραμμα 1-10)

Η ταχύτητα αγωγής του δυναμικού ενέργειας στις κολπικές και στις κοιλιακές μυϊκές ίνες είναι περίπου 0.3-0.5m/sec. Η διάρκεια δυναμικού ενέργειας είναι 10-30 φορές μεγαλύτερη από ότι στους σκελετικούς μυς.



Διάγραμμα 1-10: Δυναμικά ενέργειας στον καρδιακό μυ

### **Ανερέθιστη Περίοδος**

Κατά το χρονικό διάστημα της αναστροφής της ηλεκτρικής διπολοστοιβάδας, το μυοκάρδιο (και οι άλλοι διεγέρσιμοι ιστοί, ο νευρικός και ο μυϊκός) βρίσκονται σε μη διεγέρσιμη κατάσταση, που λέγεται ανερέθιστη περίοδος

Το πρώτο μέρος του χρονικού αυτού διαστήματος χαρακτηρίζεται σαν **απόλυτη ανερέθιστη περίοδος** γιατί κανένα ερέθισμα δεν μπορεί να προκαλέσει διέγερση του μυοκαρδίου.

Στο τελευταίο μέρος της ανερέθιστης περιόδου, ισχυρά ερεθίσματα μπορούν να προκαλέσουν διέγερση και γι' αυτό το διάστημα αυτό χαρακτηρίζεται σαν **σχετική ανερέθιστη περίοδος**.

Η φυσιολογική ανερέθιστη περίοδος των κοιλιών είναι 0.25-0.30 sec, όση περίπου είναι και η διάρκεια του δυναμικού ενέργειας. Τα τελευταία 0.05 sec αντιστοιχούν στη σχετική ανερέθιστη περίοδο. Η ανερέθιστη περίοδος του κοιλιακού μυοκαρδίου διαρκεί πολύ

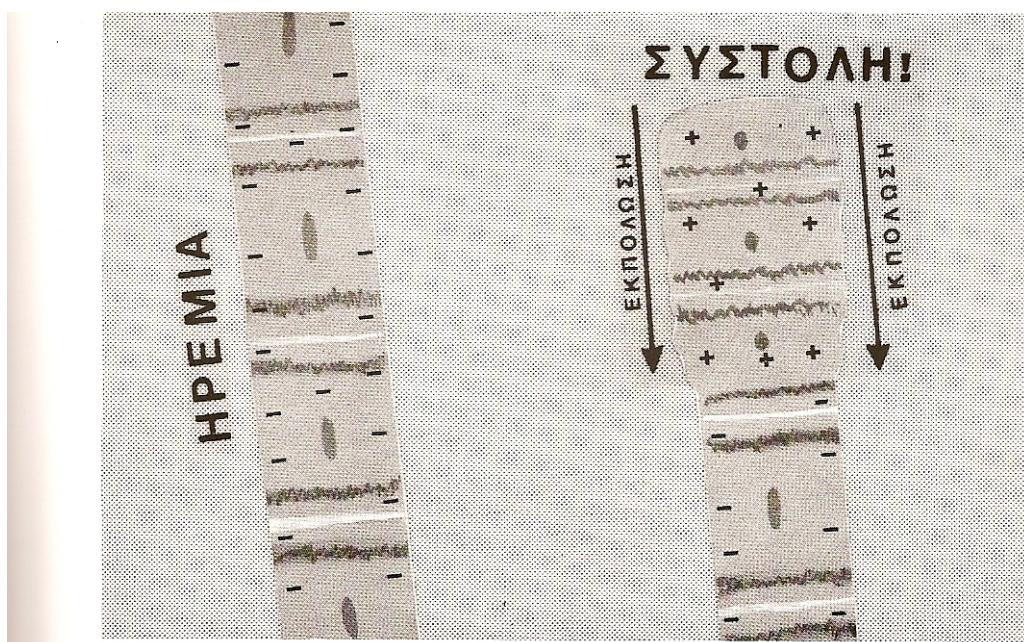
λιγότερο από ότι στις κοιλίες (περίπου 0.15sec). Επομένως, η ρυθμική ταχύτητα συστολής των κόλπων μπορεί να είναι πολύ μεγαλύτερη από ότι των κοιλιών (σε παθολογικές περιπτώσεις).

#### 1.3.4 Ηλεκτροκαρδιογράφημα

Συνήθως χρησιμοποιούμε τα αρχικά ΗΚΓ ως συντομογραφία του όρου ηλεκτροκαρδιογράφημα. Σε ξενόγλωσσες δημοσιεύσεις, χρησιμοποιείται η συντομογραφία EKG ή ECG.

Το ΗΚΓ παρέχει χρήσιμες πληροφορίες για την καρδιακή λειτουργία (ηλεκτρικά δυναμικά ενεργείας) και καταγράφεται επί γραφικής ταινίας. Το ΗΚΓ δίνει επίσης πληροφορίες, για τις φάσεις παύλας και ανανήψεως της καρδιάς.

Όπως φαίνεται στην εικόνα 1-11, κατά την ηρεμία, οι καρδιακές μυϊκές ίνες είναι **πολωμένες**. Στο εσωτερικό τους είναι αρνητικά φορτισμένες. Για την ακρίβεια, οι καρδιακές μυϊκές ίνες, σε ηρεμία, είναι φορτισμένες αρνητικά προς το εσωτερικό της κυτταρικής μεμβράνης και θετικά προς την εξωτερική επιφάνεια, αλλά για λόγους απλότητας των εκφράσεων παίρνουμε υπ' όψιν μόνο το εσωτερικό τους.

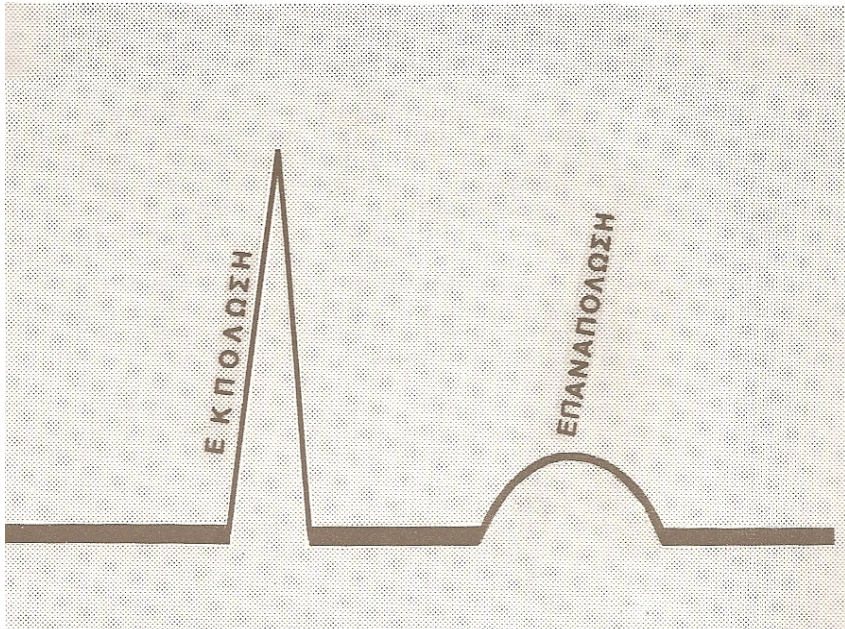


Εικόνα 1-11: Πόλωση και εκπόλωση καρδιακών μυϊκών ινών

Το εσωτερικό λοιπόν των καρδιακών ινών, φορτίζεται θετικά κατά την διέγερση προς συστολή. Η ηλεκτρική διέγερση των ινών, ονομάζεται **εκπόλωση** και αποτέλεσμα αυτής είναι η συστολή των καρδιακών μυϊκών ινών. Αυτή η εκπόλωση μπορεί να θεωρηθεί σαν προϊόν κύμα θετικών φορτίων. Η ηλεκτρική διέγερση εκπολώσεως, προκαλεί προοδευτική συστολή των μυοκαρδιακών ινών, καθώς το κύμα θετικών φορτίων προχωρεί μέσα στις μυϊκές ίνες.

Κατά την διάρκεια της **επαναπόλωσης**, οι ίνες του μυοκαρδίου επαναφορτίζονται αρνητικά. Η επαναπόλωση, παριστά ένα καθαρώς ηλεκτρικό φαινόμενο. Οι μυοκαρδιακές ίνες παραμένουν μηχανικώς σε ηρεμία κατά την διάρκεια αυτής της ηλεκτρικής δραστηριότητας.

Η διέγερση του μυοκαρδίου (εκπόλωση) και η φάση της αποκαταστάσεως (επαναπόλωση), καταγράφονται όπως φαίνεται παρακάτω στο ηλεκτροκαρδιογράφημα. (εικόνα 1-12)



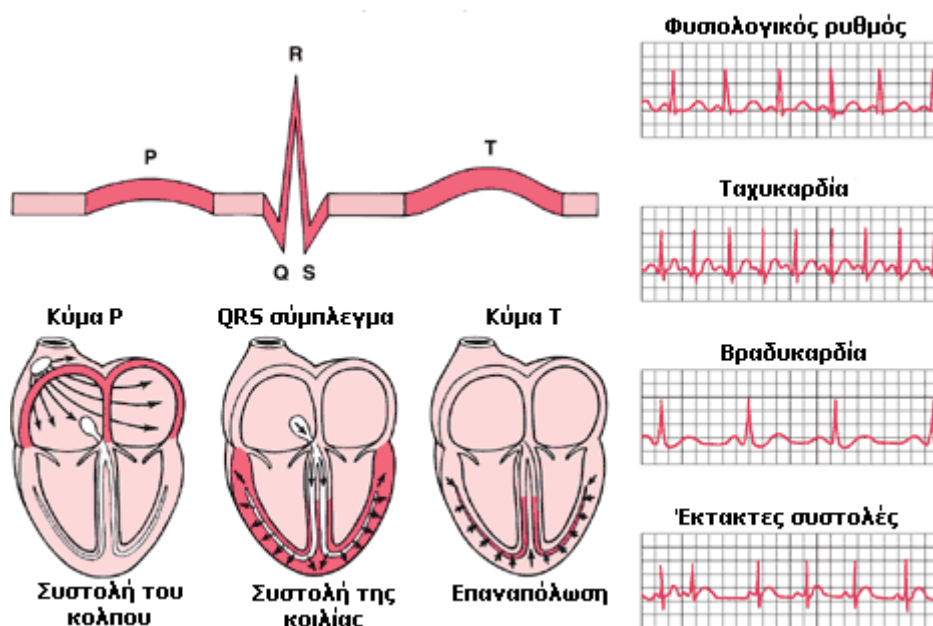
Εικόνα 1-12: Ηλεκτροκαρδιογράφημα

Η καταγραφή αυτή, όπως φαίνεται στην εικόνα 1-12, γίνεται ως εξής: κατά την επέκταση του οδεύοντος θετικού κύματος



εκπολώσεως, μικρό μέρος των ηλεκτρικών ρευμάτων που διατρέχουν τους ιστούς, φτάνει μέχρι την επιφάνεια του σώματος. Εάν τοποθετηθούν ηλεκτρόδια πάνω στο δέρμα από τη μια και την άλλη πλευρά της καρδιάς, καθίσταται δυνατή η καταγραφή των ηλεκτρικών δυναμικών που παράγονται από αυτή. Φυσιολογικά το πρώτο ηλεκτρικό δυναμικό της καρδιάς παράγεται στον φλεβόκομβο. Αυτό διαχέεται μετά στους κόλπους και γίνεται η συστολή αυτών. Μετά περνά τον κολποκοιλιακό κόμβο (AV-κόμβο), όπου παρατηρείται μια καθυστέρηση 1/10 του δευτερολέπτου. Αυτή η καθυστέρηση, επιτρέπει στο αίμα να εισέλθει στις κοιλίες. Κατόπιν, το δυναμικό διαχέεται στις κοιλίες, μέσω του αριστερού και δεξιού σκέλους του His και γίνεται η συστολή των κοιλιών.

Το φυσιολογικό ηλεκτροκαρδιογράφημα αποτελείται από ένα έπαρμα (κύμα) P, ένα «σύμπλεγμα» QRS και ένα έπαρμα (κύμα) T (εικόνα 1-13). Το έπαρμα P προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την εκπόλωση (συστολή) των κόλπων, ενώ το σύμπλεγμα QRS προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την εκπόλωση (συστολή) των κοιλιών, δηλαδή,



Εικόνα 1-13: Ηλεκτροκαρδιογράφημα και φάσεις της καρδιάς

κατά την επέκταση της εκπόλωσης στο μυοκάρδιο των κοιλιών. Το σύμπλεγμα QRS συνήθως αποτελείται από τρία διαφορετικά επάρματα, το έπαρμα Q, το έπαρμα R και το έπαρμα S. Το έπαρμα T προκαλείται από ηλεκτρικά ρεύματα τα οποία παράγονται κατά την ανάνηψη των κοιλιών από την κατάσταση της εκπόλωσης (έπαρμα επαναπόλωσης). Η διεργασία αυτή επιτελείται στο μυοκάρδιο των κοιλιών 0,25 ως 0,35 sec μετά την εκπόλωση.



Εικόνα 1-14: Ηλεκτροκαρδιογράφος

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα γίνεται με ειδικό μηχάνημα που ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφος (εικόνα 1-14). Πρόκειται για είναι ένα ευαίσθητο βολτόμετρο που καταγράφει μέσω ηλεκτροδίων τις διαφορές δυναμικού στην επιφάνεια του σώματος που προκύπτουν κατά την λειτουργία της καρδιάς. Αποτελείται από μια κεντρική μονάδα και ένα καλώδιο με 10 ηλεκτρόδια τα οποία συνδέονται στο σώμα του εξεταζόμενου. Τα 4 πρώτα συνδέονται από ένα στα χέρια και στα πόδια και τα υπόλοιπα 6 μπροστά στο θώρακα.

### **Ηλεκτροκαρδιογραφικό χαρτί**

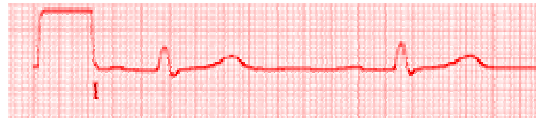
Το ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφεται από την ακίδα του ηλεκτροκαρδιογράφου πάνω σε ένα μιλιμετρέ χαρτί με ταχύτητα καταγραφής συνήθως 25mm/sec (εικόνα 1-15). Μερικές φορές η καταγραφή μπορεί να γίνει με μεγαλύτερες ή μικρότερες ταχύτητες.



Ταχύτητα = 25 mm/sec



Ταχύτητα = 50 mm/sec  
Ευαισθησία 1mV = 10 mm



Ταχύτητα = 100 mm/sec

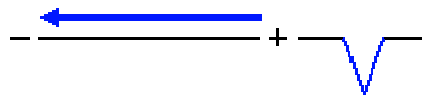
Εικόνα 1-15: Ηλεκτροκαρδιογραφικό χαρτί

Οριζόντια το ηλεκτροκαρδιογραφικό χαρτί αντιστοιχεί σε χρόνο, ενώ κάθετα σε δυναμικό. Όταν το κύμα εκπόλωσης οδεύει από το αρνητικό προς το θετικό ηλεκτρόδιο του ηλεκτροκαρδιογράφου, η γραφίδα κινείται προς τα πάνω και καταγράφει θετική απόκλιση (εικόνα 1-16).



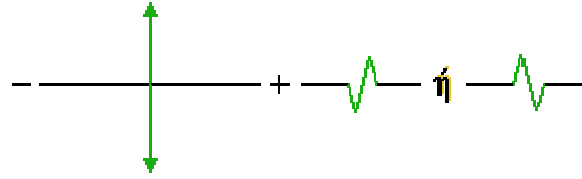
Εικόνα 1-16: Θετική απόκλιση γραφίδας

Όταν το κύμα της εκπόλωσης οδεύει από το θετικό προς το αρνητικό ηλεκτρόδιο, η κίνηση της γραφίδας είναι προς τα κάτω (εικόνα 1-17)



Εικόνα 1-17: Αρνητική απόκλιση γραφίδας

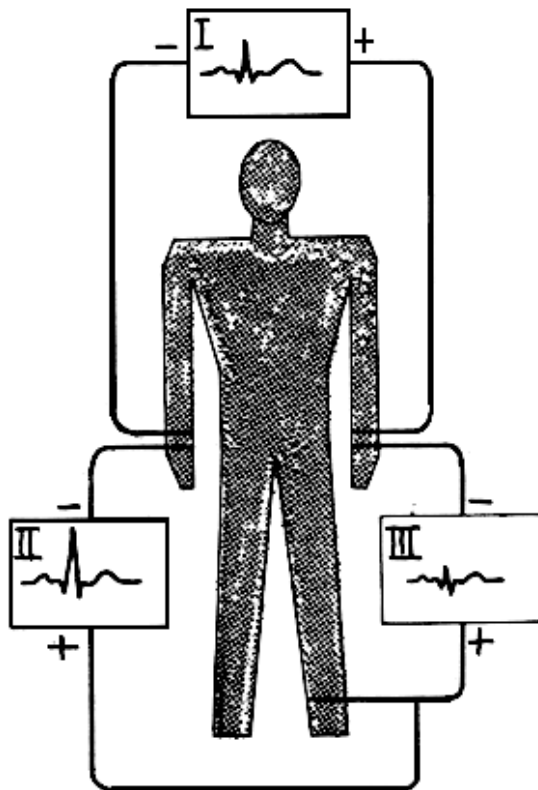
Όταν το κύμα εκπόλωσης επεκτείνεται κάθετα προς μια απαγωγή θα καταγραφεί διφασική απόκλιση (εικόνα 1-18).



Εικόνα 1-18: Διφασική απόκλιση γραφίδας

Η θέση που τοποθετούνται τα ηλεκτρόδια, καθώς και ο τρόπος της σύνδεσής τους με τον ηλεκτροκαρδιογράφο, λέγεται **απαγωγή**. Χρησιμοποιούνται δύο ειδών απαγωγές: οι διπολικές και οι μονοπολικές. Διπολικές απαγωγές (D) είναι τρεις: Οι I, II και III.

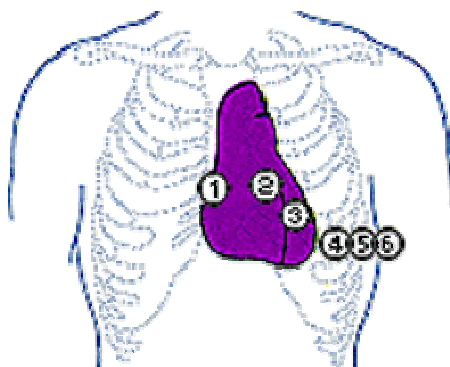
Η απαγωγή I λαμβάνεται με την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στο δεξιό και στο αριστερό άνω άκρο, η II στο δεξιό άνω και στο αριστερό κάτω άκρο και η III στο αριστερό άνω και στο αριστερό κάτω άκρο. Εκτός από τις απαγωγές αυτές χρησιμοποιούνται και οι ενισχυμένες απαγωγές των άκρων (aVR, aVL και aVF), όπου aVR το δεξιό άνω άκρο θετικό, aVL το αριστερό άνω άκρο θετικό και aVF το αριστερό κάτω άκρο θετικό (εικόνα 1-19).



Εικόνα 1-19: Απαγωγές I,II,III



Οι μονοπολικές ή προκάρδιες απαγωγές λαμβάνονται με ηλεκτρόδιο που τοποθετείται στην προκάρδια χώρα (πρόσθια επιφάνεια του θώρακος) και τοποθετούνται αλληλοδιάδοχα σε 6 ειδικές θέσεις, (V1-V6) ενώ στη δεύτερη είσοδο του ηλεκτροκαρδιογράφου φέρεται καλώδιο (ηλεκτρόδιο Wilson) που συνδέει τα τρία ηλεκτρόδια των άκρων μεταξύ τους (εικόνα 1-20).



Εικόνα 1-20: Οι θέσεις των προκαρδίων απαγωγών

Με τις τρεις κλασσικές διπολικές απαγωγές και με τις τρεις ενισχυμένες απαγωγές των άκρων καταγράφονται τα δυναμικά όπως προβάλλονται σε κατά μέτωπο επίπεδο, ενώ με τις προκάρδιες απαγωγές, τα δυναμικά καταγράφονται όπως προβάλλονται πάνω σε οριζόντιο εγκάρσιο επίπεδο στο ύψος της καρδιάς.

### **Χρησιμότητα ηλεκτροκαρδιογραφήματος**

Με το ΗΚΓ καθορίζονται: Η διάρκεια του καρδιακού παλμού και από αυτή η συχνότητα της καρδιακής λειτουργίας και οι μεταβολές της, καθώς και όλες οι μορφές της αρρυθμίας, οι διαταραχές της αγωγής (μερικός και ολικός αποκλεισμός, αποκλεισμός σκέλους κ.λπ.), η παρουσία εκτάκτων συστολών, καθώς και η θέση παραγωγής του ερεθίσματος που τις προκαλεί.

Με το ΗΚΓ αναγνωρίζονται: Οι υπερτροφίες των κόλπων και των κοιλιών, διάφορες τοξικές επιδράσεις στο μυοκάρδιο, διαταραχές του ασβεστίου και του καλίου του αίματος, καθώς και η ανοξία του

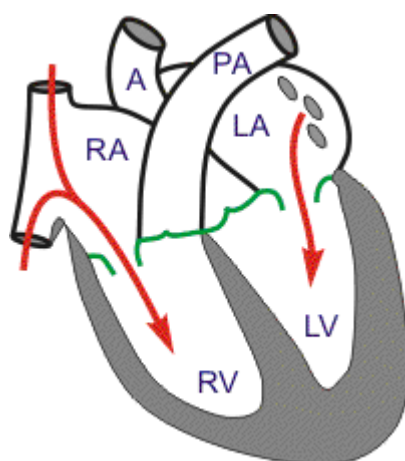
μυοκαρδίου στο σύνολό του είτε και σε τμήματά του (έμφραγμα του μυοκαρδίου).

### 1.3.5 Καρδιακός κύκλος

Η καρδιά χαρακτηρίζεται ως υδραυλική αντλία που η λειτουργία της περιλαμβάνει κυκλικές εναλλαγές πίεσης και όγκου. Κάθε κύκλος λειτουργίας της καρδιάς ολοκληρώνεται σε 5 φάσεις.

#### Φάση 1η: Παθητική πλήρωση

Όλα τα μέρη του καρδιακού μυός βρίσκονται σε χάλαση (διαστολή). Η κολποκοιλιακή βαλβίδα είναι ανοιχτή ενώ ο αριστερός κόλπος και η αριστερή κοιλία γεμίζουν με αίμα από τις πνευμονικές φλέβες. (εικόνα 1-21). Οι πιέσεις μέσα στον κόλπο και την κοιλία είναι ίδιες με την κεντρική φλεβική πίεση. Η πίεση μέσα στην αορτή είναι κατά πολύ υψηλότερη από εκείνη της αριστερής κοιλίας, έτσι ώστε η αορτική βαλβίδα είναι κλειστή. Η πίεση μέσα στην αορτή μειώνεται καθώς το αίμα, που είχε εξωθηθεί κατά τον προηγούμενο καρδιακό κύκλο, μετακινείται προς τα μικρότερα αγγεία της συστηματικής κυκλοφορίας.

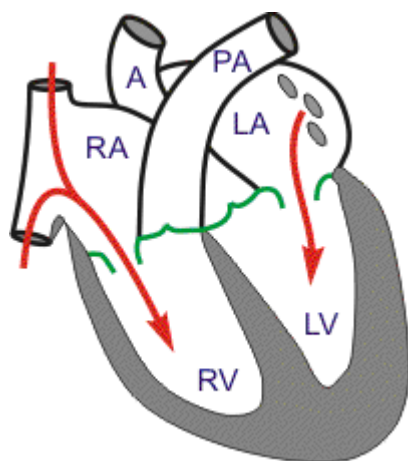


Εικόνα 1-21: Φάση I- Παθητική πλήρωση

#### Φάση 2η: Συστολή των κόλπων

Η συστολή του κόλπου συμβάλλει στην πλήρωση της αριστερής κοιλίας με ποσοστό 30% του συνολικού όγκου αίματος

που εισέρχεται παθητικά στην αριστερή κοιλία κατά τη διαστολή και αυξάνοντας κατά πολλά mmHg την πίεση του αίματος μέσα στην κοιλία στην **τελοδιαστολή** (εικόνα 1-22). Διατεινόμενη έτσι η αριστερά κοιλία στιγμιαία, μπορεί να επιτελέσει μεγαλύτερο έργο, βάσει του νόμου του Starling: Το έργο της συστολής αυξάνει με τη διάταση κατά τη διαστολή. Ισοδύναμες έννοιες προς το έργο είναι η αναπτυσσόμενη αρτηριακή πίεση και ο όγκος παλμού. Ισοδύναμες έννοιες προς τη διαστολική διάταση είναι η διάμετρος ή ο όγκος ή η πίεση κατά την τελοδιαστολή. Η καθυστερημένη αγωγή του δυναμικού ενέργειας μέσω του κολποκοιλιακού κόμβου επιτρέπει ώστε η ολοκλήρωση της κολπικής συστολής να γίνει προτού ενεργοποιηθεί η αριστερή κοιλία.

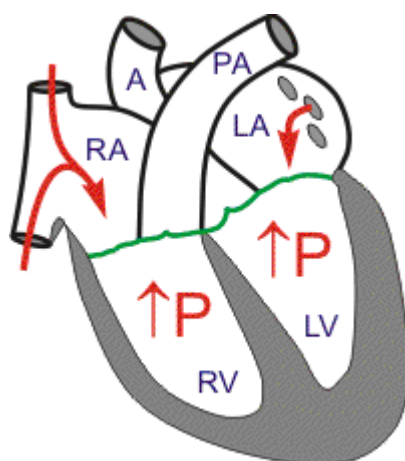


Εικόνα 1-22: Φάση II – Συστολή των κόλπων

### **Φάση 3η: Διέγερση και ισομετρική συστολή της κοιλίας**

Το δυναμικό ενέργειας αφού διέλθει τον κολποκοιλιακό κόμβο μεταφέρεται ταχέως, μέσω του κολποκοιλιακού δεματίου (δεμάτιο του His) και των δύο σκελών του, στις ίνες του Purkinje. Οι τελευταίες διαχέουν το δυναμικό ενέργειας σε ολόκληρο το τοίχωμα των κοιλιών, από την κορυφή της καρδιάς προς τους κόλπους. Η εκπόλωση της κοιλίας δημιουργεί το σύμπλεγμα QRS στο ΗΚΓ. Στο διάστημα μεταξύ του συμπλέγματος QRS και του επάρματος T όλα τα κύτταρα του κοιλιακού μυοκαρδίου βρίσκονται στη φάση

«οροπεδίου» («Plateau»), σε ότι αφορά το δυναμικό ενέργειας. Η διέγερση της κοιλίας ακολουθείται μέσα σε λίγα χιλιοστά του δευτερολέπτου, από την ανάπτυξη δύναμης ορισμένης μυϊκής ισχύος. Η επακόλουθη αύξηση της πίεσης μέσα στην κοιλία προκαλεί κλείσιμο των κολποκοιλιακών βαλβίδων και **τον πρώτο καρδιακό τόνο**. Πρώτα κλείνει η μιτροειδής και μετά η τριγλώχινα βαλβίδα. Μετά το κλείσιμο των κολποκοιλιακών βαλβίδων, η κοιλία μετατρέπεται σε κλειστό θάλαμο, η πίεση μέσα στην κοιλία συνεχίζει να αυξάνει, ενώ η πίεση στην αορτή πέφτει ακόμα σιγά-σιγά μέχρι το ελάχιστο της διαστολικής της τιμής (εικόνα 1-23).

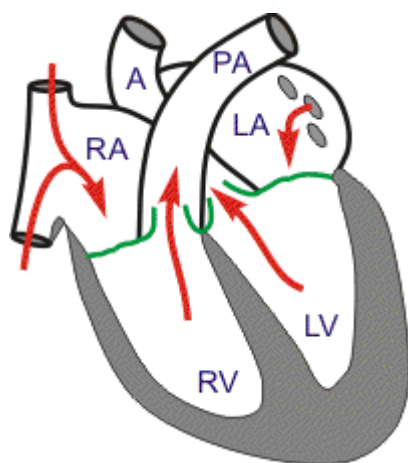


Εικόνα 1-23: Φάση III - Ισομετρική διαστολή κοιλιών

#### **Φάση 4η: Εξώθηση**

Όταν η πίεση στην κοιλία υπερβεί την αορτική (διαστολική) πίεση ανοίγουν οι αορτικές βαλβίδες, και το αίμα εξωθείται προς την αορτή, όπως φαίνεται από την ταχεία πτώση του όγκου της αριστερής κοιλίας και την αύξηση της πίεσης στην αορτή στη συστολική τιμή (εικόνα 1-24). Μεγάλο μέρος της ενέργειας που μεταφέρεται στο αίμα από την κοιλιακή συστολή αποταμιεύεται στο ελαστικό τοίχωμα της αορτής και των μεγάλων κλάδων της. Η αποταμιευόμενη ενέργεια εκλύεται κατά τη διαστολή, συγκρατώντας την αρτηριακή διαστολική πίεση υψηλή και διατηρώντας την

αιματική ροή από την αορτή προς τους αρτηριακούς κλάδους καθ' όν χρόνο η καρδιά δεν εξωθεί αίμα.



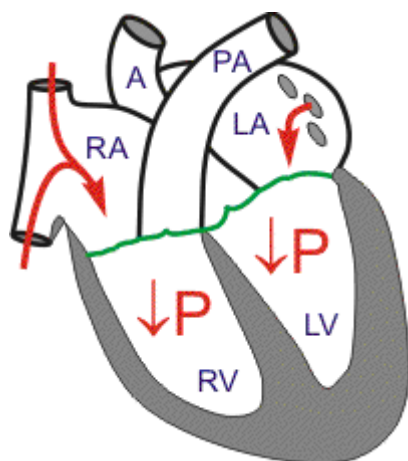
Εικόνα 1-24: Φάση IV - Εξώθηση

#### **Φάση 5η: Ισομετρική χάλαση (ισόογκη διαστολή)**

Το κλείσιμο της αορτικής (και στη συνέχεια της πνευμονικής) βαλβίδας σημαίνει το τέλος της φάσης εξώθησης και την έναρξη της ισομετρικής χάλασης. Το κλείσιμο της αορτικής βαλβίδας ακούγεται κατά την ακρόαση της καρδιάς ως **δεύτερος καρδιακός τόνος**.

Κατά τη φάση της ισομετρικής χάλασης η πίεση στην κοιλία πέφτει κάτω από εκείνη της αορτής αλλά διατηρείται πάνω από την πίεση του κόλπου. Οι δύο βαλβίδες είναι τώρα κλειστές και το αίμα ούτε εισέρχεται αλλά ούτε εξέρχεται από την κοιλία (εικόνα 1-25).

Τη στιγμή αυτή αρχίζει η επαναπόλωση του μυοκαρδίου μετά το πέρας του επάρματος T στο ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ). Καθώς το κοιλιακό μυοκάρδιο συνεχίζει να χαλαρώνει, η πίεση στην κοιλία πέφτει κάτω από εκείνη του κόλπου. Στο σημείο αυτό, η κολποκοιλιακή βαλβίδα ανοίγει και η καρδιά επιστρέφει στη φάση 1.



Εικόνα 1-25: Φάση V – Ισόογκη διαστολή

Ότι συμβαίνει στην αριστερή κυκλοφορία (αριστερή κοιλία, αορτή, κλπ.), το ίδιο συμβαίνει και στη δεξιά κυκλοφορία (δεξιά κοιλία, πνευμονική αρτηρία). Υπάρχουν όμως ορισμένες διαφορές μεταξύ δεξιάς και αριστερής κοιλίας ως προς τη λειτουργία τους:

Η αριστερή κοιλία πρέπει να ξεπεράσει τις περιφερικές αντιστάσεις στη συστηματική κυκλοφορία για να εξωθήσει το αίμα της. Για να επιτευχθεί αυτό χρειάζεται πίεση 100-120 mmHg (συστηματική κυκλοφορία υψηλών αντιστάσεων).

Η δεξιά κοιλία πρέπει να ξεπεράσει τις περιφερικές αντιστάσεις στην πνευμονική κυκλοφορία για να εξωθήσει το αίμα. Για να επιτευχθεί αυτό χρειάζεται πίεση εξώθησης 15-25 mmHg (πνευμονική κυκλοφορία χαμηλών αντιστάσεων).

Η διαφορά αυτή στις αντιστάσεις της συστηματικής και πνευμονικής κυκλοφορίας αντανακλάται στο διαφορετικό πάχος του τοιχώματος των δύο κοιλιών.

Το ενδοθήλιο και οι νευρικές συνδέσεις των μικρού μεγέθους αρτηριδίων παίζουν ρυθμιστικό ρόλο και καθορίζουν την τάση των λείων μυϊκών ινών, οι οποίες περιβάλλουν τον αυλό των αγγείων αυτών και καθορίζουν το μέγεθος της διατομής τους.

Η δραστική επιφάνεια διατομής των «τελικών» μυϊκών αρτηριών (διάμετρος 100-500μm), και των αρτηριδίων (διάμετρος 10-100 μm) καθορίζουν κατά κύριο λόγο τις περιφερικές αντιστάσεις.

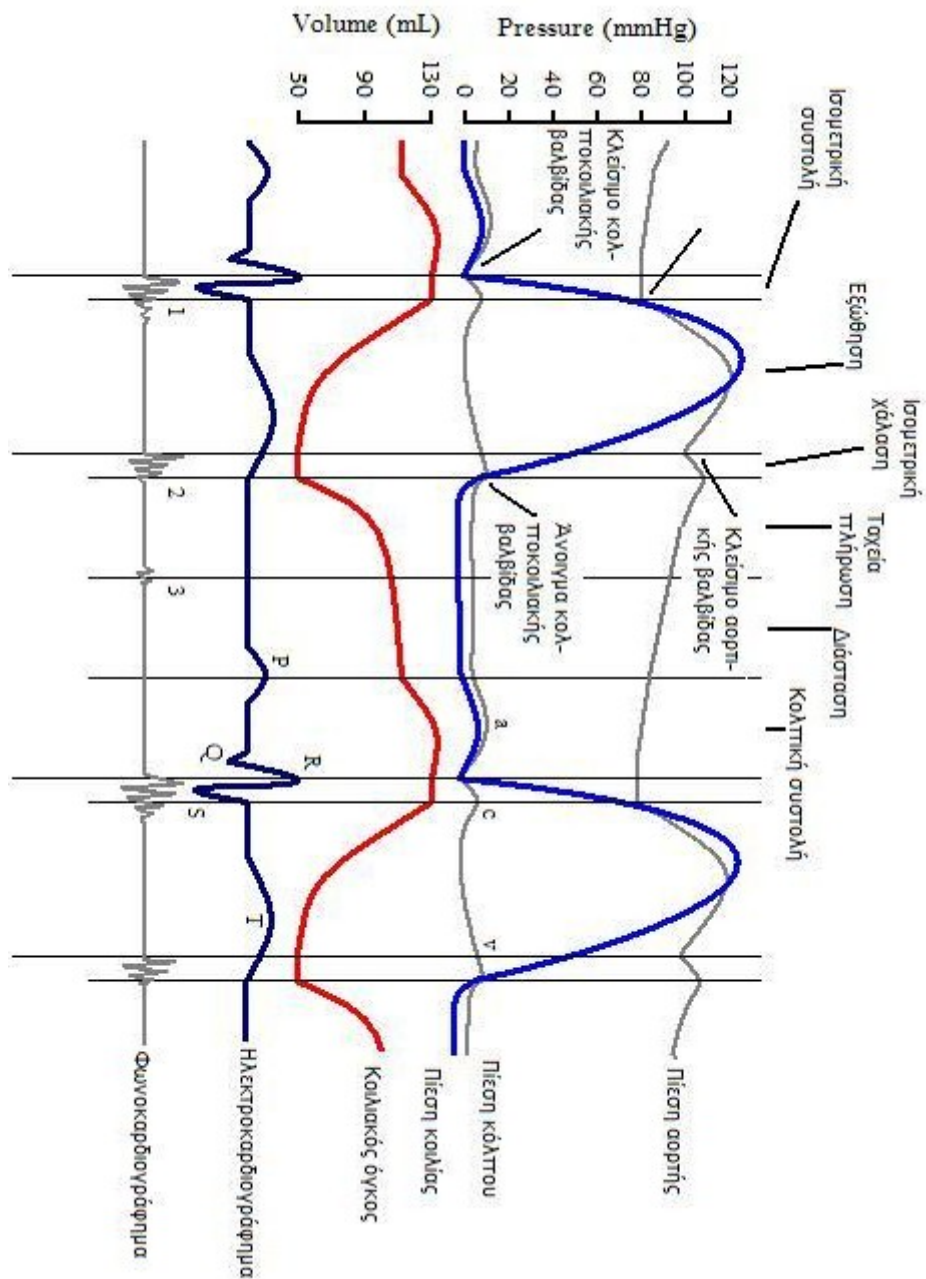
Η απώλεια ενέργειας λόγω των αντιστάσεων προκαλεί πτώση της αρχικής πίεσης εξώθησης από 90-100 mmHg σε 30-35 mmHg στο αρτηριακό άκρο των τριχοειδών και σε 5-10 mmHg στο φλεβικό τους άκρο. Έτσι, οι συνθήκες που δημιουργούνται διευκολύνουν τη λειτουργία ανταλλαγής αερίων και θρεπτικών ουσιών στα τριχοειδή. Οι φλέβες έχουν μεγάλη διατασιμότητα. Φιλοξενούν το 60-65% του συνολικού όγκου αίματος. Η λειτουργική διατομή των φλεβών ρυθμίζει τη φλεβική επιστροφή και συνεπώς τον όγκο παλμού.

Στο διάγραμμα 1-26, φαίνονται οι φάσεις του καρδιακού κύκλου, η μεταβολή της αορτικής πίεσης, της κοιλιακής και κοιλιακής πίεσης, καθώς και ο κοιλιακός όγκος, για δύο πλήρεις καρδιακούς κύκλους. Στο κάτω μέρος παρατίθεται το ΗΚΓ και το λεγόμενο φωνοκαρδιογράφημα, το οποίο είναι μία μέθοδος καταγραφής ακουστικών φαινομένων που παράγονται από την καρδιά κατά την διάρκεια του καρδιακού κύκλου. Η καταγραφή γίνεται μέσω μικροφώνου που τοποθετείται σε διάφορες θέσεις του προκάρδιου.

### **1.3.6 Λειτουργία των κόλπων ως αντλιών**

Μετά την διέγερση των κόλπων, ακολουθεί η συστολή που ξεκινά από την εκβολή της άνω κοίλης φλέβας και επεκτείνεται μέχρι τα κολποκοιλιακά στόμια. Κατά την συστολή προκαλείται βράχυνση των μυϊκών ινών με συνέπεια την σμίκρυνση των διαμέτρων των κοιλοτήτων των κόλπων και την πρόωθηση μέρους του περιεχομένου αίματος στις κοιλίες.

Οι κοιλίες περιέχουν ήδη πριν από την κοιλιακή συστολή σημαντική ποσότητα αίματος (70% της συνολικής ποσότητας) που εισέρρευσε κατευθείαν από τους κόλπους στις κοιλίες κατά την διάρκεια της καρδιακής παύλας. Η συστολή των κόλπων, προσθέτει το υπόλοιπο 30% για την πλήρωση των κοιλιών. Κατά συνέπεια οι κόλποι λειτουργούν ως προ-αντλίες που υποβοηθούν των πλήρωση των κοιλιών. Η συστολή των κόλπων διαρκεί περίπου 0,1 sec και το μηχανικό έργο που παράγεται από αυτούς είναι μικρό γιατί η



Διάγραμμα 1-26 : Φάσεις καρδιακού κύκλου (περιλαμβάνονται 2 πλήρεις κύκλοι)

διαφορά πίεσης μεταξύ των κόλπων που συστέλλονται και των κοιλιών είναι μικρή.

Κατά την συστολή των κοιλιών (τριγλώχινα και μιτροειδής βαλβίδα ήδη κλειστές) ήδη συγκεντρώνεται μεγάλη ποσότητα



αίματος στους κόλπους. Μόλις τελειώσει η συστολή, οι πιέσεις στις κοιλίες επανέρχονται στις χαμηλές διαστολικές τιμές και ανοίγει η τριγλώχινα και η μιτροειδής βαλβίδα.

Ακολουθεί ο **χρόνος ταχείας πλήρωσης των κοιλιών** (πρώτο τρίτο της διαστολής) με ταχεία ροή του αίματος που έχει αθροιστεί στους κόλπους κατά την κοιλιακή διαστολή. Στην συνέχεια η ροή του αίματος προς τις κοιλίες επιβραδύνεται και κατά το δεύτερο τρίτο της διαστολής μόνο μια μικρή ποσότητα αίματος διέρχεται προς τις κοιλίες. Ο χρόνος αυτός ονομάζεται **χρόνος βραδείας πλήρωσης των κοιλιών** και χαρακτηρίζεται από την απευθείας ροή του αίματος που επιστρέφει με τις φλέβες προς τους κόλπους και στην συνέχεια προς τις κοιλίες. Το τελευταίο τρίτο της διαστολής των κοιλιών συμπίπτει με την συστολή των κόλπων.

Το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί από την έναρξη της διαστολής των κοιλιών έως την επόμενη συστολή των κόλπων λέγεται **καρδιακή παύλα** (περίπου 0,4 sec) και η διάρκειά της εξαρτάται από την συχνότητα της καρδιακής λειτουργίας. Σε καρδιακό κύκλο 0,8 sec, έχουμε 0,1 sec για την συστολή των κόλπων, 0,3 sec για την συστολή των κοιλιών και 0,4 sec καρδιακή παύλα.

### **1.3.7 Λειτουργία των κοιλιών ως αντλιών**

Θα εξετάσουμε εδώ, την εκκένωση των κοιλιών κατά την συστολή τους, η οποία διαρκεί περίπου 0,3 sec. Η πίεση στις κοιλίες αυξάνει απότομα με αποτέλεσμα το κλείσιμο των βαλβίδων (Τριγλώχινα και μιτροειδής). Η ενδοκοιλιακή πίεση αυξάνεται και χρειάζεται περίπου 0,04 sec για να αναπτυχθεί στις κοιλίες πίεση ικανή για να υπερνικήσει τις πιέσεις της αορτής και της πνευμονικής αρτηρίας και να προκαλέσει την διάνοιξη των μηνοειδών βαλβίδων (αορτικής και πνευμονικής). Αυτή η φάση της συστολής των κοιλιών λέγεται περίοδος ισομετρικής (ισοογκομετρικής) συστολής.

Όταν οι πιέσεις στις κοιλίες ξεπεράσουν τα 80 mmHg στην αριστερή και τα 8 mmHg στην δεξιά κοιλία, ανοίγουν οι μηννοειδείς βαλβίδες και αρχίζει η έξοδος του αίματος από τις κοιλίες στις αρτηρίες. Αυτή η φάση της συστολής λέγεται **περίοδος εξώθησης**, όπου αυξάνονται ταυτόχρονα οι ενδοκοιλιακές και οι αρτηριακές πιέσεις. Κατά το τέλος της συστολής, το αίμα που ρέει από τις κοιλίες στις μεγάλες αρτηρίες είναι λίγο αν και το κοιλιακό μυοκάρδιο εξακολουθεί να βρίσκεται σε κατάσταση συστολής. Η περίοδος αυτή λέγεται **πρωτοδιαστολική**, όπου ελαττώνεται η αρτηριακή πίεση, λόγω εισόδου του αίματος από τις αρτηρίες στα περιφερειακά αγγεία.

Στο τέλος της συστολής, αρχίζει απότομα η διαστολή των κοιλιών. Οι αυξημένες πιέσεις των μεγάλων αρτηριών προκαλούν παλινδρόμηση του αίματος προς τις κοιλίες με αποτέλεσμα το απότομο κλείσιμο των μηννοειδών βαλβίδων. Η διαστολή του μυοκαρδίου των κοιλιών συνεχίζεται για 0,03-0,06 sec ακόμη και οι ενδοκοιλιακές πιέσεις ελαττώνονται γρήγορα και επιστρέφουν στις χαμηλές διαστολικές τιμές τους. Ακολουθεί το άνοιγμα των κολποκοιλιακών βαλβίδων (τριγλώχινα και μιτροειδής) και συνεπώς νέος κύκλος λειτουργίας των κοιλιών ως αντλιών.

### **1.3.8 Λειτουργία των καρδιακών βαλβίδων**

Οι κολποκοιλιακές βαλβίδες (τριγλώχινα και μιτροειδής) εμποδίζουν την παλινδρόμηση του αίματος από τις κοιλίες στους κόλπους κατά την διάρκεια της συστολής. Επειδή είναι λεπτές, δεν απαιτούν σχεδόν καθόλου ροή προς τα πίσω για να κλείσουν.

Οι μηννοειδείς βαλβίδες (αορτική και πνευμονική) εμποδίζουν την παλινδρόμηση του αίματος από την αορτή και τις πνευμονικές αρτηρίες προς τις κοιλίες κατά την διάρκεια της διαστολής. Για προφανείς ανατομικούς λόγους οι πολύ ισχυρές μηννοειδείς βαλβίδες

απαιτούν μια μάλλον ισχυρή ροή προς τα πίσω για διάστημα λίγων msec για να κλείσουν.

Φυσιολογικά το κλείσιμο των βαλβίδων δημιουργεί τους καρδιακούς τόνους που ακούγονται, όταν ακροαστούμε την καρδιά με το στηθοσκόπιο.

#### **1.4 Καρδιακή παροχή – καρδιακή συχνότητα – όγκος παλμού**

Η καρδιακή παροχή ή κατά λεπτό όγκος αίματος (ΚΛΟΑ), είναι το ποσό του αίματος που εκτοξεύεται από κάθε κοιλία στη σύστοιχη αρτηρία σε ένα λεπτό. Η αντλητική ικανότητα της καρδιάς, όπως αυτή εκφράζεται με την καρδιακή παροχή, είναι αποτέλεσμα των καρδιακών συστολών ανά πρώτο λεπτό (**καρδιακή συχνότητα**) και του όγκου αίματος ανά συστολή (**όγκος παλμού**). Προφανώς, η καρδιακή παροχή είναι το γινόμενο του όγκου παλμού επί τη συχνότητα της καρδιακής λειτουργίας. (70 παλμοί/min x 70 ml/παλμό ~ 5 lt/min που μπορεί να φτάσει μέχρι 30 lt/min, με αύξηση όγκου παλμού και συχνότητας καρδιακής λειτουργίας).

Οι δύο αυτές παράμετροι (καρδιακή συχνότητα και όγκος παλμού) ρυθμίζονται από το αυτόνομο νευρικό σύστημα και από ενδογενείς και εξωγενείς μηχανισμούς του καρδιαγγειακού συστήματος.

#### **Ρύθμιση της καρδιακής συχνότητας**

Τα αυτόνομα νεύρα της καρδιάς βρίσκονται σε συνεχή λειτουργία ελέγχοντας συνεχώς το ρυθμό της αυτόματης εκπόλωσης του φλεβόκομβου. Οι παρεμβάσεις του αυτόνομου νευρικού συστήματος στην καρδιακή λειτουργία ονομάζονται **χρονότροπη δράση**. Το συμπαθητικό αυξάνει τη συχνότητα της καρδιακής λειτουργίας και συνεπώς έχει θετική χρονότροπη δράση, ενώ το παρασυμπαθητικό ελαττώνει την καρδιακή συχνότητα, δηλαδή έχει αρνητική χρονότροπη δράση. Η ρύθμιση του φλεβόκομβου από το αυτόνομο

νευρικό σύστημα αποτελεί το βασικό μηχανισμό με τον οποίο κανονίζεται η καρδιακή συχνότητα. Εντούτοις, οι απολήξεις του συμπαθητικού μέσα στο μυοκάρδιο των κόλπων και των κοιλιών αυξάνουν τη δύναμη της καρδιακής συστολής, ελαττώνοντας, σε μικρό βαθμό, το χρόνο της συστολής, όταν η καρδιακή συχνότητα είναι υψηλή.

### **Ρύθμιση του όγκου παλμού**

Στη ρύθμιση του όγκου παλμού συμμετέχουν τρεις παράμετροι: ο τελοδιαστολικός όγκος, οι ολικές αντιστάσεις της περιφέρειας στις αρτηρίες και η συσταλτικότητα, δηλ. η δύναμη συστολής των κοιλιών, ιδιαίτερα της αριστερής κοιλίας.

Ο **τελοδιαστολικός όγκος** είναι ο όγκος αίματος που υπάρχει μέσα στις κοιλίες μόλις πριν από τη συστολή τους και αντιστοιχεί στο **προφόρτιο της καρδιάς**. Ο όγκος παλμού είναι ευθέως ανάλογος προς το προφόρτιο: Αύξηση του τελοδιαστολικού όγκου οδηγεί σε αύξηση του όγκου παλμού κατά το νόμο Frank-Starling. Ο όγκος παλμού είναι επίσης ευθέως ανάλογος προς τη συσταλτικότητα. Είναι ευνόητο ότι όσο πιο έντονα συστέλλονται οι κοιλίες τόσο περισσότερο αίμα εξωθούν. Η ροή του αίματος γίνεται από τις υψηλότερες προς τις χαμηλότερες πιέσεις. Συνεπώς, για να γίνει η εξώθηση του αίματος, η πίεση μέσα στις κοιλίες κατά τη συστολή τους πρέπει να είναι υψηλότερη από εκείνη που υπάρχει εκείνη τη στιγμή μέσα στις αρτηρίες. Η πίεση μέσα στις αρτηρίες, προτού γίνει η συστολή της καρδιάς είναι υπόθεση των συνολικών περιφερικών αντιστάσεων αλλά και της ελαστικότητας της αορτής. Όσο μεγαλύτερες οι περιφερικές αντιστάσεις τόσο υψηλότερη η αρτηριακή πίεση. Μόλις αρχίσει η εξώθηση του αίματος από την αριστερή κοιλία, ο όγκος αίματος της εξώθησης που προστίθεται στον προϋπάρχοντα όγκο αίματος μέσα στην αορτή, προκαλεί αύξηση της μέσης αρτηριακής πίεσης που ασκείται εναντίον των περιφερικών αντιστάσεων. Η εξώθηση του αίματος παύει λίγο μετά

την εξίσωση της αορτικής πίεσης με εκείνη που υπάρχει τη στιγμή αυτή μέσα στην αριστερή κοιλία. Συνεπώς, οι ολικές περιφερικές αντιστάσεις παρεμποδίζουν την εξώθηση του αίματος από την αριστερή κοιλία κατά τη συστολή ή με άλλα λόγια, δημιουργείται ένα **μεταφόρτιο** που επιβαρύνει την αριστερή κοιλία.

Από τα παραπάνω γίνεται φανερό ότι όσο μεγαλύτερες οι περιφερικές αντιστάσεις τόσο μικρότερος ο όγκος παλμού. Η πτώση αυτή του όγκου παλμού εξαιτίας των αυξημένων αντιστάσεων διαρκεί πολύ λίγο (για μερικές συστολές). Αμέσως μετά, επεμβαίνουν αντιρροπιστικοί μηχανισμοί και κυρίως η αύξηση του τελοδιαστολικού όγκου της αριστεράς κοιλίας (προφόρτιο) που αυξάνουν τη δύναμη της καρδιακής συστολής έναντι των αυξημένων αντιστάσεων, σύμφωνα με το νόμο Frank-Starling. Η ποσοστιαία αναλογία του τελοδιαστολικού όγκου που εξωθείται εναντίον του δεδομένου μεταφόρτιου εξαρτάται από τη δύναμη συστολής των κοιλιών. Φυσιολογικά η καρδιά επαρκεί για να εξωθήσει 70-80 ml αίματος από το συνολικό όγκο αίματος που υπάρχει μέσα στην αριστερή (ή και τη δεξιά) κοιλία, που είναι 110-130ml. Καθώς ο τελοδιαστολικός όγκος και η συσταλτικότητα αυξάνουν, περισσότερο αίμα εξωθείται σε κάθε συστολή.

### **Η δύναμη της συστολής της καρδιάς**

Η συσταλτικότητα αναφέρεται στο σθένος της καρδιακής συστολής και συνήθως μετράται βάσει του κλάσματος εξωθήσεως (κλάσμα του τελοδιαστολικού όγκου που εξωθείται σε κάθε καρδιακή συστολή). Ο έλεγχος της συσταλτικότητας γίνεται ενδογενώς και νευρογενώς.

### **Συμπέρασμα**

Συνοψίζοντας τα ανωτέρω, παραθέτουμε σχηματικά τα συμπεράσματα μας, προκειμένου να γίνει κατανοητή η σημασία του κεφαλαίου της καρδιακής παροχής.

Αυξημένη λειτουργία ιστών και οργάνων ⇒

τοπική αγγειοδιαστολή ⇒ ελάττωση αρτηριακής πίεσης ⇒

αύξηση καρδιακής παροχής (μέσω νευρικών μηχανισμών) για διατήρηση σταθερής πίεσης.

Αντίθετα,

κατά τη μετάπτωση από κατάσταση λειτουργίας σε ηρεμία ⇒

τοπική αγγειοσυστολή ⇒ αύξηση αρτηριακής πίεσης ⇒

ελάττωση καρδιακής παροχής για διατήρηση σταθερής πίεσης

Καταλήγουμε λοιπόν στο χρήσιμο συμπέρασμα ότι το κυκλοφορικό σύστημα λειτουργεί σαν ένα **αυτορρυθμιζόμενο υδραυλικό σύστημα**, στο οποίο η παροχή της αντλίας (καρδιάς) μεταβάλλεται κατά τρόπο ώστε η πίεση του αίματος στην αορτή να διατηρείται σε σταθερό, προκαθορισμένο επίπεδο.

### 1.5 Καρδιακός ρυθμός

Ο καρδιακός ρυθμός εξαρτάται από την θέση του βηματοδότη της καρδιάς. Φυσιολογικά, ο **φλεβοκομβικός ρυθμός** είναι κατά μέσο όρο 80 παλμοί/min. Ο Κολποκοιλιακός ρυθμός είναι 50 παλμοί/min (σχεδόν ταυτόχρονη συστολή κόλπων και κοιλιών). Ο **κολποκοιλιακός ρυθμός** συμβαίνει σε αναστολή παραγωγής διεγέρσεων από το φλεβόκομβο. Στον **ιδιοκοιλιακό** ρυθμό έχουμε ανεξάρτητη συστολή κόλπων και κοιλιών - συστολή κοιλιών με ρυθμό 30- 15 παλμοί/min. Σε ολικό κολποκοιλιακό αποκλεισμό έχουμε βηματοδότηση από τριτεύοντα κοιλιακά κέντρα.

Ο καρδιακός ρυθμός μειώνεται αυξανόμενης της ηλικίας, όπως φαίνεται στον παρακάτω πίνακα.

<b>Ηλικία</b>	<b>Συχνότητας(παλμοί ανά λεπτό)</b>
Νεογέννητο	130
3 μηνών	140
6 μηνών	130
1 έτους	120
2 έτους	115
3 έτους	100
4 έτους	100
6 έτους	100
8 έτους	90
12 έτους	85
Ενήλικες	60 - 100

### **1.6 Το έργο της καρδιάς – Απόδοση – Εφεδρεία**

Η καρδιά επιτελεί μηχανικό έργο. Οι κόλποι επιτελούν ελάχιστο μόνο έργο γιατί εκτοξεύουν το αίμα (σε φυσιολογική κατάσταση) έναντι ασήμαντης μόνο αντίστασης. Οι κοιλίες επιτελούν πολύ μεγαλύτερο έργο, η δε αριστερή επιτελεί μηχανικό έργο 5-7 φορές μεγαλύτερο από τη δεξιά, γιατί εκτοξεύει το αίμα έναντι μεγαλύτερων αντιστάσεων. Το έργο των κοιλιών μπορεί να διακριθεί σε έργο πίεσης και έργο ροής. Το **έργο πίεσης** επιτελείται κατά την εκτόξευση του όγκου παλμού έναντι της πίεσης του αίματος (στην αορτή για την αριστερή και στην πνευμονική αρτηρία για τη δεξιά κοιλία).

Το **έργο ροής** είναι αυτό που επιτελείται για να προσδοθεί επιτάχυνση στο αίμα και είναι ίσο με  $mv^2/2$  όπου  $m$  είναι η μάζα του αίματος που επιταχύνεται και  $v$  είναι η ταχύτητα που του προσδίδεται. Η μάζα φυσιολογικά αντιστοιχεί στον όγκο παλμού, γιατί το υπόλοιπο εξακολουθεί να ρέει στα περιφερικά αγγεία με ενέργεια που του προσδίνεται από το μηχανισμό αεροθαλάμου.

Οι κεντρικές αρτηρίες κατά το χρόνο προώθησης υφίστανται διάταση με αποτέλεσμα να εναποθηκεύουν μέσα τους περισσότερο από το 1/2 όγκο παλμού. Η ελαστική ενέργεια που εναποθηκεύεται στα ελαστικά τοιχώματα αποδίδεται στο αίμα με τη μορφή κινητικής ενέργειας με αποτέλεσμα να διατηρείται η ροή του αίματος σχεδόν σταθερή κατά το χρονικό διάστημα που δεν γίνεται εκτόξευση αίματος. Η λειτουργία αυτή των αρτηριών ελαστικού τύπου (αορτή, καρωτίδες, υποκλείδιες, κοινές λαγόνιες) λέγεται **«φαινόμενο «αεροθαλάμου»**. Σε ελάττωση της ελαστικότητας των αρτηριακών τοιχωμάτων (αρτηριοσκλήρυνση, ηλικία), παρατηρείται μείωση ροής αίματος στα περιφερικά αγγεία μετά το τέλος του χρόνου εξώθησης.

### **Πηγές Ενέργειας και Απόδοση της Καρδιάς**

Η ενέργεια προέρχεται κυρίως από το μεταβολισμό λιπαρών οξέων και λιγότερο από το μεταβολισμό άλλων θρεπτικών ουσιών, ιδιαίτερα γλυκόζης και αλάτων γαλακτικού οξέος.

Από το σύνολο της ενέργειας που απελευθερώνεται κατά την καύση, ένα μικρό ποσοστό μετατρέπεται σε μηχανικό έργο ενώ το υπόλοιπο είτε απελευθερώνεται σαν θερμότητα (κατά την καύση), είτε μετατρέπεται κατά την ισομετρική συστολή σε θερμότητα. Η σχέση του ωφέλιμου έργου προς το σύνολο της ενέργειας που απελευθερώνεται μέσα στο μυοκάρδιο λέγεται **απόδοση της καρδιάς**. Η απόδοση της φυσιολογικής καρδιάς κυμαίνεται σε ποσοστό 20 έως 25%. Η απόδοση της καρδιάς μειώνεται σε περίπτωση αύξησης της αρτηριακής πίεσης, γιατί μεγάλο ποσό καταναλώνεται για την αύξηση των κοιλιακών πιέσεων για την υπερνίκηση της αυξημένης αρτηριακής πίεσης, χωρίς να παράγεται μηχανικό έργο.

### **Εφεδρεία της Καρδιάς**

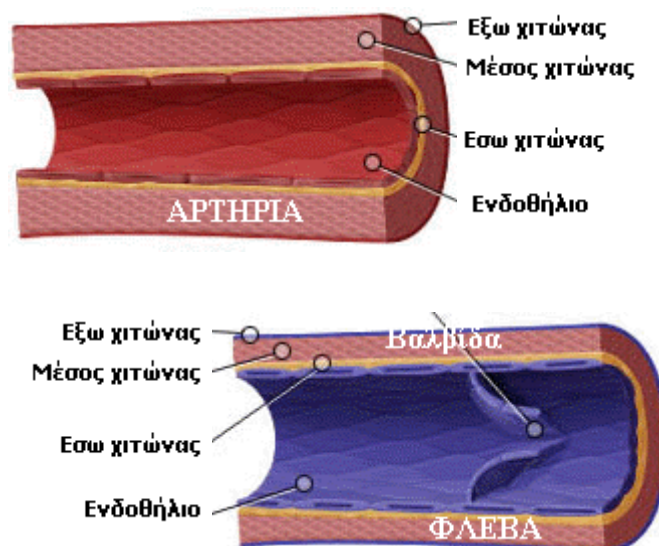
Η ικανότητα της καρδιάς για επιτέλεση αυξημένου μηχανικού έργου λέγεται **εφεδρεία της καρδιάς**. Η εφεδρεία της καρδιάς συνίσταται



στην ικανότητα της να αυξάνει τη συχνότητα λειτουργίας, να αυξάνει τον όγκο παλμού και να υπερτρέφεται όταν αντιμετωπίζει αυξημένες κυκλοφορικές ανάγκες για μακρό χρονικό διάστημα.

### 1.7 Αγγειακή φυσιολογία και Μηχανική

Τα αγγεία της μεγάλης και μικρής κυκλοφορίας διακρίνονται στις αρτηρίες, τα αρτηρίδια, τα τριχοειδή, τα φλεβίδια και τις φλέβες. Το τοίχωμα των αγγείων αποτελείται από το **ενδοθήλιο**, το **μέσο χιτώνα** (λείες μυϊκές ίνες και ελαστικές ίνες) και **τον έξω χιτώνα** (ίνες κολλαγόνου) (εικόνα 1-27). Οι ελαστικές ίνες προσδίδουν ελαστικότητα στο τοίχωμα. Οι λείες μυϊκές ίνες βρίσκονται υπό την επίδραση νευρικών ινών του φυτικού νευρικού συστήματος καθώς και διαφόρων χημικών, ορμονικών και φυσικών παραγόντων. Ο έξω χιτώνας δρα σαν περιοριστικός παράγων του βαθμού διάτασης του αγγείου.



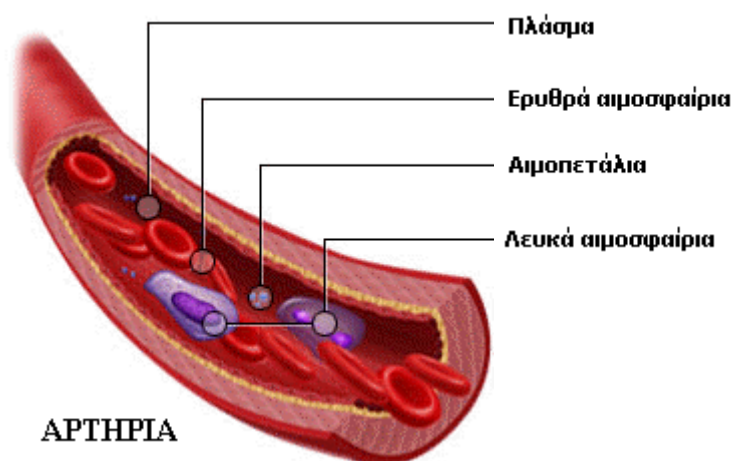
Εικόνα 1-27: Τοιχώματα αγγείων

Οι μεγάλες αρτηρίες που βρίσκονται κοντά στην καρδιά, έχουν παχύ τοίχωμα με πολλές ελαστικές ίνες, ενώ οι περιφερικές αρτηρίες έχουν τοίχωμα στο οποίο επικρατούν οι λείες μυϊκές ίνες. Το τοίχωμα

των φλεβών είναι λεπτότερο από αυτό των αρτηριών. Οι φλέβες ειδικά των κάτω άκρων φέρουν βαλβίδες που εμποδίζουν την παλινδρόμηση του αίματος.

Γενικά στις αρτηρίες ρέει αίμα πλούσιο σε οξυγόνο και θρεπτικές ουσίες οι οποίες μεταφέρονται στους διαφόρους ιστούς του οργανισμού μας (εικόνα 1-28). Στις φλέβες συμβαίνει το αντίθετο, δηλ. επαναφέρουν το αίμα από την περιφέρεια στην καρδιά, πλούσιο σε άχρηστα προϊόντα και διοξείδιο του άνθρακα. Τα άχρηστα προϊόντα κατόπιν απομακρύνονται μέσω των νεφρών, οι οποίοι έχουν ως αποστολή τους τη διήθηση (καθαρισμό) του αίματος, το δε διοξείδιο του άνθρακα απομακρύνεται από τους πνεύμονες με την αναπνοή.

Οι αρτηρίες, όταν φθάνουν στην περιφέρεια του ανθρώπινου σώματος, δηλαδή στους μύες, το δέρμα, σε όλα τα όργανα, διακλαδίζονται σε ολοένα μικρότερες αρτηρίες, ωσότου η διάμετρός τους γίνει μικροσκοπική. Σε αυτό το σημείο ακριβώς, συντελείται η ανταλλαγή μεταξύ του αίματος και των κυττάρων. Τα μικροσκοπικά αυτά αγγεία, ονομάζονται τριχοειδή και σχηματίζουν μέσα στα



Εικόνα 1-28: Αρτηρίες και συστατικά αίματος

διάφορα όργανα και ιστούς ένα εκτεταμένο δίκτυο. Τα τριχοειδή συμβάλλουν σε μικρές φλέβες οι οποίες λίγο-λίγο ενώνονται ή μία με

την άλλη σε όλο μεγαλύτερες φλέβες και επαναφέρουν το αίμα στην καρδιά.

### 1.7.1 Αιμοδυναμική

Η **αιμοδυναμική**, είναι το σύνολο των νόμων που διέπουν την κυκλοφορία του αίματος μέσα στο κυκλοφορικό σύστημα.

Η παροχή, ορίζεται ως το ποσό του αίματος που διέρχεται από μια διατομή του συστήματος ανά μονάδα χρόνου και δίνεται από τη σχέση:

$$Q = (P_1 - P_2) / R$$

όπου  $P_1$  και  $P_2$  η πίεση στην αρχή και το τέλος του συστήματος, αντίστοιχα, και  $R$  η αντίσταση στο κύκλωμα.

Για την αντίσταση ισχύει:

$$R = \frac{8\mu l}{\pi r^4}$$

όπου  $l$  το μήκος του σωλήνα των αγγείων,  $\mu$  η συνεκτικότητα (ιξώδες) του αίματος και  $r$ , η ακτίνα του αγγείου.

Από την τελευταία σχέση είναι φανερό ότι ο κύριος παράγοντας που καθορίζει την παροχή σε ένα παρακύκλωμα είναι το εύρος των αγγείων του, και το πλήθος των αγγείων τα οποία βρίσκονται σε παράλληλη σύνδεση. Το πλήθος αυτό είναι σταθερό, μέχρι το επίπεδο των τριχοειδών αγγείων. Το ιξώδες του αίματος εξαρτάται κατά κύριο λόγο από τον **αιματοκρίτη**, όπως θα δούμε στην επόμενη παράγραφο.

Είναι προφανές ότι για περισσότερα αγγεία με ακτίνες  $r_1, r_2, \dots, r_N$  σε παράλληλη σύνδεση ισχύει για την συνολική αντίσταση η σχέση:

$$\frac{1}{R} = \frac{1}{r_1} + \frac{1}{r_2} + \dots + \frac{1}{r_N}$$

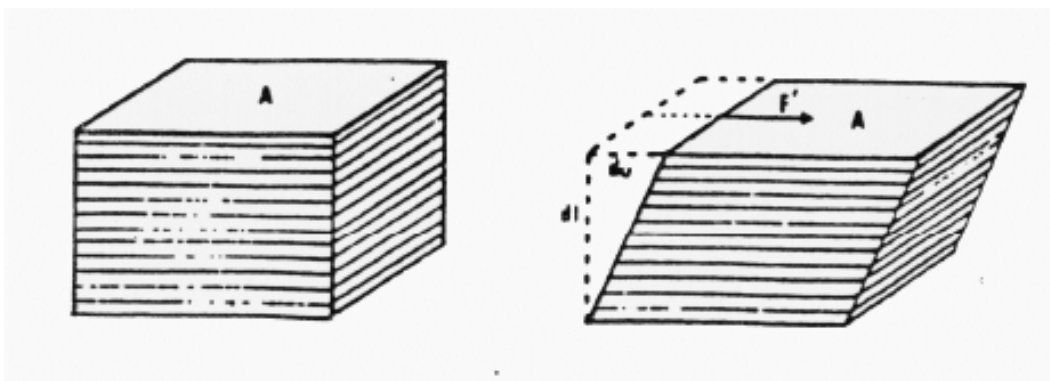
Παρατηρούμε ότι για  $P_2=0$ , ισχύει ότι

$$P_1 = R \cdot Q = (8 \cdot Q \cdot \mu \cdot \lambda) / \pi r^4$$

Συνεπώς, αν η αντίσταση ελαττωθεί, θα πρέπει για τη διατήρηση σταθερής αρτηριακής πίεσης να αυξηθεί η καρδιακή παροχή. Ενώ, αν η αντίσταση αυξηθεί (αγγειοσυστολή), πρέπει να ελαττωθεί η καρδιακή παροχή. Γίνεται λοιπόν κατανοητό γιατί είναι αναγκαίο να υπάρχουν μηχανισμοί που να διατηρούν σταθερή την αρτηριακή πίεση.

### 1.7.2 Το αίμα ως ρευστό

Θεωρούμε ένα στοιχείο του ρευστού, επιφανείας  $A$ , το οποίο αποτελείται από επάλληλα επίπεδα και στο οποίο εφαρμόζεται η διατμητική δύναμη  $F$  (σχήμα 1-29). Ορίζεται η διατμητική τάση ως ο λόγος της δύναμης που πρέπει να εφαρμόσουμε για να κινηθεί το ρευστό, προς την επιφάνεια  $A$ , δηλ  $\tau = F/A$ . Η τάση μετράται σε Pascal ( $N/m^2$ ).



Σχήμα 1-29: Μετατόπιση υγρού υπό διατμητική τάση

Γνωρίζουμε από την μηχανική των ρευστών ότι υπάρχει μια χαρακτηριστική σχέση για ένα δεδομένο ρευστό, ανάμεσα στη συνολική διατμητική τάση  $\tau$  και την ταχύτητα παραμόρφωσης  $\gamma$ , η οποία δίνεται από τη σχέση:  $\gamma(\text{sec}^{-1}) = du/dl$ , όπου  $du$  είναι η μεταβολή της ταχύτητας του επιπέδου που ασκείται η διατμητική

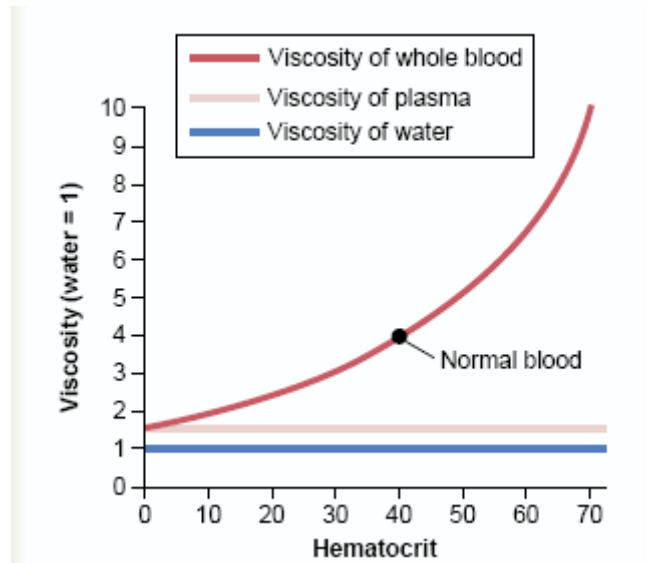
τάση και απέχει 1 από το ακίνητο επίπεδο. Η σχέση αυτή είναι στην γενική της μορφή:  $\tau = \tau(\gamma)$  Η καμπύλη  $\tau(\gamma)$  ονομάζεται καμπύλη ροής. Αν η σχέση είναι γραμμική, τότε ισχύει  $\tau = \eta\gamma$ , όπου ο συντελεστής αναλογίας,  $\eta$  λέγεται συντελεστής δυναμικής συνεκτικότητας ή ιξώδες του ρευστού και όταν είναι μια σταθερά, το ρευστό λέγεται Νευτώνειο ρευστό. Το ιξώδες,  $\eta$  προκύπτει από τη σχέση:  $\eta = \tau/\gamma = \tau/(du/dl)$  και μετράται σε μονάδες dyne-sec/cm<sup>2</sup> ή poise. Το ιξώδες του νερού είναι 0.01 poise=1 centipoise στους 20°C, του πλάσματος είναι 1.64 centipoise στους 25°C και του αίματος 4 centipoise στους 37°C.

Το αίμα είναι ένα ρευστό που μπορεί να χαρακτηριστεί ως ένα πυκνό εναιώρημα κυττάρων μέσα σε πλάσμα. Το πλάσμα είναι ένα υγρό αποτελούμενο σε ποσοστό 90% από νερό, μέσα στο οποίο αιωρούνται τα **έμμορφα στοιχεία** του αίματος, τα οποία είναι: (εικόνα 1-28)

- Ερυθρά αιμοσφαίρια (red blood cells or erythrocytes). Αριθμούν σε 5 εκατομμύρια κύτταρα/mm<sup>3</sup> και αποτελούν το 45% του συνολικού όγκου του αίματος.
- Λευκά αιμοσφαίρια (white blood cells or leukocytes), τα οποία είναι 6000 κύτταρα/ mm<sup>3</sup> και αποτελούν το 0.3% του συνολικού όγκου του αίματος.
- Αιμοπετάλια (platelets), τα οποία βρίσκονται στο αίμα σε αριθμό  $3 \cdot 10^5$  κύτταρα/ mm<sup>3</sup> και αποτελούν το 0.15% του συνολικού όγκου.

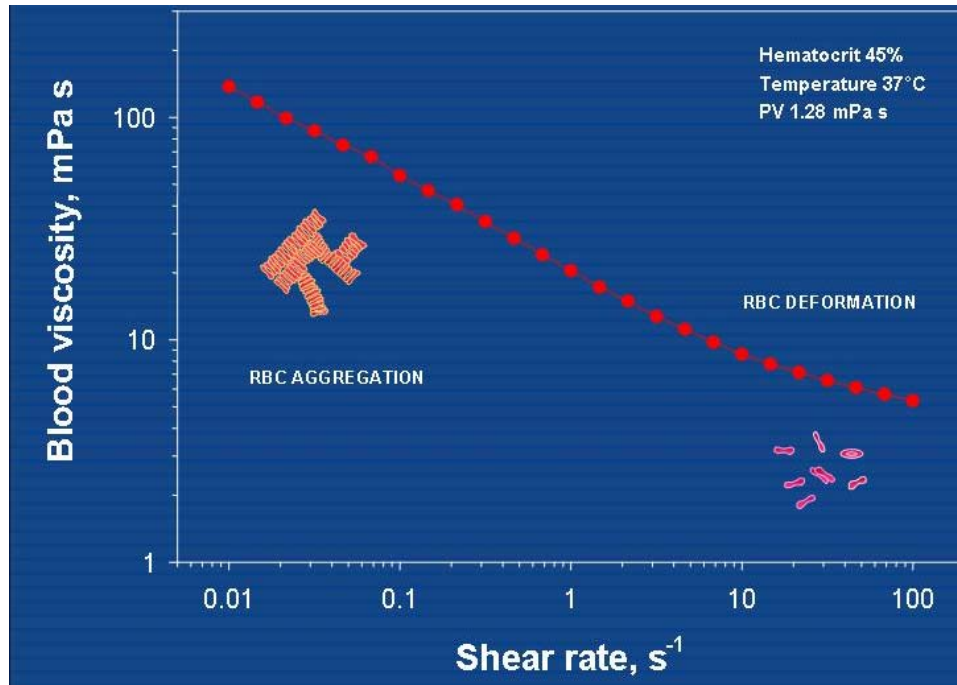
Το ποσοστό (%) των ερυθρών αιμοσφαιρίων σε όγκο, στον συνολικό όγκο του αίματος ορίζεται ως **Αιματοκρίτης** (hematocrit)

Οι αλλαγές στην ροή του αίματος επηρεάζονται κατά κύριο λόγο από τα ερυθρά αιμοσφαίρια και όχι τόσο από τα λευκά αιμοσφαίρια και τα αιμοπετάλια, διότι αυτά δεν καταλαμβάνουν αξιόλογο όγκο. Το ιξώδες του αίματος αυξάνεται όσο αυξάνεται ο αιματοκρίτης, όπως φαίνεται στο διάγραμμα 1-30:



Διάγραμμα 1-30: Μεταβολή του ιξώδους του αίματος συναρτήσει του αιματοκρίτη

Επίσης, το ιξώδες του αίματος, μειώνεται όσο αυξάνεται η ταχύτητα παραμόρφωσης  $\gamma(\text{sec}^{-1})$ , όπως φαίνεται στο διάγραμμα 1-31:



Διάγραμμα 1-31: Μεταβολή ιξώδους αίματος (blood viscosity) με την ταχύτητα παραμόρφωσης (shear rate)

Σε κατάσταση ηρεμίας τα ερυθρά αιμοσφαίρια, είναι οργανωμένα μέσα στο πλάσμα, σε ένα τρισδιάστατο δίκτυο «νομισματοειδών

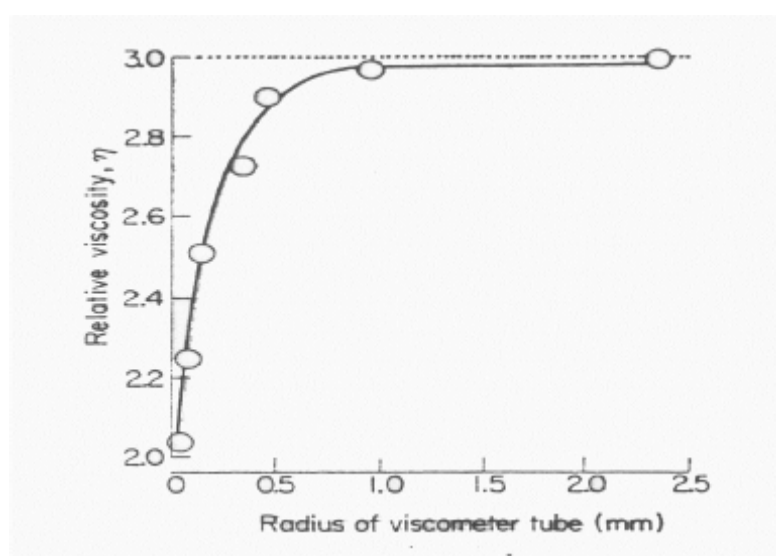
στοιβάδων». (σχήμα 1-32) Η οργάνωση αυτή εξαρτάται από τις πρωτεΐνες του πλάσματος και κυρίως από το ινωδογόνο το οποίο επηρεάζει την συγκόλληση των κυττάρων.



Σχήμα 1-32: «Νομισματοειδείς στοιβάδες» ερυθρών αιμοσφαιρίων

Κάτω από την επίδραση χαμηλών διατμητικών τάσεων, άρα χαμηλών ταχυτήτων παραμόρφωσης, τα ερυθρά αιμοσφαίρια παραμένουν λίγο ή περισσότερο συγκολλημένα μεταξύ τους. Αυξανόμενης της τιμής των διατμητικών τάσεων, αποσυγκολλούνται, με αποτέλεσμα την μείωση του αιματικού ιξώδους. Πάνω από την ταχύτητα παραμόρφωσης  $100\text{sec}^{-1}$ , τα ερυθρά αιμοσφαίρια, απομονώνονται ένα προς ένα, υφιστάμενα την μέγιστη δυνατή παραμόρφωσή τους, συνεπώς το ιξώδες γίνεται ανεξάρτητο των διατμητικών τάσεων, δηλαδή το αίμα αποκτά νευτώνεια συμπεριφορά. Σε χαμηλές ταχύτητες παραμόρφωσης, το ιξώδες του αίματος είναι 100 φορές μεγαλύτερο από αυτό του νερού και σε υψηλές ταχύτητες παραμόρφωσης (χαρακτηριστικές για ροές σε μεγάλου διαμέτρου αρτηρίες), είναι περίπου 4 φορές μεγαλύτερο από αυτό του νερού.

Οι Fahraeus και Lindquist (1931) μέτρησαν το ιξώδες του αίματος σε λεπτούς γυάλινους σωλήνες σε υψηλές ταχύτητες παραμόρφωσης. Το «παράδοξο» ήταν ότι το ιξώδες μειωνόταν όταν η διάμετρος του σωλήνα ήταν μικρότερη από 0.3mm (διάγραμμα 1-33). Το φαινόμενο αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι: α) ότι ο αιματοκρίτης μεταβάλλεται σε σωλήνες μικρής διαμέτρου και β) τα ερυθρά αιμοσφαίρια έχουν την τάση να μεταναστεύουν στο κέντρο του σωλήνα.



Διάγραμμα 1-33: Μεταβολή ιξώδους αίματος με την διάμετρο σωλήνα (αγγείου)

### 1.7.3 Η κυκλοφορία στα τριχοειδή

Τα τριχοειδή είναι μικρότατοι σωληνίσκοι με διάμετρο 7 $\mu$ m και μήκος 0.5-1mm, που σχηματίζουν πυκνότατα δίκτυα μέσα στους ιστούς. Η λειτουργία τους αφορά στην διατήρηση της ομοιόστασης του υγρού των ιστών. Η κυκλοφορία διέρχεται από τα αρτηρίδια στα τριχοειδή και από εκεί στα φλεβίδια. Η ολική τριχοειδική επιφάνεια με την οποία το αίμα επικοινωνεί με το υγρό των ιστών, καθορίζεται με τη συστολή ή τη χάλαση των προτριχοειδικών σφιγκτήρων.



Το τοίχωμα των τριχοειδών αγγείων είναι διαβατό για νερό και κρυσταλλοειδείς ουσίες (ανόργανα ιόντα, αμινοξέα, ουρία, σάκχαρο κ.λπ.) Είναι επίσης μη διαβατό σε μεγαλομοριακές ουσίες (λευκώματα).

Η διαφορά συγκέντρωσης λευκώματος ανάμεσα στο πλάσμα και το υγρό των ιστών αποτελεί το αίτιο για την ανάπτυξη μέσα στο πλάσμα ωσμωτικής πίεσης μεγαλύτερης της αντίστοιχης στο υγρό των ιστών κατά 22 mmHg περίπου. Κατά συνέπεια για να πραγματοποιηθεί διήθηση υγρού από το τριχοειδές προς το υγρό των ιστών πρέπει η υδροστατική πίεση μέσα στο τριχοειδές να υπερβαίνει την ωσμωτική πίεση του πλάσματος και την υδροστατική πίεση του υγρού των ιστών. Αντίθετα, αν η υδροστατική πίεση μέσα στο τριχοειδές είναι μικρότερη από την ωσμωτική, υγρό των ιστών διαπιδύεται (εισέρχεται) προς το εσωτερικό του τριχοειδούς.

Ισχύει λοιπόν για το αρχικό ήμισυ τριχοειδούς:

$$P_{υδρ} > P_{κολ} \Rightarrow \text{διήθηση}$$

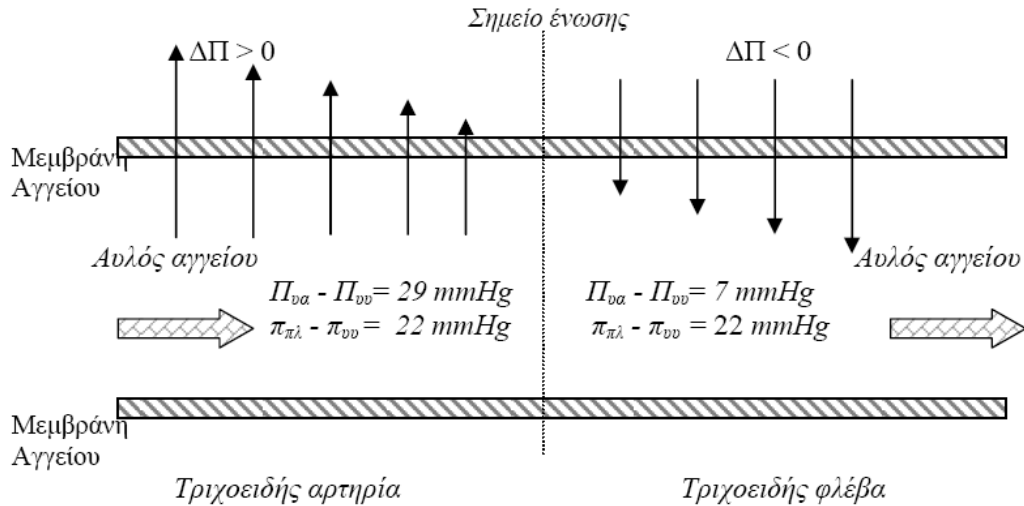
ενώ για το τελικό ήμισυ τριχοειδούς:

$$P_{κολ} > P_{υδρ} \Rightarrow \text{διαπίδυση}$$

Στο σχήμα που ακολουθεί (σχήμα 1-34), αναπαρίστανται οι διαδικασίες διήθησης ( $\Delta P > 0$ ), ή διαπίδυσης (επαναρρόφησης) ( $\Delta P < 0$ ) στο επίπεδο των τριχοειδών αγγείων του αίματος. Η  $\Delta P$  είναι η ολική ενεργή πίεση του αίματος, δηλαδή το αλγεβρικό άθροισμα των επιμέρους πιέσεων:

$$\Delta P = P_{υα} - P_{υυ} - (P_{πλ} - P_{πυυ})$$

όπου  $P_{υα}$ =υδροστατική πίεση του αίματος των αρτηριακών τριχοειδών αγγείων,  $P_{υυ}$ =υδροστατική πίεση του διάμεσου υγρού,  $P_{πλ}$ =ωσμωτική πίεση του πλάσματος του αίματος,  $P_{πυυ}$ =ωσμωτική πίεση του διάμεσου υγρού.



Σχήμα 1-34: Διαδικασία διήθησης και διαπίδωσης τριχοειδούς αγγείου του αίματος

Η τροφοδότηση του τριχοειδικού δικτύου των ιστών με αίμα πρέπει να γίνεται με σταθερή, κατά το δυνατόν, πίεση. Στην πραγματικότητα, ο αριθμός και το εύρος των τριχοειδών που λειτουργούν καθώς και το εύρος των αρτηριδίων σε κάθε περιοχή του σώματος μεταβάλλονται, συνεπώς η αρτηριακή πίεση διατηρείται σχεδόν σταθερή ενώ η καρδιακή παροχή και η ολική αγγειακή αντίσταση μεταβάλλονται σε ένα ευρύ φάσμα τιμών.

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΚΑΡΔΙΑΚΗ ΑΝΕΠΑΡΚΕΙΑ**

### **2.1 Εισαγωγικά σχόλια**

Καρδιακή ανεπάρκεια είναι η παθολογική κατάσταση, κατά την οποία η καρδιά είναι ανίκανη να διατηρήσει την κυκλοφορία του αίματος σε επίπεδο ανάλογο με τις μεταβολικές απαιτήσεις των ιστών, ή αν το κατορθώνει, αυτό γίνεται εφικτό με τίμημα την υψηλή πίεση πλήρωσης (για τον ίδιο όγκο αίματος εργάζεται σε υψηλότερες πιέσεις).

Η καρδιακή ανεπάρκεια αποτελεί την τελική κοινή οδό των περισσότερων καρδιοπαθειών οργανικών και μη. Απαρτιζόμενη από μια ομάδα κλινικών συμπτωμάτων και εκδηλώσεων με συναρπαστικούς παθοφυσιολογικούς μηχανισμούς και πολλά παράδοξα, δεν έχει απλό ορισμό που να την περιγράφει με ακρίβεια, και όμως είναι μια από τις συχνότερες αιτίες θανάτου στον Δυτικό κόσμο. Αναγνωρισμένη σαν κλινικό σύνδρομο απασχολεί τους ιατρούς περισσότερο από 2000 χρόνια και όμως το έμφραγμα του μυοκαρδίου και η υπέρταση, από τις συχνότερες αιτίες του συνδρόμου, αποτελούν προϊόντα του 20ου αιώνα, ενώ ακόμα και αυτή η στηθάγχη είναι γνωστή μόνο τα τελευταία 200 χρόνια.

Παρά την γνώση της κλινικής οντότητας από χιλιετηρίδες, η επιδημιολογία της, η παθοφυσιολογία, η φυσική ιστορία και η θεραπεία της, άρχισαν να ξεκαθαρίζουν μόνο τις δύο τελευταίες δεκαετίες. Θεωρούμενη ως η τελική κοινή οδός πολλών καρδιακών παθήσεων όπως βαλβιδοπαθειών, υπέρτασης και στεφανιαίας νόσου, πολλοί πίστεψαν στην διαδρομή των χρόνων ότι θεραπεύοντας τα αίτια η καρδιακή ανεπάρκεια θα εξαλειφθεί. Σήμερα αυτή η άποψη φαίνεται τουλάχιστον αφελής. Ενώ η συχνότητα πολλών γνωστών αιτιών καρδιακής ανεπάρκειας έχει μειωθεί, η επίπτωση του συνδρόμου έχει παραδόξως αυξηθεί. Ίσως αυτό να είναι το

αποτέλεσμα της γήρανσης του πληθυσμού (γηράσκουσα καρδιά), αλλά πιθανόν να αντανakλά και τις δραματικές εξελίξεις και βελτιώσεις στην αντιμετώπιση του εμφράγματος του μυοκαρδίου, ακριβώς αυτές που ο επιστημονικός κόσμος είχε πιστέψει ότι θα εξαφάνιζαν την καρδιακή ανεπάρκεια.

Η πληρέστερη κατανόηση των παθοφυσιολογικών μηχανισμών οδήγησαν σε μια επανάσταση όσον αφορά στην θεραπεία του συνδρόμου. Φάρμακα όπως οι αναστολείς του μετατρεπτικού ενζύμου και οι ανταγωνιστές της αγγειοτενσίνης-II έχουν πλέον καθιερωθεί ως απόλυτη ένδειξη στην αγωγή της συστολικής καρδιακής ανεπάρκειας. Ενώ φαρμακευτικά σκευάσματα όπως η δακτυλίτιδα χρησιμοποιούνται για τουλάχιστον 200 χρόνια η πραγματική τους αξία δεν έχει ξεκαθαριστεί ακόμα. Φαρμακευτικές και μη φαρμακευτικές θεραπευτικές παρεμβάσεις όπως οι β-αποκλειστές ή η τακτική σωματική άσκηση που για δεκαετίες θεωρούντο απαγορευτικές για τους ασθενείς με καρδιακή ανεπάρκεια έχουν έρθει στο προσκήνιο την τελευταία δεκαετία ως ωφέλιμες, αποτελεσματικές, και ενδεδειγμένες παρεμβάσεις σε αυτόν τον πληθυσμό ασθενών.

Παρά τη πρόοδο στην κατανόηση παθοφυσιολογίας και θεραπείας του συνδρόμου η καρδιακή καχεξία, χαρακτηριστικό της τελικού σταδίου καρδιακής ανεπάρκειας μόνο τα τελευταία χρόνια αναγνωρίστηκε ως χωριστή νοσολογική οντότητα. Ελάχιστοι επαγγελματίες υγείας έχουν συνειδητοποιήσει τις ιατροκοινωνικές και οικονομικές συνέπειες της καρδιακής καχεξίας, ενώ ο καχεκτικός ασθενής και το περιβάλλον του δεν γνωρίζουν ότι η τελικού σταδίου καρδιακή ανεπάρκεια έχει χειρότερη πρόγνωση από τον καρκίνο.

Σήμερα οι σχετιζόμενες με καρδιακή ανεπάρκεια εισαγωγές στο νοσοκομείο έχουν ξεπεράσει τις εισαγωγές για έμφραγμα.

Ιατροί όλων των ειδικοτήτων έρχονται αντιμέτωποι καθημερινά με το σύμπλεγμα των επιστημονικών, κοινωνικών, ηθικών και οικονομικών

διλημμάτων που σχετίζονται με αυτό το χρόνιο και θανατηφόρο σύνδρομο.

## **2.2 Επιδημιολογία καρδιακής ανεπάρκειας**

Ο **επιπολασμός** (αριθμός όλων των περιπτώσεων καρδιακής ανεπάρκειας στο γενικό πληθυσμό σε μια συγκεκριμένη χρονική στιγμή) υπολογίζεται σε 3-20 ανά 1.000 άτομα γενικού πληθυσμού. Ο επιπολασμός αυξάνει με την ηλικία ώστε να υπάρχουν 30-130 ασθενείς ανά 1.000 άτομα ηλικίας άνω των 65 ετών και 80-160 ασθενείς ανά 1000 άτομα ηλικίας άνω των 75 ετών.

Η **επίπτωση** (αριθμός νέων περιπτώσεων καρδιακής ανεπάρκειας στον γενικό πληθυσμό στην διάρκεια μιας χρονικής περιόδου) υπολογίζεται σε 1-5 νέες περιπτώσεις ανά 1000 άτομα γενικού πληθυσμού κατ' έτος. Και πάλι, η επίπτωση είναι συνάρτηση της ηλικίας και υπάρχουν 16 περιπτώσεις ανά 1000 άτομα άνω των 65 ετών κατ' έτος και 30 περιπτώσεις ανά 1000 άτομα άνω των 75 ετών κατ' έτος. Η προοδευτική γήρανση του πληθυσμού που ήδη καταγράφεται θα επηρεάσει την επίπτωση της καρδιακής ανεπάρκειας τα επόμενα χρόνια.

Με βάση τα παραπάνω στοιχεία υπολογίζεται ότι στην Ελλάδα πιθανότατα υπάρχουν 200.000 ασθενείς με καρδιακή ανεπάρκεια και 30.000 περίπου νέες περιπτώσεις κάθε χρόνο.

Η επίπτωση της καρδιακής ανεπάρκειας εξαρτάται από την επίπτωση των συνήθων καταστάσεων που την προκαλούν. Η υπέρταση αν και υποθεραπεύεται δεν είναι πλέον τόσο σημαντικός παράγων αύξησης της επίπτωσης της καρδιακής ανεπάρκειας. Αντίθετα, η στεφανιαία νόσος με την αυξημένη συχνότητα εμφάνισης της και την θεραπεία που επιτρέπει την επιβίωση σε βαρείες μορφές της νόσου σίγουρα είναι σημαντικός παράγων αύξησης της επίπτωσης και του επιπολασμού της καρδιακής ανεπάρκειας. Από επιδημιολογικής πλευράς ο σακχαρώδης διαβήτης και η παχυσαρκία είναι δύο

καταστάσεις με ιδιαίτερη σημασία. Η συχνότητα εμφάνισης καρδιακής ανεπάρκειας είναι αυξημένη τόσο στους διαβητικούς όσο και στους παχύσαρκους, καθώς υπάρχει μια σαφής διαχρονική τάση για αύξηση της επίπτωσης και των δύο καταστάσεων στον γενικό πληθυσμό. Από στοιχεία των ΗΠΑ την τελευταία δεκαετία το μέσο βάρος σώματος έχει αυξηθεί κατά 3,5 Kg και οι διαβητικοί αυξήθηκαν από 5% σε 6,5% του πληθυσμού. Τέλος, η καλύτερη θεραπεία των τελικών σταδίων της καρδιακής ανεπάρκειας συμβάλλει και αυτή στην αύξηση του επιπολασμού.

Υπάρχει επομένως μια επιδημία καρδιακής ανεπάρκειας που θα συνεχισθεί τα επόμενα χρόνια με αποτέλεσμα την αύξηση των εισαγωγών στο νοσοκομείο, την αύξηση των θανάτων που αποδίδονται στην νόσο και μια αύξηση στο κόστος για την αντιμετώπιση των ασθενών με καρδιακή ανεπάρκεια.

### **2.3. Μορφές καρδιακής ανεπάρκειας**

Όπως προαναφέρθηκε, καρδιακή ανεπάρκεια είναι η ανικανότητα της καρδιάς να εφοδιάσει τους ιστούς του σώματος με την απαραίτητη ποσότητα αίματος. Αυτό συμβαίνει λόγω καρδιακής βλάβης που προκαλεί μείωση της λειτουργικότητας (δύναμης) της καρδιάς. Η καρδιακή ανεπάρκεια εμφανίζεται με δύο μορφές:

#### **► Αριστερή καρδιακή ανεπάρκεια**

Η βλάβη βρίσκεται στην αριστερά κοιλία, που αδυνατεί να προωθήσει το αίμα προς την αορτή. Η πίεση προς τα «πίσω» (αριστερό κόλπο και πνεύμονες) αυξάνει. Η αυξημένη αυτή πίεση προκαλεί εξίδρωση υγρού στον περιαγγειακό χώρο των πνευμονικών τριχοειδών και σε σοβαρότερες καταστάσεις υγρό εμφανίζεται μέσα στις κυψελίδες. Έτσι τα συμπτώματα που εμφανίζονται είναι από τους πνεύμονες, κυρίως δύσπνοια.

#### **► Δεξιά καρδιακή ανεπάρκεια**

Η βλάβη, βρίσκεται στην δεξιά κοιλία που αδυνατεί να προωθήσει το αίμα προς την πνευμονική αρτηρία. Η πίεση προς τα

«πίσω» αυξάνεται (δεξιό κόλπο και φλέβες) και τα συμπτώματα προέρχονται από την φλεβική στάση (κυρίως οιδήματα κάτω άκρων).

## **2.4 Αίτια της καρδιακής ανεπάρκειας**

### **A. Πρώτα έτη ζωής**

- Έκπτωση της μυοκαρδιακής λειτουργίας συνεπεία μυοκαρδίτιδας
- Υπερκοιλιακές ταχυκαρδίες
- Συγγενείς καρδιοπάθειες

### **B. 5-15 έτη**

- Οξεία ρευματική μυοκαρδίτιδα
- Οξεία σπειρατονεφρίτιδα (υπερτασική απάντηση)
- Συγγενείς καρδιοπάθειες

### **Γ. Νέοι ενήλικοι**

- Οξεία ρευματική καρδίτιδα
- Ρευματικές βαλβιδοπάθειες
- Μυοκαρδίτιδα
- Διατατική μυοκαρδιοπάθεια

### **Δ. Ενήλικοι 40 ετών**

- Στεφανιαίας νόσος
- Υπερτασική καρδιοπάθεια
- Διατατική μυοκαρδιοπάθεια
- Εκφυλιστικές βαλβιδοπάθειες
- Ρευματικές βαλβιδοπάθειες
- Σπάνιες σύμπλοκες συγγενείς καρδιοπάθειες

Οι παθήσεις αυτές μπορεί να προκαλέσουν καρδιακή ανεπάρκεια μειώνοντας την ικανότητα προς σύσπαση της καρδιάς, μειώνοντας την πλήρωση της καρδιάς με αίμα ή γεμίζοντας τις κοιλότητες της καρδιάς με μεγάλη ποσότητα αίματος. Η πάθηση αυτή δεν εμφανίζεται ξαφνικά αλλά υπάρχει συνήθως για χρόνια, εξελίσσεται και επιδεινώνεται.

## 2.5 Παθοφυσιολογικοί μηχανισμοί καρδιακής ανεπάρκειας

Θα εξετάσουμε στην ενότητα αυτή, τι ακριβώς συμβαίνει στην καρδιακή ανεπάρκεια. Όταν η καρδιά δεν συστέλλεται ικανοποιητικά, όπως θα έπρεπε, λιγότερο αίμα βγαίνει από την καρδιά. Έτσι το αίμα όταν επιστρέφει στην καρδιά, λόγω του ότι βρίσκει και υπόλοιπο αίματος εκεί, αρχίζει να συσσωρεύεται στις φλέβες. Γι' αυτόν τον λόγο αναπτύσσεται μια δύναμη από το εσωτερικό των αγγείων προς τους ιστούς των ποδιών. Το οίδημα το οποίο αναπτύσσεται στα άκρα, στους σφυρούς και στις κνήμες οφείλεται στην κατάσταση αυτή. Μερικές φορές το οίδημα αυτό φθάνει και στην κοιλία και στο ήπαρ. Δεν οφείλονται βέβαια όλα τα οιδήματα στην καρδιακή ανεπάρκεια.

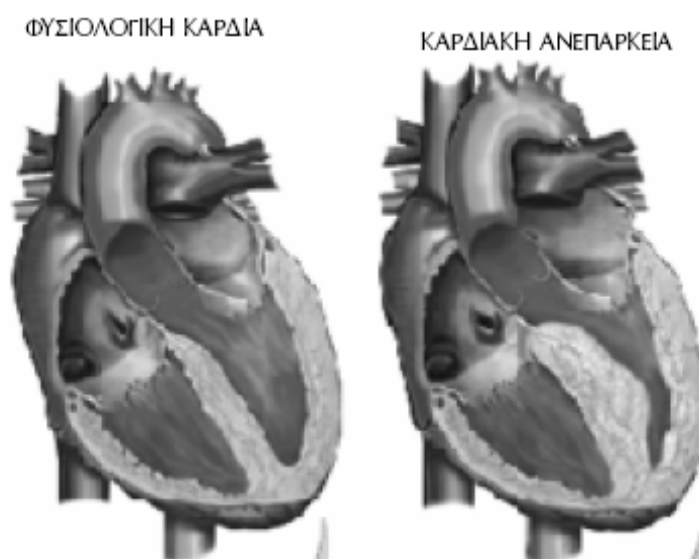
Η αριστερή πλευρά της καρδιάς δέχεται το οξυγονωμένο αίμα από τους πνεύμονες και το στέλνει σε όλο το σώμα. Όταν η καρδιά δεν συστέλλεται ικανοποιητικά, αίμα παραμένει στα αγγεία και στους πνεύμονες. Μερικές φορές υγρό εξέρχεται από τα αγγεία του πνεύμονα στον χώρο που φυσιολογικά μπαίνει ο αέρας που αναπνέουμε. Η κατάσταση αυτή καλείται **οξύ πνευμονικό οίδημα** και χαρακτηρίζεται από έντονη δύσπνοια, εφίδρωση και συχνά υψηλή αρτηριακή πίεση.

Στην καρδιακή ανεπάρκεια η ικανότητα των νεφρών να αποβάλλουν νάτριο και νερό είναι επίσης μειωμένη. Το νάτριο, το οποίο φυσιολογικά θα έπρεπε να αποβάλλεται με τα ούρα, παραμένει στο σώμα και κατακρατά νερό. Αυτό επιδεινώνει το πρόβλημα της αυξημένης κατακράτησης υγρών που ήδη υπάρχει. Ένα άλλο σύμπτωμα των ασθενών με καρδιακή ανεπάρκεια είναι η κόπωση. Αυτό οφείλεται στο ότι δεν κυκλοφορεί αρκετό αίμα στους ιστούς και στα όργανα και το οξυγόνο το οποίο απαιτείται δεν επαρκεί. Όταν η καρδιακή ανεπάρκεια εμφανίζεται, ο οργανισμός προσπαθεί να αμυνθεί. Ένας τρόπος είναι η αύξηση του μεγέθους της καρδιάς. Όταν οι κοιλότητες της καρδιάς αυξάνονται, διατείνονται και



μπορούν να συστέλλονται ισχυρότερα και έτσι να εξωθούν περισσότερο αίμα.

Ένας δεύτερος τρόπος με τον οποίον η καρδιά αμύνεται είναι η αύξηση της μυϊκής μάζας. (εικόνα 2-1) Με αυτόν τον τρόπο αυξάνεται ο συνολικός αριθμός των μυϊκών ινών που είναι δυνατόν να συσταλούν. Περισσότερες μυϊκές ίνες σημαίνει ότι η καρδιά συστέλλεται ισχυρότερα.



Εικόνα 2-1: Αύξηση μυϊκής μάζας καρδιάς στην καρδιακή ανεπάρκεια

Ένας τελευταίος τρόπος είναι η αύξηση της συσπαστικότητας της καρδιάς μέσω αγγειοσυσπαστικών ουσιών που κυκλοφορούν. Στην αρχή αυτοί οι μηχανισμοί βοηθούν την καρδιά να ανταποκρίνεται φυσιολογικά ή τουλάχιστον ικανοποιητικά. Καθώς όμως η κατάσταση επιδεινώνεται, η αντιστάθμιση αυτή αρχίζει από μόνη της να επιδεινώνει τα πράγματα και από ένας βοηθητικός μηχανισμός γίνεται τελικά καταστρεπτικός.

## **2.6 Αριστερή καρδιακή ανεπάρκεια**

Το κύριο σύμπτωμα είναι η δύσπνοια η οποία ανάλογα με την βαρύτητα εκδηλώνεται σαν:

### ► Δύσπνοια προσπάθειας

Εμφανίζονται με την σωματική προσπάθεια. Όσο πιο εύκολα, δηλαδή σε μικρότερη προσπάθεια εμφανίζεται τόσο πιο σοβαρή είναι η καρδιακή ανεπάρκεια. Υποχωρεί μετά τη διακοπή της. Μπορεί να εμφανισθεί και μετά από ψυχική υπερδιέγερση, κατάκλιση, υπερυδάτωση, αρρυθμίες.

### ► Παροξυσμική δύσπνοια ή καρδιακό άσθμα

Εμφανίζεται παροξυσμικά συχνά κατά την διάρκεια του ύπνου (2-3 ώρες μετά την κατάκλιση) και αναγκάζει τον ασθενή να σηκωθεί για αναζήτηση αέρα. Λίγο μετά την απόκτηση καθιστής ή όρθιας θέσης αισθάνεται καλύτερα και μπορεί να κοιμηθεί για το υπόλοιπο της νύκτας.

### ► Οξύ πνευμονικό οίδημα

Είναι βαριά κλινική εκδήλωση της αριστερής καρδιακής ανεπάρκειας με αιφνίδια αύξηση της πίεσης των πνευμονικών τριχοειδών πάνω από 25 mm Hg και άφθονη εξαγγείωση υγρού στις κυψελίδες.

Εμφανίζεται σε χρόνιους καρδιοπαθείς με εύκολη δύσπνοια προσπάθειας ή επεισόδια παροξυσμικής δύσπνοιας που μπορεί να εξελιχθούν σε πνευμονικό οίδημα, συχνά όμως εμφανίζεται και ως πρώτη εκδήλωση σε ασθενείς με οξύ καρδιακό επεισόδιο όπως είναι το οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου, κρίση αρτηριακής υπέρτασης κ.ά. Στους καρδιοπαθείς με χρόνια δύσπνοια η έκλυση του οξέος πνευμονικού οιδήματος συχνά οφείλεται σε διαταραχή του καρδιακού ρυθμού, π.χ. παροξυσμό κολπικής μαρμαρυγής, αύξηση της αρτηριακής πίεσης ή στηθαγχική κρίση και, σπανιότερα, σε υπερβολική χορήγηση υγρών.

Στην κλινική εικόνα κυριαρχεί η δύσπνοια με συχνές και επιπόλαιες αναπνοές. Ο ασθενής είναι φοβισμένος και έχει το αίσθημα της έλλειψης αέρα. Η κατάληψη των κυψελίδων από υγρό συχνά συνδυάζεται με ρήξεις μικρών αγγείων και αυτά εκδηλώνονται με

βήχα και ροδόχροα αφρώδη πτύελα. Σε πληρέστερη εικόνα ο ασθενής φαίνεται σαν να πνίγεται από την εξαγγείωση των υγρών στις κυψελίδες με αφρούς στο στόμα. Το αίμα υπολείπεται σε οξυγόνωση και εμφανίζεται ελαφρά περιφερική κυάνωση στα χείλη και τα δάχτυλα. Επίσης στην περιφέρεια κυριαρχούν οι εκδηλώσεις της χαμηλής καρδιακής παροχής: ωχρότητα, ψυχρά άκρα, εφίδρωση. Η σωματική κόπωση είναι έκδηλη, ο ασθενής δεν μπορεί να σταθεί όρθιος, ακόμη και να καθίσει. Συχνά υπάρχει διανοητική σύγχυση.

Από την αντικειμενική εξέταση διαπιστώνεται ταχυκαρδία με πολύ μικρό αρτηριακό σφυγμό, ο οποίος ενίοτε είναι εναλλασσόμενος. Η συστολική πίεση μπορεί να είναι φυσιολογική ή και αυξημένη από περιφερικό αγγειόσπασμο, όμως συχνά είναι χαμηλή, κάτω των 100 mmHg. Από την ακρόαση διαπιστώνονται άφθονοι διάσπαρτοι υγροί ρόγχοι σε αμφότερα τα πνευμονικά πεδία, συχνά δε και ξηρά ακροαστικά λόγω συνύπαρξης σπασμού βρόγχων. Εάν ο θόρυβος από την ανησυχία, τη δύσπνοια, το βήχα και τα ακροαστικά του ασθενούς επιτρέπουν ικανοποιητική ακρόαση της καρδιάς, διαπιστώνεται ταχυκαρδία με καλπασμό, συχνά αρρυθμίες, πιθανόν αύξηση της έντασης του 2ου τόνου στην περιοχή της πνευμονικής και μερικές φορές ήπιο συστολικό φύσημα από λειτουργική ανεπάρκεια μιτροειδούς. Επίσης εάν υπάρχει βαλβιδοπάθεια, είναι δυνατόν να διαπιστωθούν τα αντίστοιχα ακροαστικά ευρήματα, πάντως με μεγάλη δυσκολία λόγω της θορυβώδους κλινικής εικόνας και συνυπάρχουσας ταχυκαρδίας.

## **2.7 Δεξιά καρδιακή ανεπάρκεια**

### **Αίτια:**

- Οι παθήσεις που προκαλούν κάμψη της αριστερής καρδιάς και με την πάροδο του χρόνου οδηγούν σε αύξηση των πνευμονικών αντιστάσεων, ανάπτυξη πνευμονικής υπέρτασης και τελικά κάμψη της δεξιάς κοιλίας.
- Χρόνιες παθήσεις των πνευμόνων, όπως η χρόνια

βρογχίτιδα, το πνευμονικό εμφύσημα, οι επανειλημμένες πνευμονικές εμβολές κ.λ.π.

- Συγγενείς καρδιοπάθειες, όπως η στένωση της πνευμονικής βαλβίδας, η μεσοκολπική επικοινωνία κ.ά. που προκαλούν αύξηση του έργου της δεξιάς κοιλίας.
- Ανεπάρκεια της τριγλώχινας.
- Μυοκαρδίτιδες από ιώσεις, ρευματικό πυρετό κ.ά., καθώς επίσης επιβάρυνση του μυοκαρδίου από νοσήματα που προκαλούν υπερκινητική κυκλοφορία, όπως ο υπερθυρεοειδισμός, η αναιμία, τα αρτηριοφλεβικά ανευρύσματα κ.λ.π. Οι καταστάσεις αυτές επιβαρύνουν το μυοκάρδιο αμφοτέρων των κοιλιών, πλην όμως εμφανίζουν συχνά εκδηλώσεις κάμψης της δεξιάς κοιλίας, διότι το τοίχωμά της είναι ασθενέστερο.
- Η συμπιεστική περικαρδίτιδα και οι σπάνιες παθήσεις του μυξώματος του δεξιού κόλπου και της στένωσης της τριγλώχινας παρουσιάζουν παρόμοια εικόνα με την κάμψη της δεξιάς κοιλίας, επειδή παρεμποδίζουν την πλήρωση αυτής και προκαλούν αύξηση της πίεσης στο δεξιό κόλπο και το φλεβικό σύστημα της μεγάλης κυκλοφορίας με έκδηλη εικόνα περιφερικής στάσης.

### **Κλινική εικόνα**

Οι κλινικές εκδηλώσεις της δεξιάς καρδιακής ανεπάρκειας οφείλονται (α) στην αυξημένη περιφερική φλεβική πίεση, (β) τη μειωμένη καρδιακή παροχή, (γ) την πνευμονική συμφόρηση ή πνευμονική νόσο που πολλές φορές συνυπάρχει με τη δεξιά καρδιακή ανεπάρκεια και (δ) σε αυτή την ίδια την δεξιά καρδιά, η οποία, όταν κάμπτεται παρουσιάζει πρώιμα διαγνωστικά σημεία, προτού εμφανισθούν οι εκδηλώσεις της περιφερικής φλεβικής συμφόρησης.

## **Υποκειμενικά συμπτώματα**

### **► Δύσπνοια**

Είναι συνεχής, μικρού βαθμού κατά την ανάπαυση και επιτείνεται κατά την προσπάθεια. Ενίοτε υποχρεώνει τον ασθενή να κάθεται ή να κοιμάται ψηλά με αρκετά 3-4 μαξιλάρια στην πλάτη. Οφείλεται σε συνυπάρχουσα κάμψη της αριστερής καρδιάς ή σε χρόνια πνευμονικό νόσημα που προκάλεσε την κάμψη της δεξιάς κοιλίας. Επίσης στην εμφάνιση της δύσπνοιας συμβάλλει η ύπαρξη υδροθώρακα και ασκίτη, σε προχωρημένες δε καταστάσεις συμβάλλουν και ο ερεθισμός του αναπνευστικού κέντρου λόγω οξέωσης που προκαλείται από το αυξημένο στο αίμα γαλακτικό οξύ.

### **► Κόπωση**

Οι πάσχοντες αισθάνονται κόπωση και στη μικρή ακόμη προσπάθεια. Οφείλεται στη μείωση της καρδιακής παροχής.

### **► Γαστρεντερικές διαταραχές**

Συνίσταται σε μετεωρισμό της κοιλίας, «φούσκωμα» αμέσως μετά το φαγητό και δυσκοιλιότητα. Σπανιότερα εμφανίζονται ναυτία ή και εμετοί ή ακόμη και διαρροϊκές κενώσεις από τη λήψη φαρμάκων, όπως η δακτυλίτιδα, η κινιδίνη κ.ά.

### **► Ολιγουρία ή δυσουρία**

Στους περιπατητικούς ασθενείς η ολιγουρία είναι έκδηλη κατά τη διάρκεια της ημέρας. Τη νύχτα η καρδιά ανταποκρίνεται καλύτερα στις απαιτήσεις της περιφέρειας και έτσι συμβαίνει κινητοποίηση υγρών και αύξηση της διούρησης (νυκτουρία). Οι άνδρες μέσης ή προχωρημένης ηλικίας συχνά έχουν κάποια διόγκωση του προστάτη, η οποία γίνεται μεγαλύτερη στην καρδιακή ανεπάρκεια λόγω κατακρατήσεως υγρών. Στις περιπτώσεις αυτές οι ασθενείς έχουν δυσκολία στην έναρξη και συνέχιση της ούρησης.

### **► Θόλωση της διάνοιας, σύγχυση ή και ψυχωσικές εκδηλώσεις**

Αποδίδονται σε εγκεφαλική ισχαιμία ή επεισόδια εγκεφαλικών εμβολών.

## **Βιβλιογραφία Κεφαλαίων 1,2**

- 1.** V. Kumar, R.S. Cotran, S.L.Robbins, Basic Pathology 5<sup>th</sup> edition (1992) W.B. Saunders Co.
- 2.** A.S. Fauci, E.Braunwald, K.J.Isselbacher,J.D.Wilson,J.B. Martin, D.L.Kasper, S.L.Hauser, D.L.Longo, Harrison's Principals Of Internal Medicine, 14<sup>th</sup> edition Volume 1, International Edition, McGraw Hill
- 3.** S.Silbernagl, F. Lang, Εικονογραφημένο εγχειρίδιο Παθοφυσιολογίας, Ιατρικές εκδόσεις Σιώκης 2002
- 4.** Dale Dubin, Ταχεία Ερμηνεία του Ηλεκτροκαρδιογραφήματος, Επιστημ. Εκδόσεις Γρηγ. Παρισιάνος 1975
- 5.** F.H.Netter, Άτλας Ανατομικής του Ανθρώπου, 2<sup>η</sup> εκδοση, Ιατρικές Εκδόσεις Π.Χ.Πασχαλίδης 1999
- 6.** Κωνσταντίνα Νικήτα, Αναπλ.Καθ.Ε.Μ.Π.,Κυκλοφορικό Σύστημα, ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ, ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ,Εργ. Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας, Δεκ. 2002
- 7.** [www.incardiology.gr](http://www.incardiology.gr)

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΜΕΘΟΔΟΙ ΑΝΤΙΜΕΤΩΠΙΣΗΣ**

### **ΚΑΡΔΙΑΚΗΣ ΑΝΕΠΑΡΚΕΙΑΣ**

Όπως έγινε φανερό στη προηγούμενη παράγραφο, η καρδιακή ανεπάρκεια έχει αναχθεί τις τελευταίες δεκαετίες σε μείζον κλινικό σύνδρομο, δεδομένου ότι παρουσιάζει σταθερά αυξανόμενη επίπτωση και σημαντική νοσηρότητα. Τα χαρακτηριστικά της νόσου, σε συνδυασμό με την ανεπαρκή προσφορά καρδιακών μοσχευμάτων, ώθησαν στην αναζήτηση εναλλακτικών μορφών υποστήριξης της καρδιακής λειτουργίας. Η μηχανική υποστήριξη της καρδιάς, με ειδικού τύπου συσκευές, αποτελεί την πλέον ελπιδοφόρα εναλλακτική θεραπευτική στρατηγική.

Στις περισσότερες περιπτώσεις καρδιακής ανεπάρκειας, αναφερόμαστε στην λεγόμενη **καρδιογενή καταπληξία** (ή **καρδιογενές shock**), η οποία είναι μία κατάσταση μη επαρκούς αιμάτωσης των ιστών λόγω καρδιακής δυσλειτουργίας.

Η συνηθέστερη αιτία της καρδιογενούς καταπληξίας, είναι το οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου. Στην παθοφυσιολογία της καρδιογενούς καταπληξίας πρωταρχικό ρόλο παίζει η ισχαιμία του μυοκαρδίου η οποία προκαλεί μυοκαρδιακή δυσλειτουργία και σύνδρομο χαμηλής καρδιακής παροχής. Οι βλάβες που προκαλούνται σε όλα τα όργανα είναι κατά κύριο λόγο ισχαιμικής αιτιολογίας.

Με τη συντηρητική αντιμετώπιση η θνητότητα των ασθενών που βρίσκονται σε καρδιογενή καταπληξία είναι ιδιαίτερα υψηλή αγγίζοντας τα απογοητευτικά ποσοστά του 80%. Η θρομβολυτική αγωγή, δεν βελτίωσε σημαντικά την επιβίωση των ασθενών που βρίσκονται σε καταπληξία, ενώ αντίθετα η επείγουσα επαναγγείωση (με αγγειοπλαστική ή χειρουργικά) φαίνεται ότι βελτιώνει την επιβίωση των ασθενών αυτών.

Σε συνδυασμό με την επεμβατική επαναγγείωση η χρήση συσκευών για την μηχανική υποστήριξη της κυκλοφορίας μπορεί να διακόψει τον φαύλο κύκλο της καρδιογενούς καταπληξίας σταθεροποιώντας την αιμοδυναμικά και μεταβολικά ασταθή κατάσταση του ασθενούς.

Οι αντλίες υποστήριξης χρησιμοποιήθηκαν σε τρεις μεγάλες κατηγορίες ασθενών με καρδιογενή καταπληξία.

- 1.** Στο μετα-εξωσωματικό σύνδρομο χαμηλής καρδιακής παροχής, κατά το οποίο υπάρχει αδυναμία αποσύνδεσης του ασθενούς από την εξωσωματική κυκλοφορία.
- 2.** Στην καρδιογενή καταπληξία μετά από οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου και
- 3.** Σε διάφορες άλλες μορφές καρδιογενούς καταπληξίας π.χ. εξαιτίας οξείας μυοκαρδίτιδας.

Όλες οι συσκευές αυτές χρησιμοποιήθηκαν αρχικά για το σύνδρομο χαμηλής καρδιακής παροχής μετά από καρδιοχειρουργικές επεμβάσεις, (postcardiotomy syndrome), η χρήση τους όμως επεκτάθηκε σε ασθενείς με καρδιακή ανεπάρκεια όλων των αιτιολογιών. Τα αποτελέσματα από την χρήση των αντλιών αυτών καθόρισαν και τις ενδείξεις για την εμφύτευση τους. Έτσι σε γενικές γραμμές οι ενδείξεις μπορούν να διατυπωθούν σε 3 μεγάλες κατηγορίες:

- Υποστήριξη μέχρι την πλήρη ανάρρωση του μυοκαρδίου (**Bridge to recovery**).
- Υποστήριξη μέχρι την εξεύρεση καρδιακού μοσχεύματος (**Bridge to transplantation**).
- Μόνιμη υποβοήθηση ή αντικατάσταση (**destination therapy**).



### 3.1 Επιλογή της αντλίας υποστήριξης

Οι **ενδείξεις**, η **επιλογή** των ασθενών αλλά και ο **χρόνος** για την τοποθέτηση μίας αντλίας αποτελούν σήμερα αντικείμενο πολλών συζητήσεων και διαφορετικών απόψεων για την αντιμετώπιση των ασθενών με καρδιακή ανεπάρκεια.

Από τη διεθνή εμπειρία, φαίνεται ότι ένας από τους σημαντικότερους παράγοντες για την επιτυχία της θεραπείας με μηχανικά μέσα για την υποστήριξη της αριστεράς ή της δεξιάς κοιλίας είναι και η επιλογή του κατάλληλου χρόνου για εμφύτευση της αντλίας. Όταν η τοποθέτηση αυτής γίνεται πρόωρα μπορεί να είναι είτε ανώφελη, είτε να αυξήσει τις επιπλοκές από την τοποθέτηση όπως, λοιμώξεις, θρομβοεμβολικά επεισόδια και αιμορραγίες. Εάν αντιθέτως η αντλία τοποθετηθεί καθυστερημένα, πιθανότατα να μην αποδώσει τα προσδοκώμενα αποτελέσματα επειδή δεν θα μπορεί να αναστρέψει τις τελικού σταδίου βλάβες που έχουν προκληθεί από την καρδιακή ανεπάρκεια στο ήπαρ, τους νεφρούς και τα άλλα όργανα λόγω της χαμηλής παροχής αίματος σε αυτά.

Επιπρόσθετα η καθυστερημένη τοποθέτηση με κακά αντίστοιχα αποτελέσματα, δημιουργεί επιπλέον βάρος, οικονομικό και συναισθηματικό, στον ασθενή και το συγγενικό του περιβάλλον. Η επιλογή του χρόνου και του τύπου της αντλίας υποστήριξης θα πρέπει να γίνεται μετά από εκτίμηση όλων των στοιχείων του ασθενούς και των δυνατοτήτων του κέντρου, μετά από συνεργασία καρδιολόγου και χειρουργού. Οι ασθενείς που βρίσκονται σε αναμονή για την εξεύρεση μοσχεύματος πρέπει να θεωρούνται υποψήφιοι και για τοποθέτηση μίας εκ των αντλιών, εφόσον βρίσκονται σε καρδιακή ανεπάρκεια, παρά τη μέγιστη φαρμακευτική αγωγή που λαμβάνουν.

Οι ασθενείς, οι οποίοι παρουσιάζουν τις παρακάτω αιμοδυναμικές παραμέτρους, θα πρέπει να θεωρούνται υποψήφιοι για μηχανική υποστήριξη της κυκλοφορίας.

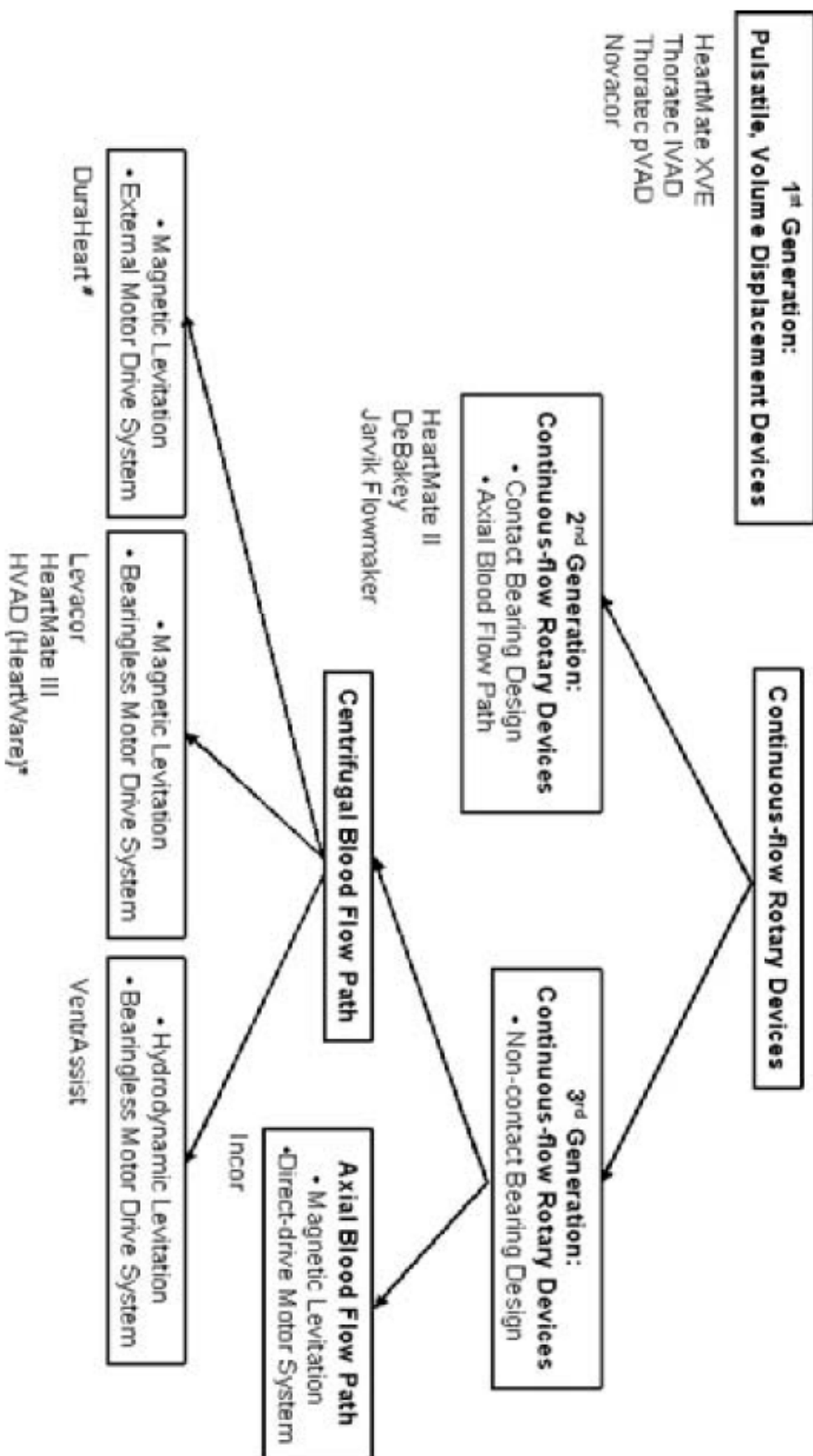
- Καρδιακός δείκτης  $< 2 \text{ L/min/m}^2$  .
- Συστολική αρτηριακή πίεση 80 mm Hg.
- Πίεση αριστερού η δεξιού κόλπου  $> 20 \text{ mm Hg}$ .
- Ωριαία διούρηση  $< 20 \text{ ml/hr}$  (στους ενήλικες).
- Αυξημένες περιφερικές αγγειακές αντιστάσεις  $> 2100 \text{ dynes/sec/cm}^5$ .

Οι αντλίες, κατά την εξέλιξη τους, έχουν ήδη διαμορφώσει τρεις γενιές σχεδιασμού, όπως φαίνεται στον Πίνακα 3-1.

Η 1<sup>η</sup> γενιά αφορούσε σε σφυγμικές αντλίες και αντλίες θετικής μετατόπισης (Heartmate XVE, Thoratec IVAD, Thoratec pVAD, Novacor). Κατόπιν σχεδιάστηκαν οι αντλίες συνεχούς ροής περιστροφικού τύπου (2<sup>η</sup> γενιά), οι οποίες είχαν πτερωτή αξονικής ροής και γενικά τα έδρανα στήριξης της πτερωτής, ερχόταν σε επαφή με την ροή αίματος (HeartMate II, De Bakey, Javrik Flowmaker).

Στην 3<sup>η</sup> γενιά τα έδρανα στήριξης δεν ερχόταν πλέον σε επαφή με την ροή αίματος, μειώνοντας έτσι την δημιουργία θρόμβων (άρα και την πιθανότητα θρομβοεμβολής) αναπτύσσοντας περαιτέρω τις αξονικής ροής αντλίες, στις οποίες πλέον η πτερωτή στηρίζεται με μαγνητικό τρόπο. Αντίστοιχα εμφανίζονται και οι φυγοκεντρικές αντλίες, επίσης με μαγνητική (DuraHeart, Levacor, HeartMate III, HVAD της HeartWare) ή υδροδυναμική (Ventrassist) στήριξη της πτερωτής.

Αξιοσημείωτο είναι επίσης ότι στις τελευταίου σχεδιασμού αντλίες, δεν υπάρχουν καθόλου έδρανα στήριξης.



Πίνακας 3-1: Σχεδιαστική εξέλιξη αντλιών καρδιάς

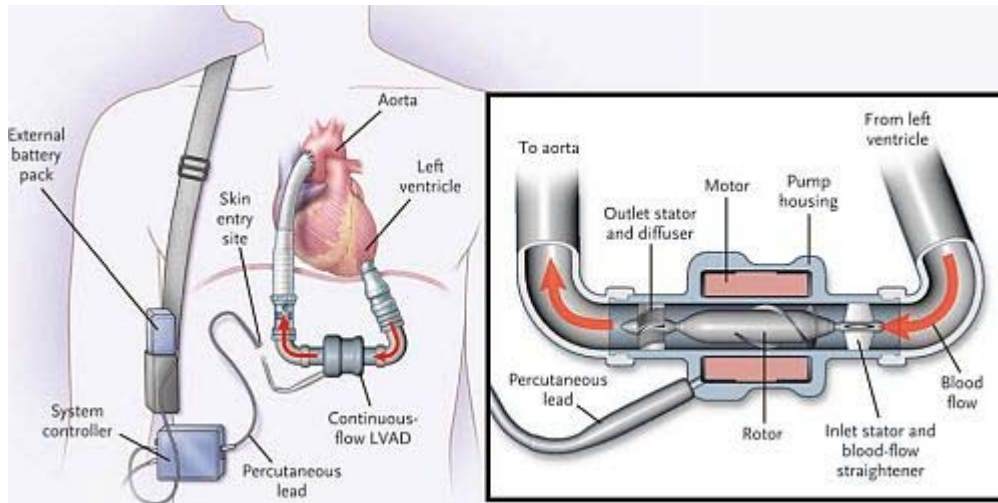
Κατά την βιβλιογραφική μας μελέτη, καταλήξαμε στον πίνακα 3-2, όπου φαίνονται ανάλογα με την γεωμετρία τους, τα κυριότερα είδη συσκευών υποβοήθησης της καρδιάς. Υπάρχουν περισσότερες της μιας αντλίες που πιθανότατα μπορούν να υποστηρίξουν σωστά έναν ασθενή, γι' αυτό και στην επιλογή της, ιδιαίτερο ρόλο παίζει το είδος εκείνο της αντλίας για την οποία υπάρχει η μεγαλύτερη εξοικείωση του προσωπικού που θα φροντίζει τον ασθενή και την αντλία.

### **ΠΙΝΑΚΑΣ 3-2**

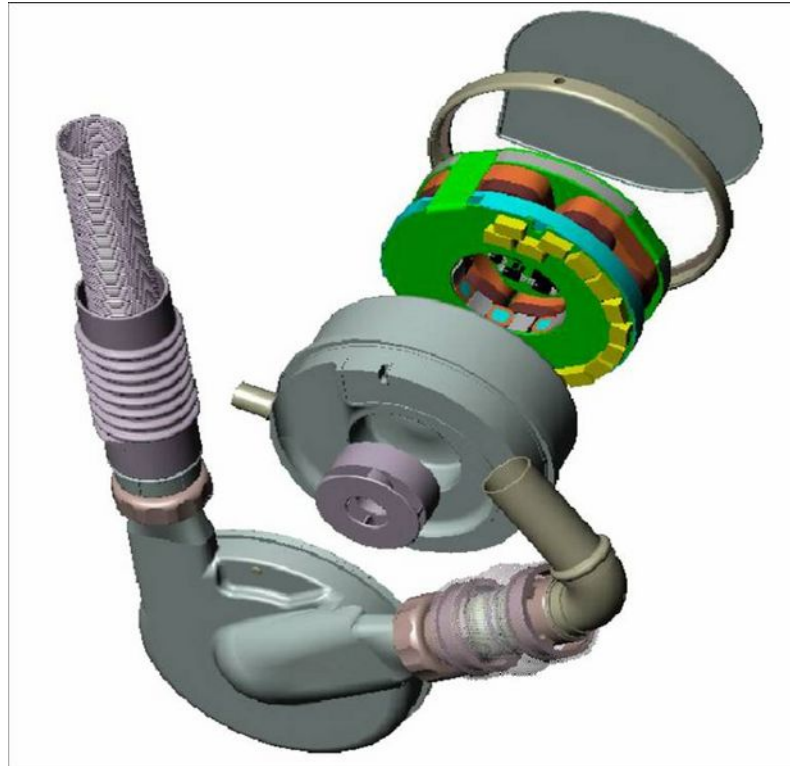
#### **ΕΙΔΗ ΣΥΣΚΕΥΩΝ ΥΠΟΒΟΗΘΗΣΗΣ ΚΟΙΛΙΩΝ**

<b>Σφυγμικής ροής</b>	<b>Περιστροφικής ροής αντλίες</b>
HeartMate IP/VE	<b>1. Αξονικές αντλίες</b>
Novacor	Hemopump
LionHeart	Jarvic 2000
Thoratec (Pierce Donachy)	San Waseda (IVAP)
Medos/HIA	DeBakey
Berlin Heart	HeartMate II (Axipump)
BVS5000	Imprella
Nippon - Zeon VAD	Valvo Pump
Toyobo VAD	Streamliner
ALVAD (Model-7)	<b>2. Ακτινικές αντλίες</b>
BCM	Biopump
Cora Pump	Capiox SP
Roller Pump	Delphin
Intra-Aortic Balloon Pump	Isoflow (Lifestream)
HeartSaver	Rotodynamic Pump
PUCA Pump	Gyro Pump
	RotaFlow
<b>Τεχνητή καρδιά</b>	HiFlow
Abiomed TAH	Nikkiso Pump
Akutsu III TAH	AB-180
Cardiowest TAH (Jarvic 7)	Vienna Centrifugal
Liota TAH	Evaheart
PennState TAH	Abiomed CF
Utah TAH (EHTAH)	Kriton Pump
Philadelphia Heart	MSCP
Nimbus (TAH)	HeartMate III
Baylor TAH	<b>3. Αντλίες μικτής ροής</b>
Undulation Pump	VentrAssist
	HeartQuest
	DeltaStream
	HIA Microdiagonal

Παρακάτω, παραθέτουμε μια σειρά εικόνων (3-3 έως 3-12), για να πάρουμε μια πρώτη ιδέα για τον σχεδιασμό μερικών από τις πιο χαρακτηριστικές αντλίες για κάθε μία κατηγορία του παραπάνω πίνακα.



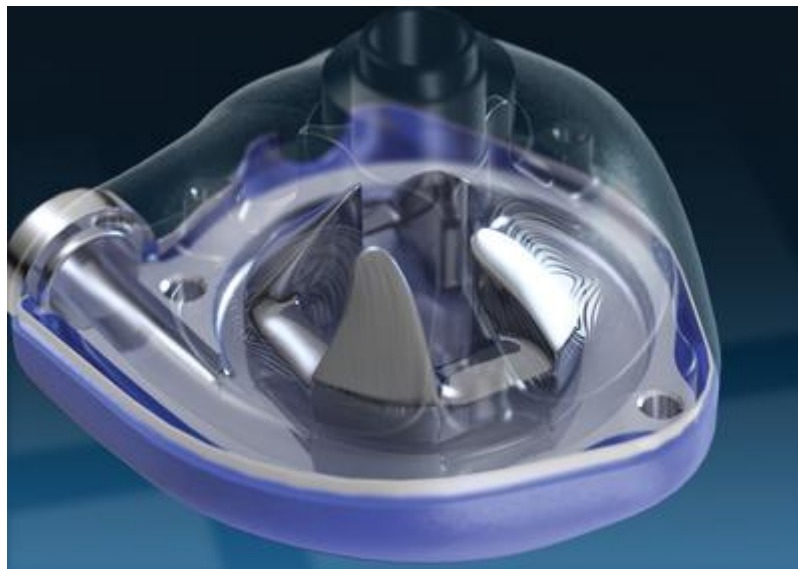
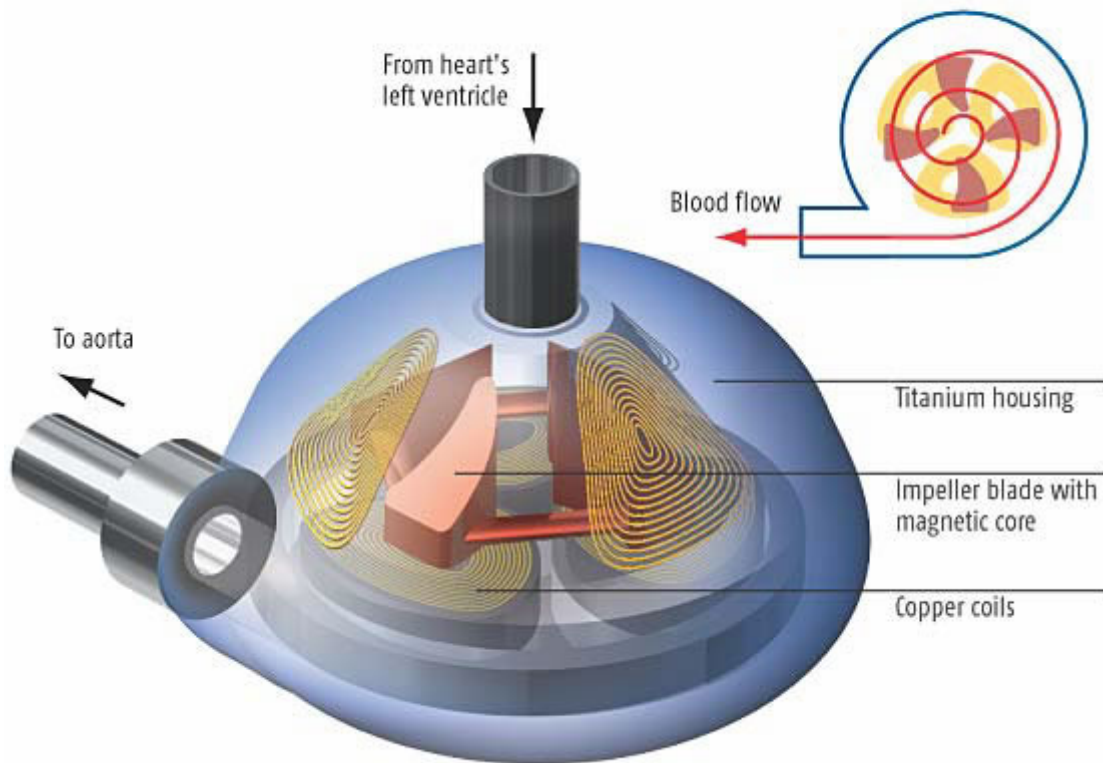
ΕΙΚΟΝΑ 3-3: ΑΝΤΛΙΑ ΣΥΝΕΧΟΥΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΡΟΗΣ



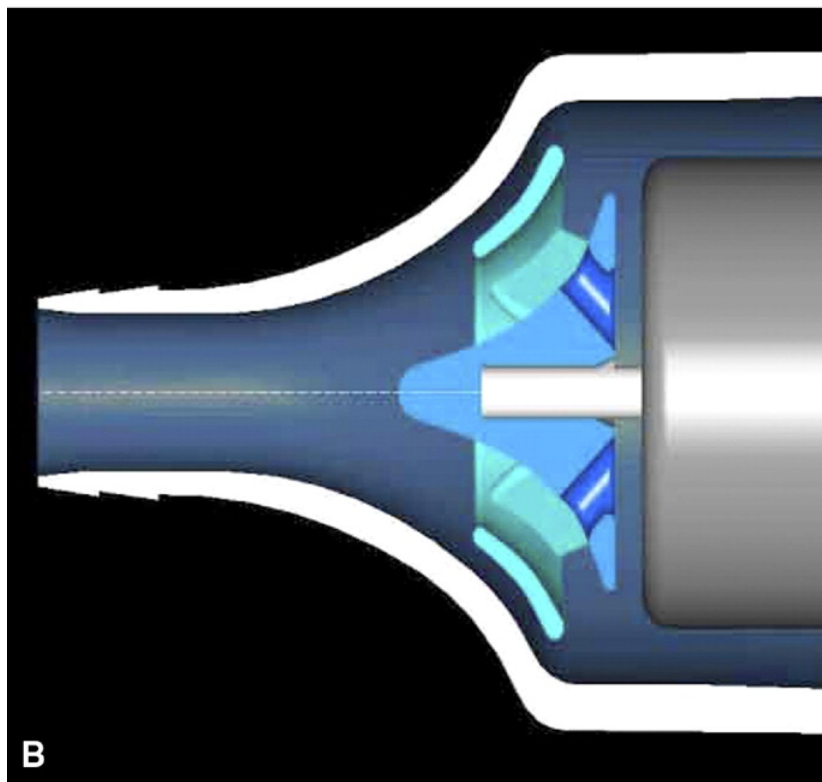
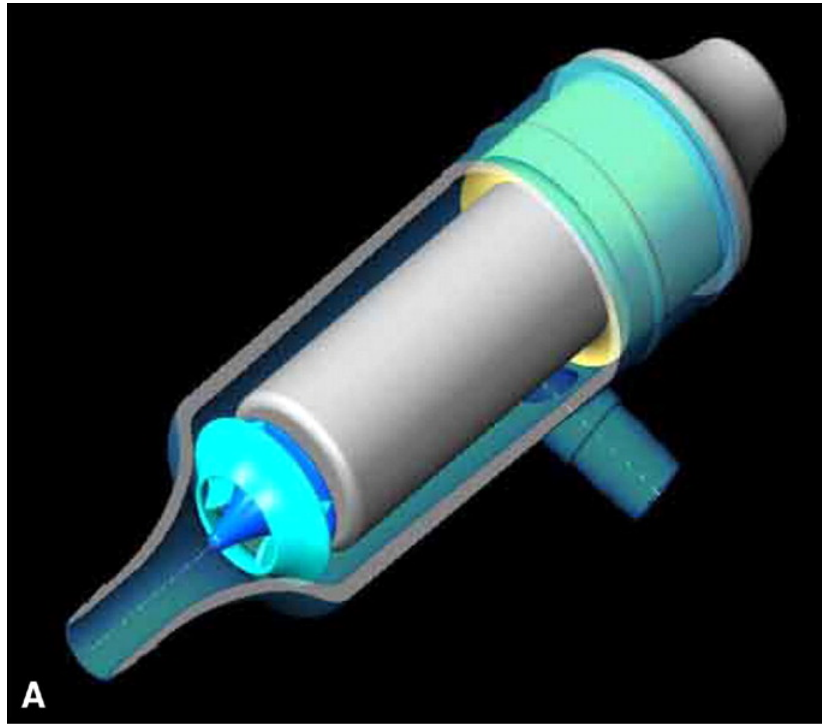
ΕΙΚΟΝΑ 3-4: ΑΝΤΛΙΑ ΑΚΤΙΝΙΚΗΣ ΡΟΗΣ HEARTMATE III

## SUPPORT FOR THE HEART

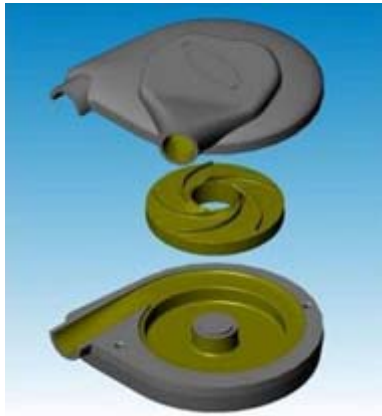
Magnetic fields created by copper coils cause magnets inside the impeller blades to move round. This pushes blood through the pump



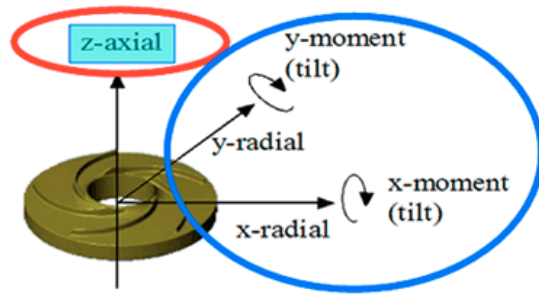
ΕΙΚΟΝΕΣ 3-5 ΚΑΙ 3-6: ΑΝΤΛΙΑ ΜΙΚΤΗΣ ΡΟΗΣ VENTRASSIT



ΕΙΚΟΝΑ 3-7: ΑΝΤΛΙΑ ΜΙΚΤΗΣ ΡΟΗΣ DELTASTREAM DP2

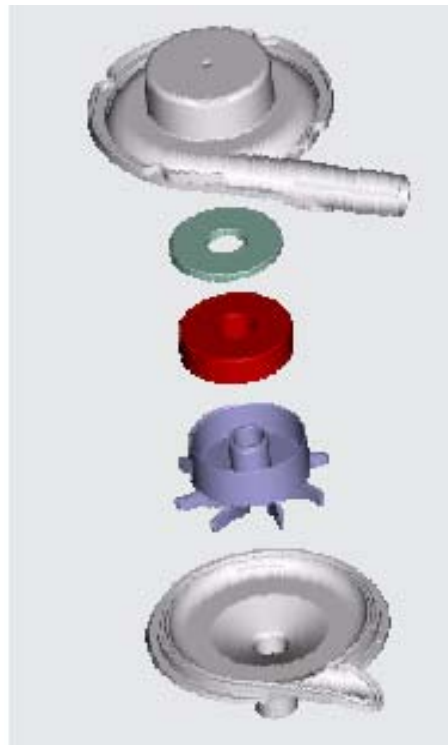


**ACTIVE single control axis**



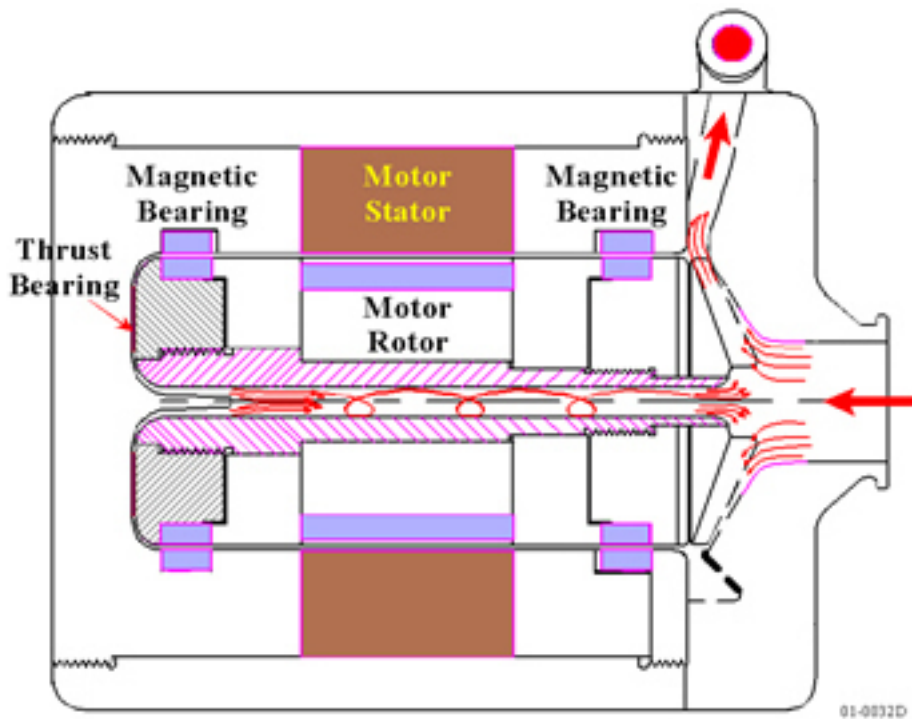
**PASSIVE suspension (4 axes)**

ΕΙΚΟΝΑ 3-8: ΑΝΤΛΙΑ LEVACOR VAD™ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ MAGLEV  
(ΠΛΗΡΟΥΣ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗΣ ΑΝΑΡΤΗΣΗΣ) ΑΚΤΙΝΙΚΗΣ ΡΟΗΣ



ΕΙΚΟΝΑ 3-9: Αντλία ακτινικής ροής Levitronix CentriMag®

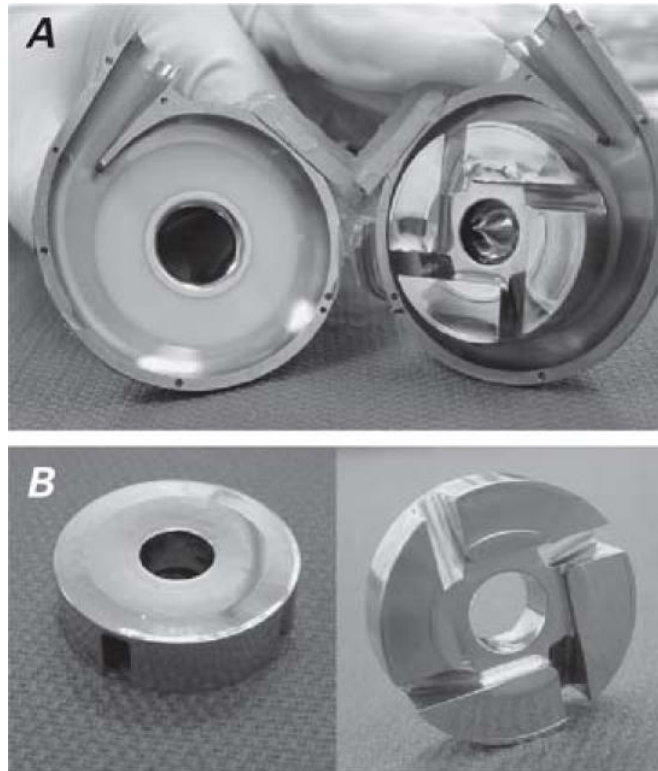




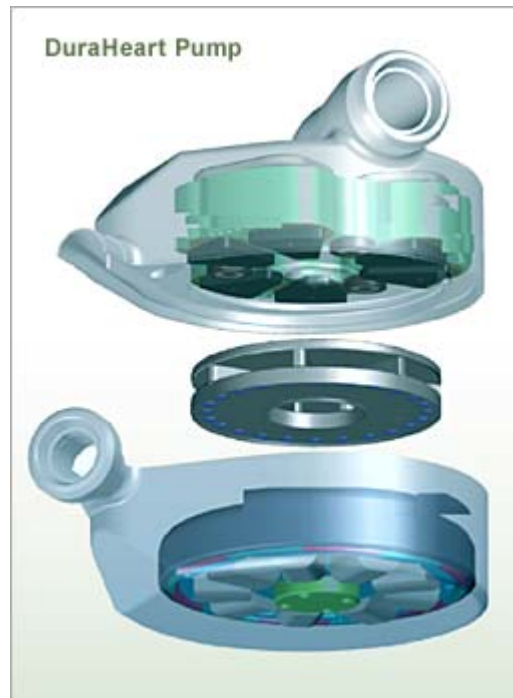
ΕΙΚΟΝΑ 3-10: Αντλία ακτινικής ροής MiTi HEART LVAD μαγνητικής ανάρτησης



Εικόνα 3-11: 3<sup>η</sup>ς γενιάς φυγοκεντρική αντλία HVAD της HeartWare ακτινικής ροής



ΕΙΚΟΝΑ 3-12: 3<sup>ης</sup> γενιάς φυγοκεντρική αντλία HVAD της HeartWare



ΕΙΚΟΝΑ 3-13: ΦΥΓΟΚΕΝΤΡΙΚΗ ΑΝΤΛΙΑ DURAHEART  
(Πτερωτή με μαγνητική ανάρτηση)

Η επιλογή της κατάλληλης αντλίας υποστήριξης για εμφύτευση σε κάποιον ασθενή, αποτελεί τον πιο σημαντικό παράγοντα που καθορίζει και την επιβίωση των ασθενών αυτών. Έτσι εκτός των επιστημονικών κριτηρίων θα πρέπει να λαμβάνεται υπ'όψιν και το ποια αντλία είναι διαθέσιμη στο συγκεκριμένο κέντρο, καθώς και η εμπειρία και η ευκολία στην εμφύτευση αυτής από τη συγκεκριμένη χειρουργική ομάδα. Θα πρέπει να υπάρχει η δυνατότητα χειρισμού δύο τουλάχιστον διαφορετικών αντλιών σε κάθε κέντρο καθώς και σύνδεση του κέντρου με μεταμοσχευτικό κέντρο όπου θα διατίθενται όλα τα είδη των αντλιών.

Παρά τον αρκετά μεγάλο αριθμό και τύπο αντλιών που έχουν τοποθετηθεί, είναι δύσκολο να καθορισθεί ένας αλγόριθμος, για την κάθε κλινική κατάσταση κοινά αποδεκτός, όσον αφορά στην επιλογή του είδους της αντλίας η ακόμη την επιλογή για υποστήριξη της μίας ή και των δύο κοιλιών ή ακόμη την επιλογή για αντικατάσταση της πάσχουσας καρδιάς.

Φαίνεται ότι είναι απαραίτητο, να διατίθενται σε όλα τα κέντρα που πραγματοποιούν καρδιοχειρουργικές επεμβάσεις, εκτός της ενδοαρτικής αντλίας και άλλα συστήματα υποστήριξης της κυκλοφορίας. Η ασφάλεια των ασθενών επιβάλλει να διατίθεται τουλάχιστον μία παρακλίνια αντλία. Επίσης τα κέντρα που έχουν προγράμματα μεταμοσχεύσεων, θα πρέπει υποχρεωτικά να έχουν την δυνατότητα εμφύτευσης μονίμων συστημάτων, με αντλίες εύχρηστες και αποτελεσματικές όπως οι αντλίες συνεχούς ροής.

Πολλές από αυτές βρίσκονται σε πειραματική αξιολόγηση της λειτουργίας τους, ενώ άλλες εξ' αυτών βρίσκονται από χρόνια σε κλινική εφαρμογή. Μέχρι σήμερα, υπάρχουν πολύ λίγες δημοσιευμένες κλινικές μελέτες που προσπαθούν να συγκρίνουν τα αποτελέσματα διαφόρων αντλιών. Κάθε αντλία, έχει πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα κατά την κλινική εφαρμογή της.

Σίγουρα όμως τα στοιχεία τα οποία θα πρέπει να λαμβάνονται υπ'

όψιν, θα πρέπει να είναι ο αναμενόμενος χρόνος υποστήριξης, ο τύπος της απαιτούμενης υποστήριξης (δεξιά, αριστερή ή διπλή υποστήριξη), το συνολικό κόστος, η νοσηρότητα από την τοποθέτηση της κάθε αντλίας, αλλά και οι δυνατότητες που δίνει αυτή στον συγκεκριμένο ασθενή.

Στους ασθενείς με καρδιογενή καταπληξία, λόγω μιας δυνητικά αναστρέψιμης καρδιακής κάμψης μπορεί να χρησιμοποιηθεί ένα σύστημα υποστήριξης, ως γέφυρα για την ανάνηψη του μυοκαρδίου. Η αντλία αυτή, εμφυτεύεται προκειμένου να αποσυμφορήσει το πάσχον μυοκάρδιο και να δώσει χρόνο στο μυοκάρδιο ώστε να ανανήψει. Ενδείξεις για την τοποθέτηση μιας τέτοιας αντλίας είναι συνήθως οι ιογενείς και οι μετά τον τοκετό μυοκαρδιοπάθειες, όπου μπορεί να τοποθετηθεί μία αντλία σφυγμικής ή συνεχούς καρδιακής παροχής, με στόχο την υποστήριξη μερικών εβδομάδων ή μηνών. Άλλες ενδείξεις αποτελούν το μετα-εξωσωματικό σύνδρομο και οι βλάβες επαναιμάτωσης, όπου μπορούν να χρησιμοποιηθούν συστήματα παρακλίνια για την υποστήριξη μερικών ημερών ή λίγων εβδομάδων. Καθώς η καρδιά επανακάμπτει και είναι ικανή να διατηρήσει μόνη της την κυκλοφορία, μπορεί να γίνει αποσύνδεση από την αντλία και αφαίρεση αυτής.

Στους ασθενείς που είναι υποψήφιοι για μεταμόσχευση καρδιάς και των οποίων η κατάσταση συνεχώς επιδεινώνεται, παρά την αυξημένη φαρμακευτική υποστήριξη, μπορεί να τοποθετηθεί μία αντλία με στόχο την μακροχρόνια υποστήριξη. Στις περιπτώσεις αυτές η αντλία χρησιμοποιείται ως γέφυρα μέχρι την εξεύρεση μοσχεύματος και αφαιρείται κατά τη μεταμόσχευση. Σπανιότερα σε λίγους ασθενείς που είναι υποψήφιοι για μεταμόσχευση, μπορεί να ανανήψει το μυοκάρδιο και να αφαιρεθεί η αντλία.

Όσον αφορά την τρίτη ένδειξη δηλαδή την τοποθέτηση συστημάτων υποβοήθησης ως εναλλακτική λύση στην αδυναμία εξεύρεσης μοσχευμάτων, υπάρχουν σε εξέλιξη μελέτες όπως η μελέτη **REMATCH (Randomized Evaluation of Mechanical Assisted**

**Treatment for Congestive Heart Failure)** που διερευνούν αν οι συσκευές αυτές είναι αποτελεσματικές ως μόνιμη λύση. Ωστόσο υπάρχει και μία άλλη κατηγορία ασθενών στους οποίους μόνον η αντικατάσταση της πάσχουσας καρδιάς με μία ολικά εμφυτεύσιμη τεχνητή καρδιά μπορεί δυνητικά να αποτελέσει εφικτή λύση. Οι ασθενείς αυτοί μπορεί να βρίσκονται σε ολική καρδιακή ανεπάρκεια και να υποστηρίζονται και οι δύο κοιλίες ή να πάσχουν από σοβαρού βαθμού πνευμονική υπέρταση.

Ακόμη υπάρχουν ασθενείς που δεν είναι κατάλληλοι υποψήφιοι για την εμφύτευση ενός συστήματος υποστήριξης της αριστεράς κοιλίας λόγω ανατομικών ή παθοφυσιολογικών δυσκολιών. Τέτοιοι ασθενείς είναι οι πάσχοντες από σύμπλοκες συγγενείς καρδιοπάθειες με μεγάλες διαφυγές ενδοκαρδιακά. Οι ασθενείς με καρδιακή ανεπάρκεια και ενδοκαρδίτιδα ή μεγάλους ενδοκοιλιακούς θρόμβους ή μεγάλα ανευρύσματα της αριστεράς κοιλίας ή ακόμη και κακοήθεις όγκους της καρδιάς θα μπορούσαν ίσως να ωφεληθούν από την ολική αντικατάσταση της πάσχουσας καρδιάς με μία τεχνητή.

Παραθέτουμε παρακάτω, τον πίνακα 3-14, ο οποίος μας δείχνει για τα διάφορα είδη αντλιών, τον κατασκευαστή αλλά και την επίσημη έγκριση που διαθέτουν (τουλάχιστον έως τον Ιούλιο του 2009). Είναι αυτονόητο ότι ο πίνακας αυτός επιδέχεται συμπλήρωση διότι περιλαμβάνει μερικές μόνο από τις πιο γνωστές αντλίες σε κυκλοφορία και για ευκολία έχουμε συνδέσει την στήλη του κατασκευαστή και της συσκευής με τις ηλεκτρονικές διευθύνσεις, από όπου μπορεί κάποιος να αντλήσει περισσότερες λεπτομέρειες.

Οι εγκρίσεις δίνονται από την FDA ( U.S. Food and Drug Administration), την Ευρωπαϊκή Ένωση (ΕΕ) και δίνονται είτε για χρήση ως γέφυρα για μεταμόσχευση (bridge-to-transplant ή BTT) είτε για χρήση ως μόνιμη υποβοήθηση (destination therapy ή DT).

ΠΙΝΑΚΑΣ 3-14: ΤΥΠΟΙ ΑΝΤΛΙΩΝ ΚΑΙ ΕΠΙΣΗΜΕΣ ΕΓΚΡΙΣΕΙΣ

Συσκευή	Κατασκευαστής	Τύπος αντλίας	Επίσημη Έγκριση έως Ιούλιο 2009
<a href="#">Novacor</a>	<a href="#">World Heart</a>	Σφυγγική	Εγκριθείσα για χρήση στην Βόρειο Αμερική, Ε.Ε. και Ιαπωνία.
<a href="#">HeartMate XVE</a>	<a href="#">Thoratec</a>	Σφυγγική	Έγκριση από FDA για BTT το 2001 και για DT το 2003. Έχει λάβει δήλωση συμμόρφωσης CE.
<a href="#">HeartMate II</a>	<a href="#">Thoratec</a>	Αξονικής ροής – ανάρτηση πτερωτής με ρουλεμάν	Εγκριθείσα για χρήση στην Βόρειο Αμερική, Ε.Ε. Έχει λάβει δήλωση συμμόρφωσης CE. Έγκριση από FDA για BTT τον Απρίλιο 2008. Επί του παρόντος γίνονται κλινικές δοκιμές για έγκριση DT.
HeartMate III	<a href="#">Thoratec</a>	Συνεχούς αξονικής ροής, με μαγνητικά αναρτώμενη πτερωτή	Σε στάδιο έναρξης κλινικών δοκιμών.
<a href="#">Incor</a>	<a href="#">Berlin Heart</a>	Συνεχούς αξονικής ροής με μαγνητικά αναρτώμενη πτερωτή	Εγκεκριμένο για χρήση στην ΕΕ
<a href="#">Jarvik 2000</a>	<a href="#">Jarvik Heart</a>	Συνεχούς αξονικής ροής, με κεραμικά έδρανα τριβής.	Εγκεκριμένο για χρήση στην ΕΕ. Σχεδιάζονται κλινικές δοκιμές για έγκριση της FDA.

<a href="#">MicroMed DeBakey VAD</a>	<a href="#">MicroMed</a>	Συνεχούς αξονικής ροής, με κεραμικά έδρανα τριβής.	Εγκεκριμένο για χρήση στην ΕΕ. Η έκδοση για παιδιά έχει εγκριθεί από την FDA για χρήση στις ΗΠΑ. Κλινικές δοκιμές στις ΗΠΑ για έγκριση FDA
<a href="#">VentrAssist</a>	<a href="#">Ventricor</a>	Φυγοκεντρική αντλία συνεχούς ροής με υδροδυναμικά αναρτώμενη πτερωτή.	Εγκεκριμένο για χρήση στην ΕΕ και την Αυστραλία. Η εταιρεία κήρυξε πτώχευση κατά την διάρκεια κλινικών δοκιμών για έγκριση από την FDA.
MTIHeartLVAD	<a href="#">MiTiHeart Corporation</a>	Φυγοκεντρική αντλία συνεχούς ροής με μαγνητικά αναρτώμενη πτερωτή.	Σε στάδιο έναρξης κλινικών δοκιμών.
<a href="#">C-Pulse</a>	<a href="#">Sunshine Heart</a>	Σφυγμική με φουσκωτό περιτύλιγμα αορτής.	Σε στάδιο έναρξης κλινικών δοκιμών.
<a href="#">HVAD</a>	<a href="#">HeartWare</a>	Μικρής κλίμακας συσκευή τρίτης γενιάς, με φυγοκεντρική αντλία και υδρομαγνητικά αναρτώμενη πτερωτή. Συσκευή ικανή να τοποθετηθεί στον περικάρδιο χώρο.	Έλαβε δήλωση συμμόρφωσης CE για διανομή στην Ευρώπη τον Ιανουάριο 2009. Ξεκίνησαν δοκιμές για χρήση BTT στις ΗΠΑ τον Οκτώβριο 2008.
<a href="#">DuraHeart</a>	<a href="#">Terumo</a>	Φυγοκεντρική αντλία-μαγνητική ανάρτηση.	Έχει λάβει δήλωση συμμόρφωσης CE. Σε στάδιο έναρξης κλινικών δοκιμών για έγκριση από FDA τον Ιανουάριο 2010.

<a href="#">Thoratec PVAD (Paracorporeal Ventricular Assist Device)</a>	Thoratec	<p>Σφυγμική συσκευή, που περιλαμβάνει τρία βασικά μέρη: την αντλία, σωληνώσεις και ένα οδηγό σύστημα πνευματικού τύπου.</p>	<p>Έχει λάβει δήλωση συμμόρφωσης CE. Έλαβε έγκριση της FDA για χρήση BTT το 1995 και για νάνηψη μετά από εγχείρηση ανοιχτής καρδιάς το 1998.</p>
<a href="#">IVAD - Implantable Ventricular Assist Device</a>	Thoratec	<p>Σφυγμική συσκευή, που περιλαμβάνει τρία βασικά μέρη: την αντλία, σωληνώσεις και ένα οδηγό σύστημα πνευματικού τύπου.</p>	<p>Έχει λάβει δήλωση συμμόρφωσης CE.</p>

### 3.2 Αρχές λειτουργίας των συσκευών μηχανικής υποστήριξης καρδιάς

Τα συστήματα μηχανικής υποστήριξης της καρδιακής λειτουργίας διακρίνονται σε διάφορες κατηγορίες, με βάση τα τεχνικά χαρακτηριστικά και τις κλινικές εφαρμογές τους. Στον πίνακα 3-15, γίνεται επιλεκτική αναφορά των κυριότερων συσκευών, οι οποίες έχουν ευρεία εφαρμογή στη σύγχρονη κλινική πρακτική.



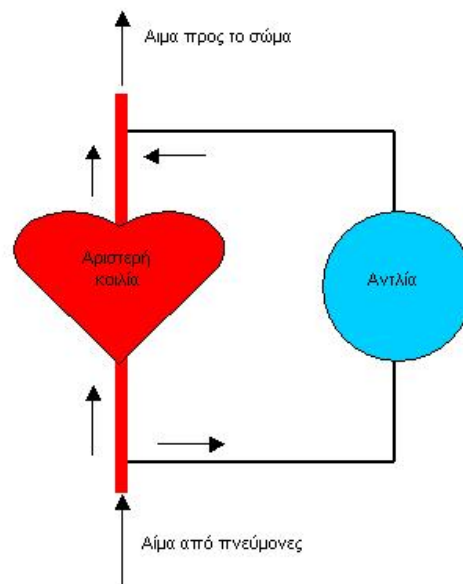
Τύπος	Berlin Heart	Thoratec	Novacor	Heartmate	Abiomed	Micromed DeBakey	Jarvik 2000
Θέση	Εξωτερική	Εξωτερική	Εξωτερική	Εξωτερική	Εξωτερική	Εσωτερική	Εσωτερική
Υποστήριξη κοιλίας	Αριστερής ή/και δεξιάς	Αριστερής ή/και δεξιάς	Αριστερής	Αριστερής	Αριστερής ή/και δεξιάς	Αριστερής	Αριστερής
Χρόνική υποστήριξη	Βραχεία	Μέση μακροχρόνια	Μακροχρόνια	Μακροχρόνια	Μέση	Μακροχρόνια	Μακροχρόνια
Τρόπος λειτουργίας	Πεπιεσμένος αέρας	Πεπιεσμένος αέρας	Ηλεκτρική ενέργεια	Ηλεκτρική ενέργεια ή πεπιεσμένος αέρας	Πεπιεσμένος αέρας	Ηλεκτρική ενέργεια	Ηλεκτρική ενέργεια
Όγκος παλμού	80 ml	65 ml	70 ml	85 ml	80 ml		60 ml
Μέγιστη παροχή αίματος/min		7 L	7-8 L	10-12 L	5 L	5-6 L	6 L
Αντιπηκτική αγωγή	Ναι	Ναι	Ναι	Μη απαραίτητη	Ναι	Ναι	Όχι

ΠΙΝΑΚΑΣ 3-15: ΤΕΧΝΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΚΑΙ ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΩΝ ΚΥΡΙΟΤΕΡΩΝ ΣΕ ΧΡΗΣΗ ΑΝΤΛΙΩΝ ΚΑΡΔΙΑΣ

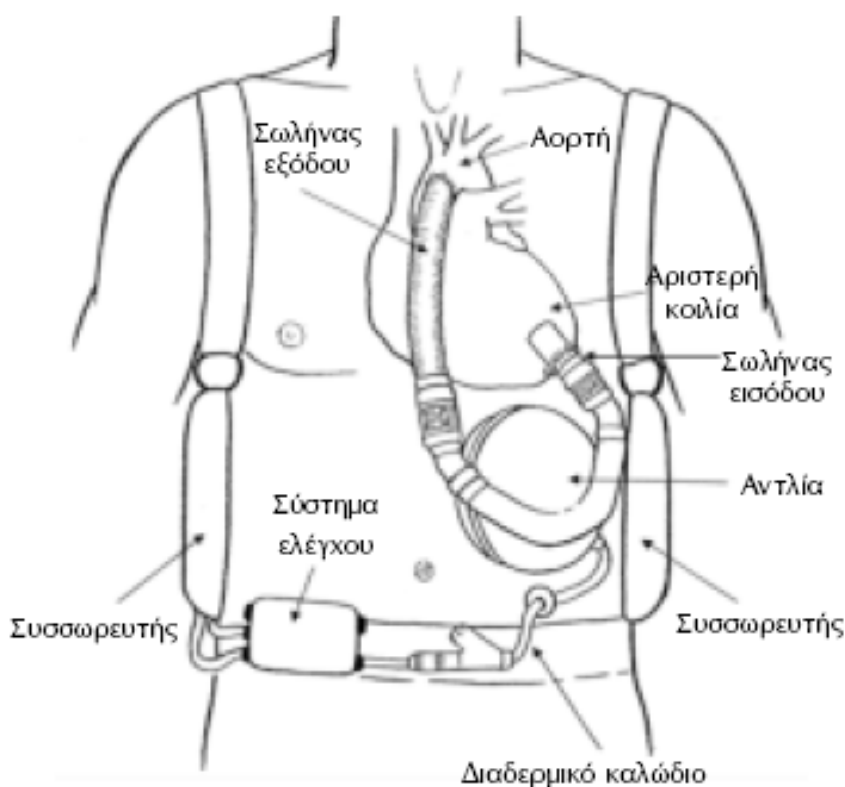
Τα συστήματα μακροχρόνιας υποστήριξης της καρδιακής λειτουργίας αποτελούνται από τρία τμήματα. Το πρώτο είναι η αντλία του αίματος, η οποία μπορεί να είναι είτε εμφυτευμένη στο σώμα του ασθενούς, είτε εξωσωματική. Το αίμα αντλείται από την κορυφή της αριστερής κοιλίας (εννοείται το κάτω άκρο της κοιλίας), μέσω ενός σωλήνα εισόδου (inflow) και προωθείται με ένα σωλήνα εξόδου (outflow) στην αορτή (άνω άκρο της κοιλίας). Οι δύο σωλήνες

διαθέτουν βαλβίδες μονής κατεύθυνσης, έτσι ώστε να εξασφαλίζεται απρόσκοπτα η αιματική ροή. Όπως βλέπουμε στο σχήμα 3-16, η συσκευή LVAD (ή πιο απλά η αντλία), συνδέεται με την αριστερή κοιλία, παράλληλα.

Η αριστερή κοιλία, όπως έχουμε αναφέρει στο κεφάλαιο της καρδιακής ανεπάρκειας, είναι αυτή που θα αστοχήσει πρώτη διότι έχει να επιτελέσει μεγαλύτερο έργο, διοχετεύοντας αίμα στο σώμα, από ότι η δεξιά κοιλία που διοχετεύει αίμα στους πνεύμονες.



Σχήμα 3-16: Συνδεσμολογία αντλίας



Εικόνα 1. Εμφυτευόμενη συσκευή μηχανικής υποστήριξης της αριστερής κοιλίας τύπου Heartmate (Electric Vented).

### ΕΙΚΟΝΑ 3-17

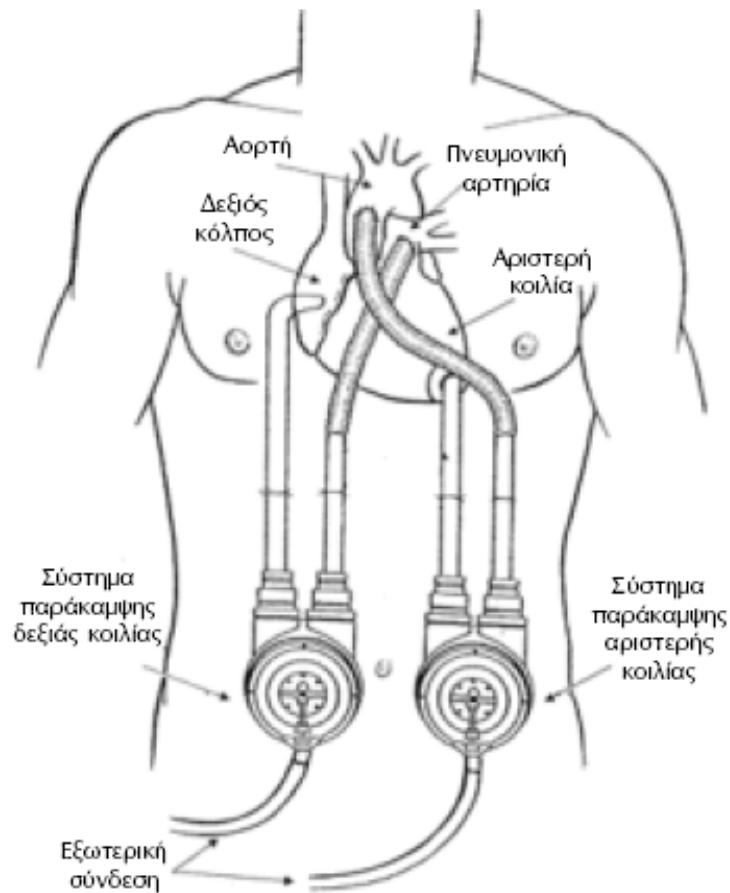
Η αντλία συνδέεται με το εξωτερικό σύστημα ελέγχου (το δεύτερο τμήμα της συσκευής) με ένα διαδερμικό καλώδιο, το οποίο εξέρχεται περίπου 2 cm περιφερικά του ομφαλού. Μέσω του συστήματος αυτού, πραγματοποιείται η ρύθμιση των λειτουργικών χαρακτηριστικών της αντλίας, έτσι ώστε η αιματική παροχή να ανταποκρίνεται στις εκάστοτε ανάγκες του οργανισμού. Επιπλέον, αποτελεί τον κύριο λόγο περιορισμού της κινητικότητας του ασθενούς, δεδομένου ότι πρέπει να βρίσκεται σε συνεχή σύνδεση με την αντλία. Ωστόσο, αξίζει να αναφερθεί ότι υπάρχουν και φορητά συστήματα ελέγχου, τα οποία προσαρμόζονται στο σώμα του ασθενούς, επιτρέποντας σχεδόν απεριόριστη κινητικότητα (HeartMate VE, Vented Electric) (εικόνα 3-17).

Το τρίτο τμήμα αποτελεί η πηγή ενέργειας, η οποία τροφοδοτεί την αντλία. Υπάρχουν δύο βασικοί τρόποι τροφοδότησης των αντλιών. Στον πρώτο, το αίμα προωθείται από την αντλία με παλμούς πεπιεσμένου αέρα μέσω της δημιουργίας αρνητικών και θετικών πιέσεων (pneumatically driven). Σε αυτή την περίπτωση, το διαδερμικό καλώδιο σύνδεσης περιέχει, εκτός από τους αισθητήρες που ελέγχουν τις παραμέτρους λειτουργίας, σωλήνες για τη μεταφορά του αέρα.

Με αυτόν το μηχανισμό λειτουργούν η Thoratec (εικόνα 3-18) και η -παρομοίων με αυτή αρχών- Abiomed, καθώς επίσης και η Heartmate IP (Implantable Pneumatic).

Στη δεύτερη παραλλαγή, ο τρόπος τροφοδοσίας της αντλίας είναι η μετατροπή της ηλεκτρικής ενέργειας σε μηχανική. Η ηλεκτρική αυτή ενέργεια μπορεί να προέρχεται είτε από το εξωτερικό σύστημα ελέγχου, είτε από φορητούς συσσωρευτές (μπαταρίες). Στην κατηγορία αυτή εμπίπτουν οι αντλίες της Novacor, της Berlin Heart (της οποίας ο τρόπος λειτουργίας προσομοιάζει με αυτόν της Novacor), της HeartMate VE (Vented Electric), της Micromed DeBakey<sup>10</sup> και της Jarvik 2000 Heart (εικόνα 3-19).

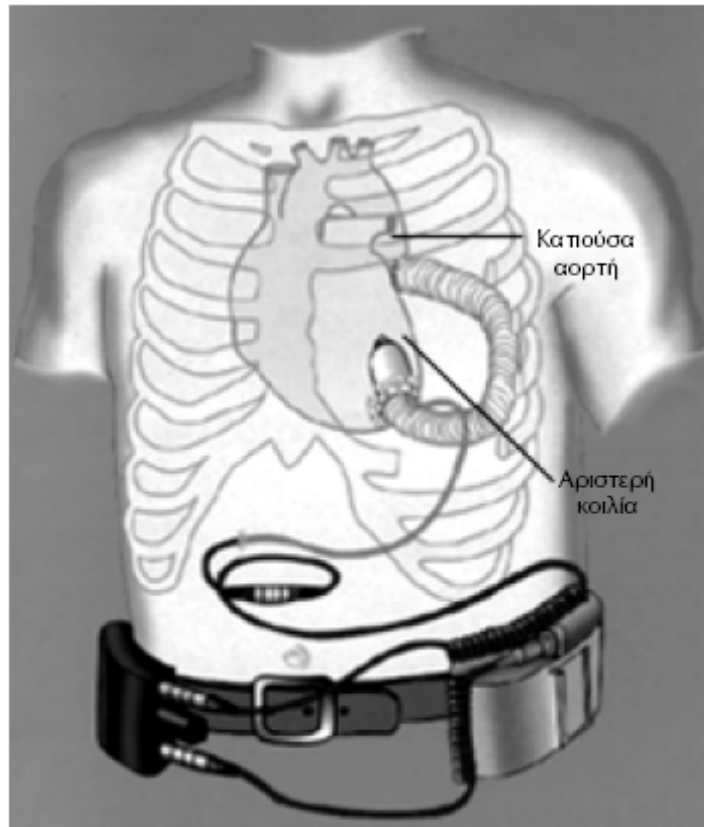
Ο όγκος παλμού, η μέγιστη αιματική παροχή και η ανάγκη ή όχι αντιπηκτικής αγωγής για καθεμιά από αυτές τις συσκευές αναφέρονται στον πίνακα 3-15.



**Εικόνα 2.** Συστήματα υποστήριξης αριστερής και δεξιάς κοιλίας με αντλία τύπου Thoratec. Διακρίνονται οι σωλήνες εισόδου-εξόδου, οι αντλίες και η συνδεσμολογία εξωτερικής σύνδεσης. Ο τύπος της συγκεκριμένης μηχανικής υποστήριξης χρησιμοποιείται σε ανεπάρκεια τόσο της αριστερής όσο και της δεξιάς κοιλίας.

### ΕΙΚΟΝΑ 3-18

Ιδιαίτερης αναφοράς χρήζουν οι δεύτερης γενιάς αντλίες και κατά μείζονα λόγο η Jarvik 2000 Heart (εικόνα 3-19), η οποία χρησιμοποιείται σε κλινικές εφαρμογές τόσο ως γέφυρα για μεταμόσχευση, όσο και για μόνιμη μηχανική υποστήριξη. Το σημαντικότερο ίσως πλεονέκτημα της Jarvik 2000 Heart είναι το μικρό της μέγεθος, περίπου όσο ο αντίχειρας. Οι διαστάσεις της ανέρχονται στα 2,4 cm σε διάμετρο και στα 5,5 cm σε μήκος. Λόγω των διαστάσεών της, τοποθετείται εξ ολοκλήρου στην αριστερή κοιλία και δεν χρειάζεται σωλήνα εισόδου.



Εικόνα 3. Jarvik 2000 Heart. Εμφυτευόμενη αντλία υποστήριξης της αριστερής κοιλίας. Η αντλία εμφυτεύεται στην κορυφή της αριστερής κοιλίας και ο σωλήνας εξόδου στην κατιούσα θωρακική αορτή. Η τοποθέτησή της γίνεται με αριστερή θωρακотоμή.

### ΕΙΚΟΝΑ 3-19

Η προσπέλαση γίνεται με αριστερή θωρακотоμή στο έκτο μεσοπλεύριο διάστημα και η αντλία εμφυτεύεται στην κορυφή της αριστεράς κοιλίας παράλληλα στο μεσοκοιλιακό διάφραγμα. Το αίμα προωθείται με ένα σωλήνα εξόδου στην κατιούσα θωρακική αορτή.

Σε ότι αφορά την πηγή ενέργειας, στην κλινική πρακτική έχουν χρησιμοποιηθεί δύο διαφορετικές μορφές. Στην περίπτωση που εμφυτεύεται ως γέφυρα για μεταμόσχευση, ένα λεπτό καλώδιο, το οποίο εξέρχεται διαμέσου του κοιλιακού τοιχώματος, συνδέεται με το φορητό σύστημα ελέγχου.

Αντίθετα, στους ασθενείς με ένδειξη για μόνιμη υποστήριξη, ένα σύστημα μεταβίβασης της ηλεκτρικής ενέργειας τοποθετείται στην περιοχή πίσω από το αυτί και το καλώδιο ανέρχεται ως τη βάση του κρανίου. Τα πλεονεκτήματα της Jarvik 2000 Heart είναι η

μικρότερη χειρουργική τομή, η προσπέλαση με αριστερή θωρακοτομή και η πλήρης εμφύτευση στην αριστερή κοιλία, σε αντίθεση με τις αντλίες προηγούμενης γενιάς, που, εκτός από τη μέση στερνοτομή, απαιτούν και τη διατομή του κοιλιακού τοιχώματος, προκειμένου να δημιουργηθεί η θήκη υποδοχής της αντλίας (εικόνα 3-17).

Στην εικόνα 3-20, βλέπουμε όλα τα μέρη από τα οποία αποτελείται ένα σύστημα καρδιακής υποστήριξης.



ΕΙΚΟΝΑ 3-20: ΤΑ ΜΕΡΗ ΤΗΣ ΣΥΣΚΕΥΗΣ ΥΠΟΣΤΗΡΙΞΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ TERUMO (Αντλία, σωλήνες εισαγωγής και εξαγωγής, μπαταρίες και φορτιστής, η μονάδα ελέγχου με προκαθορισμένες ταχύτητες για τις ανάγκες του ασθενούς και η κονσόλα του Νοσοκομείου, η οποία απενεργοποιείται εκτός Νοσοκομείου)

### **3.3 Είδη αντλιών καρδιακής υποστήριξης**

Οι διάφορες μορφές υποστήριξης της ανεπαρκούς καρδιάς συνίστανται σε αντλίες καρδιοπνευμονικής παράκαμψης (ECMO), εσωτερική ή εξωτερική αντιώθηση και σε διάφορες μορφές βοηθητικής καρδιακής αντλίας.

#### **3.3.1 Ενδοαορτική αντλία αντιώθησης**

Η **ενδοαορτική αντιώθηση μέσω αντλίας ασκού (Intra Aortic Balloon Pump Counterpulsation ή IABP)** είναι μια μορφή εσωτερικής αντιώθησης, η οποία λειτουργεί ως υποβοηθητική συσκευή κυκλοφορικής υποστήριξης. Η ενίσχυση της διαστολικής πίεσης κατά τη διάταση του ασκού πιθανώς συνεισφέρει στη στεφανιαία, στην εγκεφαλική και στη συστηματική κυκλοφορία. Σύμφωνα με τον **Freedman**, η προσυστολική αποσυμπίεση του ασκού μειώνει την αντίσταση στην συστολική παροχή. Κατά συνέπεια, το μυοκαρδιακό έργο και η απαίτηση οξυγόνου μειώνονται.

Η αύξηση της καρδιακής παροχής που ανιχνεύεται με τη θεραπεία ενδοαορτικής αντλίας είναι μεταξύ 0,5 και 1,0 Lt ανά λεπτό. Κατά κύριο λόγο η επίπτωση της θεραπείας με IABP είναι η αύξηση του μυοκαρδιακού λόγου προσφοράς / ζήτησης οξυγόνου.

#### **Ιστορική διαδρομή**

Η ιδέα της μηχανικής υποστήριξης διατυπώθηκε ήδη από τις αρχές του 19<sup>ου</sup> αιώνα από τον **Le Gallois (1812)**. Παρόλα αυτά, μόλις το 1953 κατέστη δυνατή η κλινική εφαρμογή της καρδιοπνευμονικής παράκαμψης από τον **John Gibbon**, ο οποίος χρησιμοποίησε μία καρδιοαναπνευστική μηχανή για διόρθωση μεσοκολπικής επικοινωνίας.

Ο **Kantrovitz** και οι συνεργάτες του, το 1959, συνέλαβαν τη



θεωρία σύμφωνα με την οποία είναι δυνατή η μεταβολή του χρονισμού των συμβάντων πίεσης κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου. Εξωτερική αντιώθηση πραγματοποιήθηκε με περιτύλιξη του ημιδιαφράγματος γύρω από το άνω τμήμα της θωρακικής αορτής και διέγερσης κατά τη διάρκεια κάθε διαστολής.

Η διαστολική πίεση παρουσίασε σημαντική αύξηση σε σύγκριση με τις μελέτες ελέγχου. Ταυτόχρονα, άλλοι ερευνητές (**Birtwell WC, Soroff HS, Well M., Clauss RH, Albertal G.**) το 1961, διερεύνησαν τις δυνατότητες της αντιώθησης. Χρησιμοποίησαν τη μηριαία προσπέλαση για την αφαίρεση αίματος κατά τη συστολή και για την επαναφορά του κατά τη διαστολή. Παρατηρήθηκε αιμοδυναμική επίδραση, αλλά η πρακτική εφαρμογή της τεχνικής δεν ήταν δυνατό να συνεχιστεί. Ο **Σ. Μουλόπουλος** και οι συνεργάτες του, διεξήγαγαν το 1961 προκαταρκτικές μελέτες με ενδοαορτική αντλία (εικόνα 3-21).

Γύρω από το άκρο ενός καθετήρα πολυουρεθάνης με πολλαπλές πλευρικές οπές δέθηκε ένας σωλήνας από λάτεξ. Το άνω άκρο του καθετήρα φράχτηκε, ώστε να είναι δυνατή η διάταση και αποσυμπίεση του σωλήνα μέσω των πλευρικών οπών στον καθετήρα. Ο σωλήνας, ο καθετήρας και το μπαλόνι σχημάτισαν κλειστό σύστημα που γέμισε με διοξείδιο του άνθρακα. Περιοδικά, εφαρμοζόταν πίεση αέρα στο σωλήνα του κυλίνδρου και το διοξείδιο του άνθρακα αποβαλλόταν με στόχο τη διάταση του μπαλονιού. Ο παλμός πυροδοτείτο με τη βοήθεια κυκλώματος χρονισμού από το ηλεκτροκαρδιογράφημα του ζώου. Το μήκος παλμού και η καθυστέρηση μετά το κύμα R του ηλεκτροκαρδιογραφήματος ήταν προρυθμισμένα, έτσι ώστε ο σωλήνας από λάτεξ να διατείνεται κατά τη διαστολή και να παραμένει αποσυμπιεσμένος κατά τη συστολή. Δοκιμάζοντας την αντλία τους σε εικονική κυκλοφορία και σε αορτή σκύλου, συμπέραναν ότι ήταν δυνατό να αυξήσουν τη διαστολική ροή αίματος στο αρτηριακό σύστημα και να μειώσουν την αρτηριακή πίεση στο τέλος της φάσης της διαστολής.

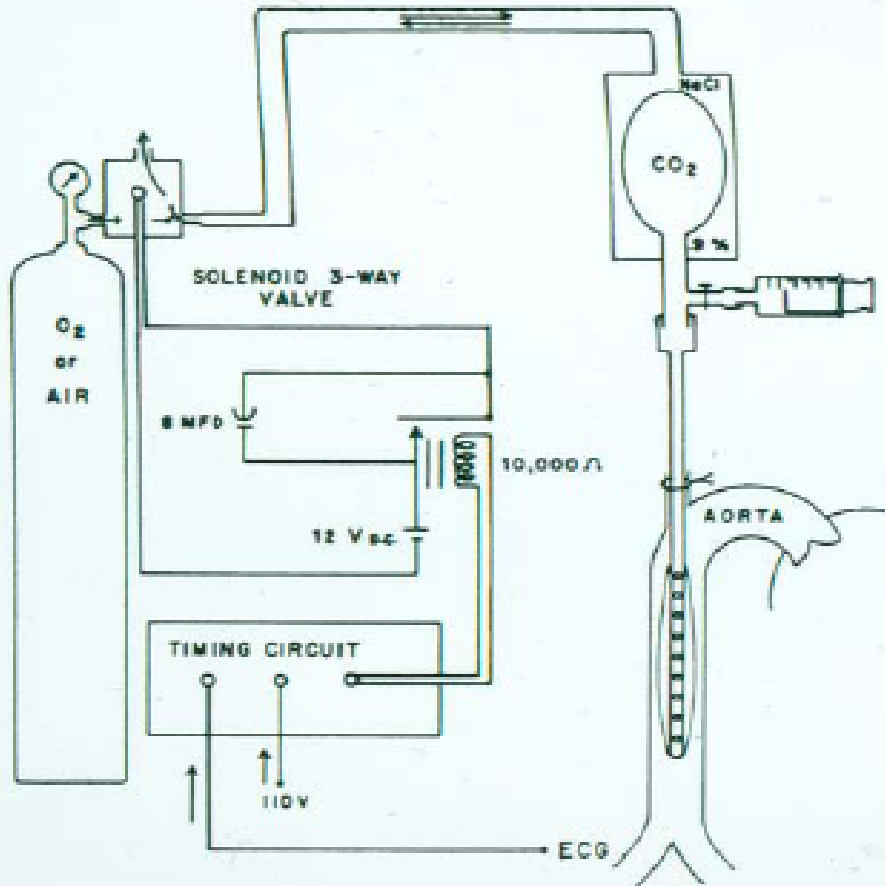


Fig. 1. Diagram of the entire setup, including the intra-aortic tube, the outside balloon, the air pressure system, and the electronic devices for the timing of the inflation. *NaCl* indicates the sterile 0.9 per cent solution of sodium chloride around the outside balloon to decrease the dead space in the system. The amount of carbon dioxide can be regulated with the syringe.

ΕΙΚΟΝΑ 3-21: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΠΕΙΡΑΜΑΤΟΣ Σ. ΜΟΥΛΟΠΟΥΛΟΥ (1961)

Η έννοια της εξωτερικής αντϊώθησης πρωτοπαρουσιάστηκε από τους **Dennis** και συνεργάτες το 1963. Η πρώτη κλινική εφαρμογή επιτυχούς θεραπείας με τη μέθοδο IABP αναφέρθηκε το **1967**. Η ενδοαορτική άντληση με μπαλόνι εφαρμόστηκε επιτυχώς σε 45χρονη

γυναίκα. Στις αρχές της δεκαετίας του '70 και μετά από μια σειρά επιτυχών θεραπειών ασθενών με καρδιογενή καταπληξία (η ομάδα Kantrowitz ασχολήθηκε με τη θεραπεία 30 ασθενών), η μέθοδος IABP υποσχόταν με πειστικό τρόπο πραγματική βοήθεια σε οξεία κατάσταση χαμηλής καρδιακής απόδοσης ύστερα από αριστερή κοιλιακή ανεπάρκεια. Ο **Buckley** και οι συνεργάτες του, εξέτασαν το αιμοδυναμικό όφελος της μεθόδου IABP, ανέφεραν δε, τα αποτελέσματα της θεραπείας των πρώτων οκτώ ασθενών σε καρδιογενή καταπληξία και επιβεβαίωσαν ότι η διάταση του μπαλονιού στη διαστολή ενισχύει τη στεφανιαία αιμάτωση, ενώ η αποσυμπίεση λίγο πριν από τη συστολή μειώνει σημαντικά την αντίσταση στην παροχή της αριστερής κοιλίας, μειώνοντας έτσι το καρδιακό έργο και τη μυοκαρδιακή κατανάλωση οξυγόνου. Ο **Mundth** και οι συνεργάτες του ανέφεραν, ήδη από το 1970, περίπτωση ασθενούς ο οποίος υπέστη καρδιογενή καταπληξία μετά από μυοκαρδιακό έμφραγμα και σταθεροποιήθηκε με ενδοαορτική αντιώθηση μέσω αντλίας. Η εφαρμογή της ενδοαορτικής αντλίας επεκτάθηκε επιτυχώς και περιέλαβε την υποστήριξη καρδιακής ανεπάρκειας ύστερα από εγχείρηση στεφανιαίας επαναγγείωσης. Ο **Jacobey** και οι συνεργάτες του, ακολουθώντας τις αρχές της αντιώθησης το 1971 ανέφεραν ενθαρρυντικά αποτελέσματα για τη θεραπεία καρδιογενούς καταπληξίας σε 18 ασθενείς μέσω αντιώθησης με χρήση IABP. Το 1971 ο **Feola** και οι συνεργάτες του, εξέτασαν τη θεραπευτική επίδραση ενδοαορτικής αντλίας σε ζωικό μοντέλο καρδιακής ανεπάρκειας.

Ο **Krakauer** και οι συνεργάτες του, στις αρχές του 1971 ανέφεραν την εμπειρία με την ενδοαορτική αντλία σε 30 περιπτώσεις που αντιμετωπίστηκαν για καρδιογενή καταπληξία που οφειλόταν σε οξύ μυοκαρδιακό έμφραγμα που δεν ανταποκρινόταν σε συμβατική φαρμακολογική θεραπεία. Δήλωσαν ότι η αντιώθηση μπορεί να επηρεάσει ευεργετικά τις αιμοδυναμικές μετρήσεις. Κατέληξαν στο συμπέρασμα, ότι η ομάδα ασθενών στους οποίους εφαρμόστηκε

υποστήριξη μέσω αντλίας στα πρώιμα στάδια μετά την εκδήλωση της καταπληξίας, είχε σημαντικά καλύτερη πρόγνωση. Το 1972 ο **Bregman** και οι συνεργάτες του, ανέπτυξαν ένα **μπαλόني διπλού θαλάμου** που αποτελείτο από ένα μεγάλο κοντινό και ένα μικρό περιφερικό μπαλόني, το οποίο φουσκώνει πρώτο. Στόχος ήταν η απόφραξη της περιφερικής ροής του αίματος και η αύξηση της ροής πλησίον των εγκεφαλικών και στεφανιαίων αρτηριών. Η ανάπτυξη καθετήρων και μπαλονιών πολυουρεθάνης καθιστά δυνατές τις παρατεταμένες περιόδους αντιώθησης. Το 1973 δύο διαφορετικές ομάδες, οι Buckley, M.J., Craver, J.M., Gold, H.K., αφενός και οι Housman, L.B., Bemstein, E.F., Braunwald, N.S., and Dilley, R.B αφετέρου, ανέφεραν την επιτυχή χρήση της μεθόδου IABP σε ασθενείς που δεν ήταν σε θέση να "απογαλακτιστούν" από την συσκευή της καρδιοπνευμονικής παράκαμψης. Αυτό εγκαινίασε μια νέα εποχή στην περιεγχειρητική φροντίδα ασθενών με κοιλιακή δυσλειτουργία.

Μέχρι το 1976, είχε εφαρμοστεί θεραπεία μέσω IABP σε περισσότερους από 5.000 ασθενείς με χαμηλή καρδιακή απόδοση ύστερα από καρδιοτομία στις Ηνωμένες Πολιτείες. Η συνεχής εξέλιξη οδήγησε στην ανακάλυψη μιας μεθόδου εισαγωγής του καθετήρα με το μπαλόني διαδερμικά, χωρίς να υπάρχει η ανάγκη χειρουργικής τομής. Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιήθηκε από τους επεμβατικούς καρδιολόγους. Αυτό μεταμόρφωσε ολόκληρο το πεδίο της μεθόδου IABP λόγω της δυναμικής εξάπλωσης ενδείξεων χρήσης αυτής της συσκευής σε διαφορετικές υποομάδες ασθενών με προχωρημένη νόσο της στεφανιαίας που δεν είχε την αναμενόμενη αντίδραση στους συμβατικούς ιατρικούς χειρισμούς. Κατά τη διάρκεια της τελευταίας δεκαετίας, σημαντικές μηχανικές και τεχνικές εξελίξεις έχουν επιτρέψει τον βέλτιστο χρονισμό της αντιώθησης και την ηλεκτρονική παρακολούθηση της πίεσης του αίματος και της καρδιακής απόδοσης.

## Περιγραφή της συσκευής της αντλίας με μπαλόνι

### Η κονσόλα

Η κονσόλα IABP παρέχει συγκεκριμένο όγκο αερίου μέσω ενός πνευματικού συστήματος μέσα σε ένα μπαλόνι κατά τη διάρκεια προκαθορισμένου χρονικού διαστήματος, και ακολουθεί ανάκτηση του αερίου. Η κονσόλα περιέχει:

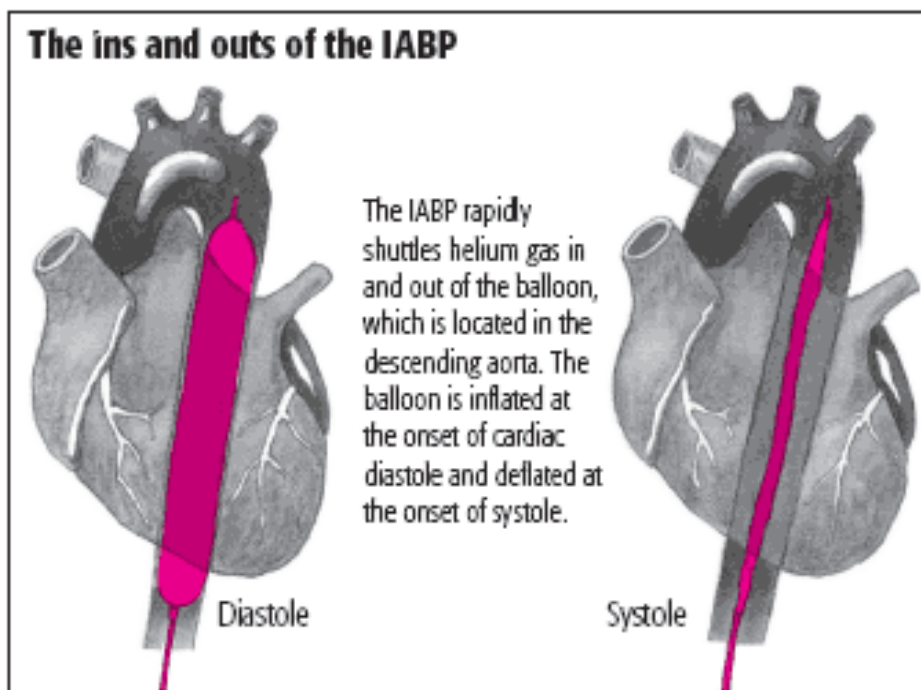
- 1) Έναν κύλινδρο προέλευσης αερίου (συνήθως ηλίου)
- 2) Μια μονάδα βαλβίδας που επιτρέπει την παροχή του αερίου
- 3) Ένα σύστημα παρακολούθησης για λήψη του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και της αρτηριακής πίεσης
- 4) Μονάδα ελέγχου που επεξεργάζεται το ηλεκτροκαρδιογράφημα και παράγει σήμα πυροδότησης. Αυτό χρησιμοποιείται για το χρονισμό της διάτασης και αποσυμπίεσης του μπαλονιού μέσω ενεργοποίησης της μονάδας βαλβίδας, και είτε το άνοιγμα της βαλβίδας για την παροχή του αερίου είτε το κλείσιμο της μονάδας βαλβίδας για διακοπή της ροής αερίου.

### Το κινητήριο αέριο

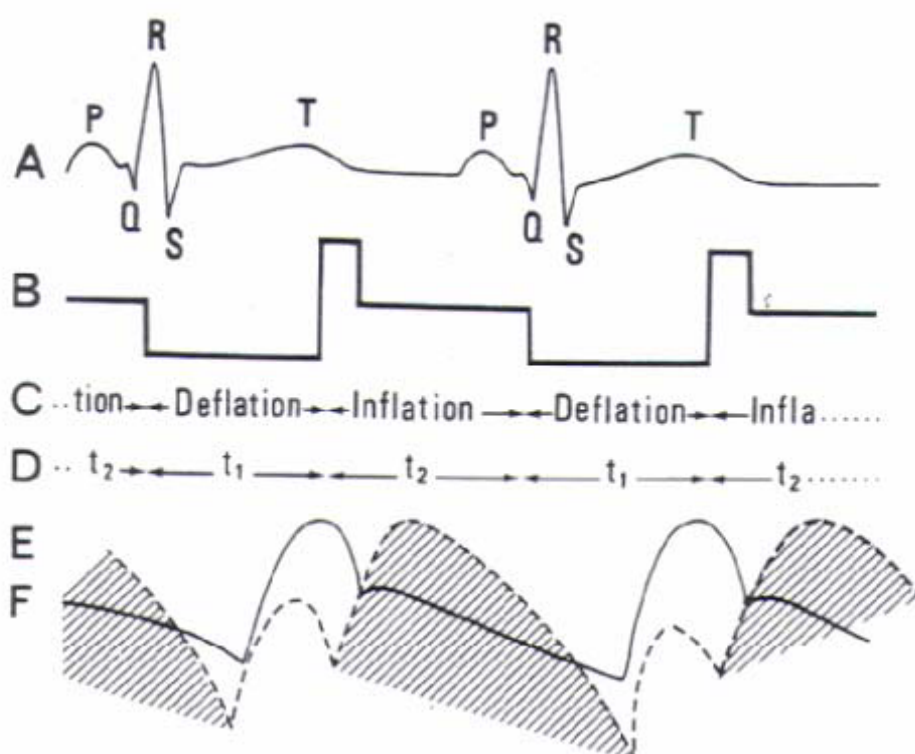
Τόσο το Ήλιο όσο και το Διοξείδιο του άνθρακα έχουν χρησιμοποιηθεί ως κινητήρια αέρια, ωστόσο η χρήση του ηλίου έχει



θεωρητικά πλεονεκτήματα κατά τον Hendrickx. Αυτά περιλαμβάνουν την ταχύτητα εισόδου και ανάκτησης του αερίου, καθώς και τη διατήρηση μεγαλύτερου όγκου αερίου εντός του μπαλονιού για μεγαλύτερη χρονική περίοδο, η οποία οφείλεται στο χαμηλότερο ιξώδες του ηλίου σε σύγκριση με το CO<sub>2</sub>.



ΕΙΚΟΝΑ 3-22: ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΕΝΔΑΟΡΤΙΚΟΥ ΑΣΚΟΥ



ΕΙΚΟΝΑ 3-23: ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΕΝΔΑΟΡΤΙΚΟΥ ΑΣΚΟΥ ΚΑΙ ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ. (Α.ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ, Β-Σ.ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΑΣΚΟΥ, Δ.ΧΡΟΝΙΚΑ ΔΙΑΣΤΗΜΑΤΑ, Ε.ΑΡΤΗΡΙΑΚΗ ΠΙΕΣΗ ΜΕ ΥΠΟΒΟΗΘΗΣΗ ΑΣΚΟΥ, Φ.ΑΡΤΗΡΙΑΚΗ ΠΙΕΣΗ)

## **Η Λειτουργία του ενδοαορτικού ασκού (IABP)**

Ακολουθώντας την αρχή της αντϊώθησης, το ενδοαορτικό μπαλόνι αποσυμπιέζεται κατά τη συστολή που συμπίπτει με το διάστημα QRS -T (το κύμα R πυροδοτεί πάντα αποσυμπίωση του μπαλονιού). (εικόνες 3-22,3-23). Με αυτόν τον τρόπο εμποδίζεται η διάταση του μπαλονιού κατά την καρδιακή συστολή. Το ενδοαορτικό μπαλόνι διατείνεται κατά τη διαστολή που συμπίπτει με το διάστημα T-P.

### **3.3.2 Διαδερμική Εξωσωματική υποστήριξη μέσω φυγοκεντρικής αντλίας**

Για τη διαδερμική εγκατάσταση εξωσωματικής κυκλοφορίας χρησιμοποιούνται καθετήρες παροχέτευσης του φλεβικού αίματος από τη μηριαία φλέβα και παροχής του αίματος στη μηριαία αρτηρία. Υπάρχει η δυνατότητα παρεμβολής ενός οξυγονωτή στο σύστημα και με τον τρόπο αυτό το φλεβικό αίμα από τη μηριαία φλέβα εισέρχεται στον οξυγονωτή, από όπου με τη βοήθεια **φυγοκεντρικής αντλίας** προωθείται στη μηριαία αρτηρία. Η προώθηση του αίματος βασίζεται σε ένα κώνο που περιέχει τρεις μαγνητικούς περιστρεφόμενους κώνους και που δημιουργεί μία περιορισμένη στροβιλώδη ροή (εικόνα 3-24).

Το πλεονέκτημα της φυγοκεντρικής αντλίας που χρησιμοποιείται πολλές φορές και ως αντλία εξωσωματικής κυκλοφορίας, για την διενέργεια καρδιοχειρουργικών επεμβάσεων, είναι ότι δεν καταστρέφει τα έμμορφα στοιχεία του αίματος. (ερυθρά αιμοσφαίρια, λευκά αιμοσφαίρια, αιμοπετάλια).



ΕΙΚΟΝΑ 3-24: ΚΩΝΟΣ ΦΥΓΟΚΕΝΤΡΟΥ ΑΝΤΛΙΑΣ

Η διαδερμική εξωσωματική κυκλοφορία έχει εφαρμοσθεί ευρέως κλινικά από πολλά κέντρα λόγω των πολλών πλεονεκτημάτων της. Ακόμη η εγκατάστασή της, μπορεί να γίνει γρήγορα και η χρήση της είναι εύκολη στη Μονάδα Εντατικής Θεραπείας. Το συνολικό κόστος των αναλώσιμων υλικών της είναι μικρό, σε σχέση με τις άλλες αντλίες υποστήριξης της αριστεράς κοιλίας.

Ωστόσο υπάρχουν αρκετοί περιορισμοί στη χρήση της. Λόγω του εύρους των καθετήρων, παρουσιάζονται συχνά θρομβοεμβολικές επιπλοκές και ισχαιμία στα αγγεία που καθετηριάζονται. Το πρόβλημα αυτό τελευταία φαίνεται να λύνεται με την εκλεκτική αιμάτωση περιφερικότερα του σημείου καθετηριασμού της μηριαίας αρτηρίας.

Ακόμη, λόγω της περιορισμένης χρονικής διάρκειας ασφαλούς χρήσης του οξυγονωτή που παρεμβάλλεται στο σύστημα αλλά και όλου του συστήματος (κώνου και σωλήνων) είναι αναγκαία η συχνή αντικατάσταση αυτών. Η χρήση ηπαρινισμένων καθετήρων (Carmeda) επιμήκυνε τον χρόνο που μπορούν να χρησιμοποιηθούν.



Παραμένει όμως ένα ακόμη μεγάλο πρόβλημα στη χρήση της, η ατελής αποφόρτιση της αριστεράς κοιλίας. Έτσι, στους ασθενείς που διαπιστώνεται ότι υπάρχει ατελής αποφόρτιση της αριστεράς κοιλίας επιβάλλεται να τοποθετείται ένα άλλο σύστημα υποστήριξης της αριστεράς κοιλίας το οποίο θα μπορεί να την αποφορτίζει καλύτερα και συγχρόνως θα δίνει τη δυνατότητα πιο μακρόχρονης υποστήριξης του ασθενούς.

Τα συστήματα αυτά είναι τα **σφυγμικής ροής**, που επιτρέπουν την υποστήριξη της αριστεράς κοιλίας για περισσότερο χρόνο από αυτόν που μπορεί να είναι ασφαλής η υποστήριξη με την φυγόκεντρο αντλία.

### **3.3.3 Συστήματα υποστήριξης της αριστεράς, της δεξιάς ή και των δύο κοιλιών**

Τα συστήματα αυτά μπορούν να διακριθούν ανάλογα με την χρήση τους σε τρεις μεγάλες κατηγορίες:

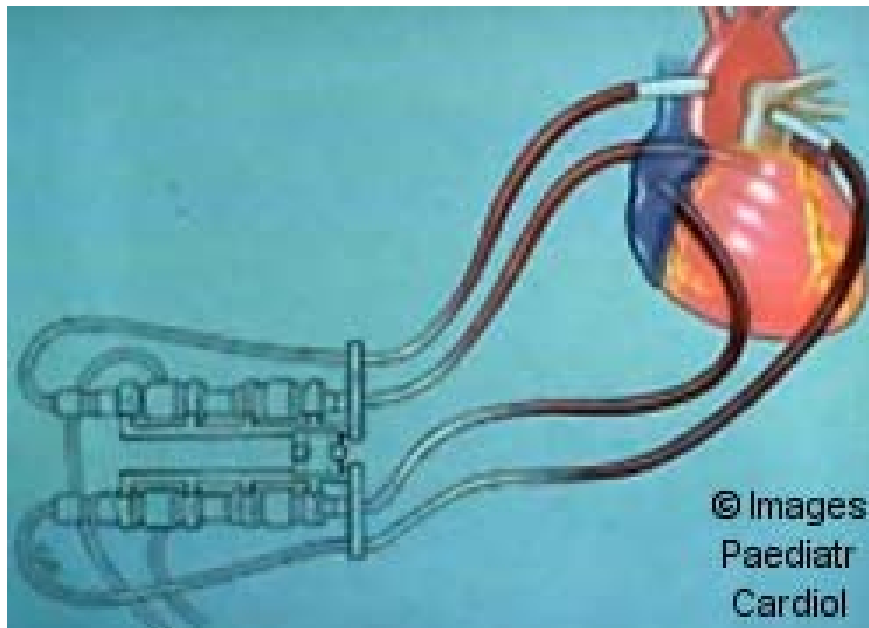
- Τα **παρακλίνια συστήματα** υποβοήθησης της αριστερής, της δεξιάς ή και των δύο κοιλιών.
- Τα **γραμμικής ροής συστήματα** υποβοήθησης της αριστερής κοιλίας.
- Τα **πλήρως εμφυτεύσιμα συστήματα** υποβοήθησης της αριστερής κοιλίας για μακροχρόνια χρήση.

#### **A) Παρακλίνια συστήματα (υποβοήθηση αριστερής, δεξιάς ή και των δύο κοιλιών)**

Είναι συστήματα που μπορούν να υποστηρίξουν τον ασθενή για μικρό σχετικά διάστημα, όταν αυτός βρίσκεται σε καρδιογενή

καταπληξία. Ενώ έχουν κατασκευασθεί αρκετές συσκευές τέτοιου τύπου (Abiomed-BVS 5000, Berlin Heart, Medos, Thoratec) σήμερα η αντλία με την πιο ευρεία χρήση είναι η αντλία της Abiomed BVS 5000, ενώ οι άλλες βρίσκονται σε σποραδική χρήση κυρίως από τα κέντρα στα οποία έχουν κατασκευασθεί. Η αντλία BVS 5000 έχει FDA και CE mark και χρησιμοποιείται από πολλά μεταμοσχευτικά κέντρα.

Η αντλία BVS 5000, (εικόνες 3-25,3-26), είναι μία αντλία **σφυγμικής ροής** που χρησιμοποιείται για την υποστήριξη της αριστεράς, της δεξιάς ή και των δύο κοιλιών. Τοποθετείται συνήθως σε ασθενείς οι οποίοι έχουν υποβληθεί σε καρδιοχειρουργική επέμβαση και παρουσιάζουν σύνδρομο χαμηλής καρδιακής παροχής με μεγάλη αιμοδυναμική αστάθεια.



ΕΙΚΟΝΑ 3-25: ΣΥΣΤΗΜΑ ΣΦΥΓΜΙΚΗΣ ΑΝΤΛΙΑΣ ABIOMED BVS 5000



ΕΙΚΟΝΑ 3-26: ΣΦΥΓΜΙΚΗ ΑΝΤΛΙΑ ΑΒΙΟΜΕΔ ΒVS 5000

Οι ασθενείς στους οποίους τοποθετείται η BVS 5000, βρίσκονται σε καρδιογενή καταπληξία διαφόρων αιτιολογιών όπως:

- Μετά καρδιοτομής, κοιλιακή δυσλειτουργία (αδυναμία αποσύνδεσης από την εξωσωματική κυκλοφορία).
- Οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου.
- Μυοκαρδιοπάθεια (συμφορητική καρδιακή ανεπάρκεια).
- Ιογενή μυοκαρδίτιδα.
- Αποτυχήσα μεταμόσχευση καρδιάς λόγω οξείας απόρριψης, ισχαιμίας του μοσχεύματος, κ.λ.π.
- Δεξιά καρδιακή ανεπάρκεια μετά από εμφύτευση αντλίας υποστήριξης της αριστεράς κοιλίας (LVAD).

- Κοιλιακές αρρυθμίες μη ανατασσόμενες φαρμακευτικά οι οποίες επηρεάζουν σημαντικά την αιμοδυναμική κατάσταση του ασθενούς.

### Περιγραφή της αντλίας

Η αντλία αυτή αποτελείται από 2 θαλάμους (κόλπος/κοιλία). Ο κοιλιακός θάλαμος λειτουργεί ως θάλαμος πλήρωσης και ο κοιλιακός ως θάλαμος εξώθησης. Ο κάθε θάλαμος χωρητικότητας 100 ml είναι εσωτερικά επικαλυμμένος από ένα λεπτό στρώμα πολυουρεθάνης. Ο κοιλιακός θάλαμος απομονώνεται με 2 βαλβίδες τρίφυλλες πολυουρεθάνης (Angioflex). Η βαλβίδα μεταξύ του κοιλιακού και του κοιλιακού θαλάμου λέγεται βαλβίδα εισόδου "inflow valve" ενώ η βαλβίδα μεταξύ κοιλιακού θαλάμου και ασθενούς λέγεται βαλβίδα εξόδου "outflow valve". Το αίμα εισέρχεται από τον ασθενή στην κορυφή της αντλίας και επιστρέφει σε αυτόν από τη βάση της αντλίας. Ο κοιλιακός θάλαμος γεμίζει με αίμα με τη βαρύτητα και έτσι δεν χρησιμοποιείται αρνητική πίεση ή κενό αέρος. Συγχρόνως, επιτρέπει τη συνεχή εισροή αίματος στην αντλία ακόμη και όταν η αντλία βρίσκεται σε συστολή και η βαλβίδα εισόδου είναι κλειστή. Ο κοιλιακός θάλαμος γεμίζει και εξωθεί το αίμα σύμφωνα με τη μεταφορά του πεπιεσμένου αέρα από την κεντρική μονάδα. Όλα τα μέρη της αντλίας είναι αναλώσιμα.

Το σύστημα αποτελείται από την κεντρική μονάδα στην οποία είναι ενσωματωμένο το οδηγό σύστημα το οποίο χρησιμοποιεί πεπιεσμένο αέρα για τη λειτουργία των αντλιών. Η κεντρική μονάδα μπορεί να λειτουργήσει 2 αντλίες (για την υποστήριξη της δεξιάς και της αριστεράς κοιλίας). Η μονάδα αυτή ρυθμίζει αυτόματα τη συστολή, τη διαστολή, το ρυθμό και την παροχή των αντλιών. Τα εφεδρικά συστήματα ασφαλείας περιλαμβάνουν: αυτόματη ενεργοποίηση μπαταρίας (διάρκειας μιας ώρας), ένα ανεξάρτητο σύστημα καλωδίωσης για το computer, καθώς και εφεδρικό σύστημα λειτουργίας της αντλίας ποδοκίνητο. Η ποδοκίνητη λειτουργία της αντλίας μπορεί να υποστηρίξει και τις δύο κοιλίες.

### Τεχνικά χαρακτηριστικά

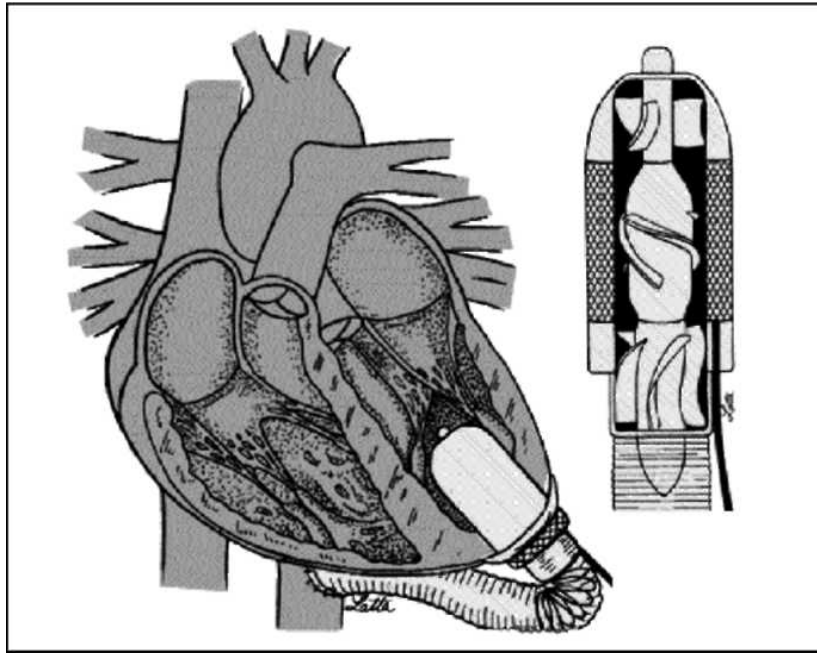
Η αντλία μπορεί να προσφέρει υποστήριξη αριστεράς, δεξιάς ή και των δύο κοιλιών. Η ροή είναι σφυγμική και μπορεί να φτάσει πάνω από 5 L/min. Η διάρκεια χρήσης της μπορεί να φτάσει τον ένα μήνα.

Έχει χρησιμοποιηθεί επιτυχώς και σε μικρές ηλικίες, για υποστήριξη των δεξιών κυρίως καρδιακών κοιλοτήτων, από 12 ημερών νεογνό με σωματικό βάρος 2,5 kg. Οι ασθενείς υποστηρίχθηκαν από 1-11 ημέρες και υποβλήθηκαν σε μεταμόσχευση ή αποσυνδέθηκαν με επιτυχία από την αντλία υποστήριξης. Δυστυχώς, η χρήση της στις μικρές ηλικίες είναι περιορισμένη, λόγω του μεγάλου αριθμού νευρολογικών επεισοδίων και των διαστάσεων των καθετήρων που προορίζονται για χρήση κυρίως σε ενήλικες.

### **B) Συστήματα γραμμικής ροής (υποβοήθηση αριστερής κοιλίας)**

Οι ανάγκες για την αντιμετώπιση των ασθενών με καρδιακή ανεπάρκεια, οδήγησαν τους ερευνητές να δημιουργήσουν αντλίες για την υποστήριξη της κυκλοφορίας οι οποίες θα είναι απλές στην εμφύτευση, εύχρηστες, φτηνές, μικροσκοπικές, αθόρυβες και οι οποίες θα μπορούν να ικανοποιήσουν τις ανάγκες αιμάτωσης όλων των οργάνων. Τέτοιες αντλίες είναι η Jarvic 2000 η De Bakey και η AB - 180.

Η κλινική εφαρμογή της Jarvic 2000 (εικόνα 3-27), άρχισε τον Απρίλιο του 2000 έχοντας παρουσιάσει πολύ καλά αποτελέσματα σε πειραματόζωα.



ΕΙΚΟΝΑ 3-27: ΑΝΤΛΙΑ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΡΟΗΣ JAVRIK 2000

Η αντλία αυτή που ζυγίζει μόνο 90 gr με διάμετρο 2.5 cm και καταλαμβάνει όγκο 25 ml, είναι κατασκευασμένη από τιτάνιο (εικόνα 3-28) και αποτελείται από ένα ηλεκτρομαγνητικό πηνίο που κινεί μία έλικα προώθησης του αίματος, που μπορεί να περιστρέφεται με **8.000 έως 12.000 rpm** προσφέροντας μία **παροχή 7L/min** υπό κανονικές συνθήκες αντίστασης (εικόνα 3-29). Υπάρχει η δυνατότητα λειτουργίας αυτής με προκαθορισμένη σταθερή παροχή αλλά και δυνατότητα μεταβαλλόμενης ταχύτητας περιστροφής μέσω μικροσυστήματος ρύθμισης.



ΕΙΚΟΝΑ 3-28: ΑΝΤΛΙΑ JAVRIK 2000

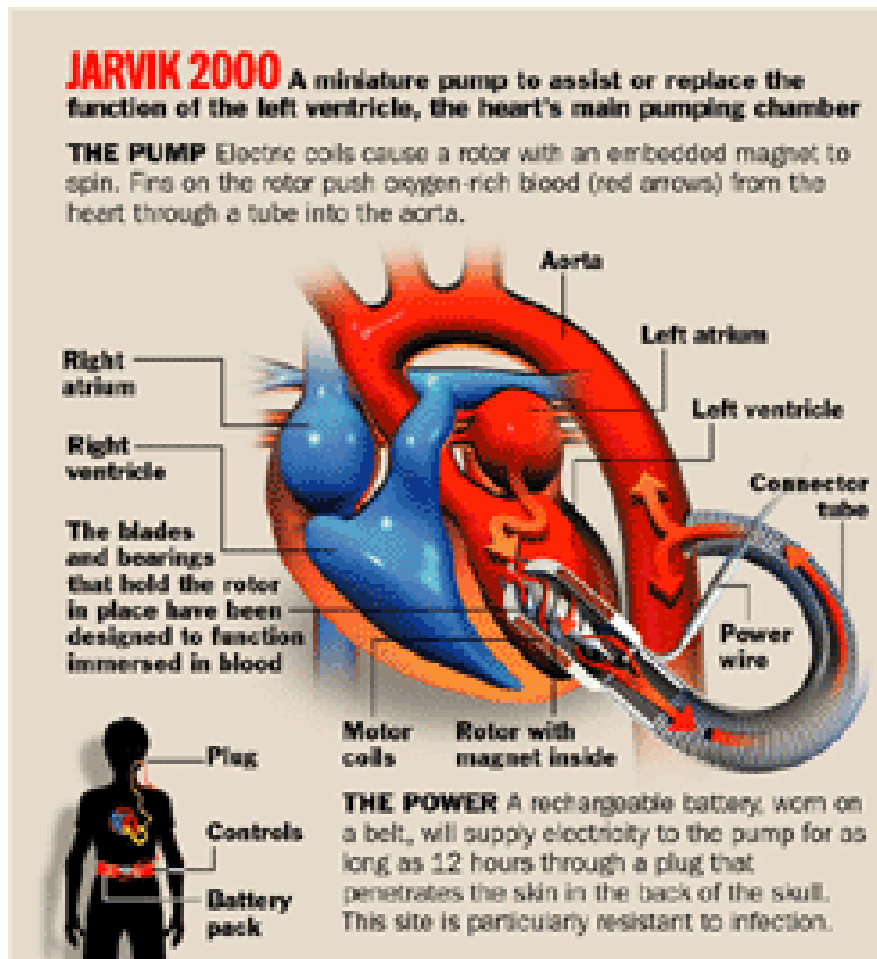


ΕΙΚΟΝΑ 3-29: ΠΤΕΡΩΤΗ ΑΝΤΛΙΑΣ JAVRIK 2000

Η αντλία τοποθετείται μέσω αριστεράς θωρακοτομής στο 6ο μεσοπλεύριο διάστημα. Η απαγωγή του αίματος γίνεται από την κορυφή της αριστεράς κοιλίας και το αίμα μέσω της αντλίας προωθείται στην κατιούσα θωρακική αορτή (εικόνα 3-30).

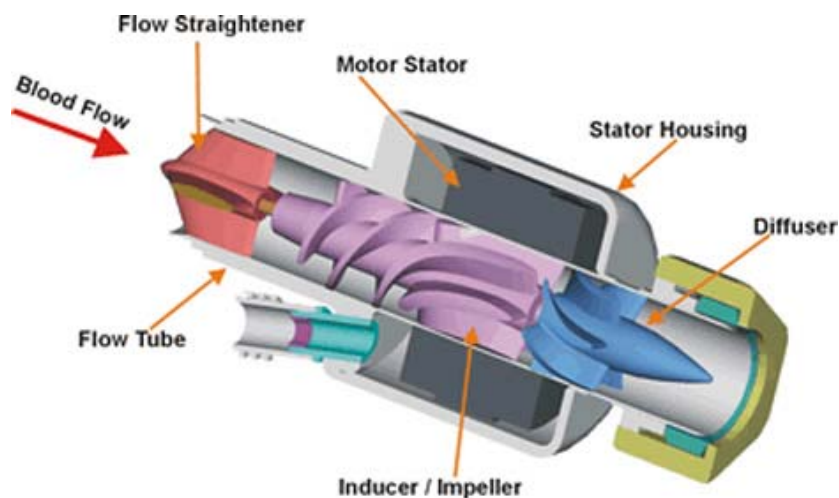
Για τη σύνδεση και εμφύτευση της αντλίας με την αριστερά κοιλία, ο ασθενής τοποθετείται σε μερική εξωσωματική κυκλοφορία. Το καλώδιο σύνδεσης της αντλίας με τις μπαταρίες προτείνεται να εξέρχεται διά του τριχωτού της κεφαλής, όπου λόγω της πλούσιας αιμάτωσης αυτού είναι λιγότερο επιρρεπές στις λοιμώξεις.

Τα μέχρι τώρα κλινικά αποτελέσματα αυτής είναι ιδιαίτερα ενθαρρυντικά έχοντας ξεπεράσει τις 100 ημέρες υποστήριξης, σε ασθενείς που βρίσκονταν σε τελικού σταδίου καρδιακή ανεπάρκεια αναμένοντας την εξεύρεση μοσχεύματος.



ΕΙΚΟΝΑ 3-30: ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΤΗΣ ΑΝΤΛΙΑΣ JAVRIK 2000

Μία άλλη αντλία που βασίζεται στο ίδιο θεώρημα της συνεχούς γραμμικής παροχής είναι η αντλία MicroMed DeBakey (εικόνα 3-31).



ΕΙΚΟΝΑ 3-31: ΑΝΤΛΙΑ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΡΟΗΣ DEBAKEY



Είναι κι αυτή μία αντλία τιτανίου, ηλεκτρομαγνητική, που έχει διάμετρο 30.5 mm και μήκος 76.2 mm ενώ ζυγίζει μόνον 96 gr. Έχει κατασκευασθεί από τον καρδιοχειρουργό De Bakey σε συνεργασία με τους μηχανικούς της NASA και έχει τη δυνατότητα παροχής 10L/min. Οι μπαταρίες της αντλίας μπορούν να δώσουν μία αυτονομία στον ασθενή για 8 ώρες τουλάχιστον. Η κλινική εφαρμογή της αντλίας άρχισε στην Ευρώπη στα τέλη του 1998, ενώ στις Η.Π.Α στα τέλη του 2000. Μέχρι σήμερα έχουν τοποθετηθεί περισσότερες από 100 τέτοιες αντλίες στην Ευρώπη και την Αμερική με καλά αποτελέσματα.

### **Γ) Πλήρως Εμφυτεύσιμα συστήματα (υποβοήθηση αριστεράς κοιλίας για μακροχρόνια χρήση)**

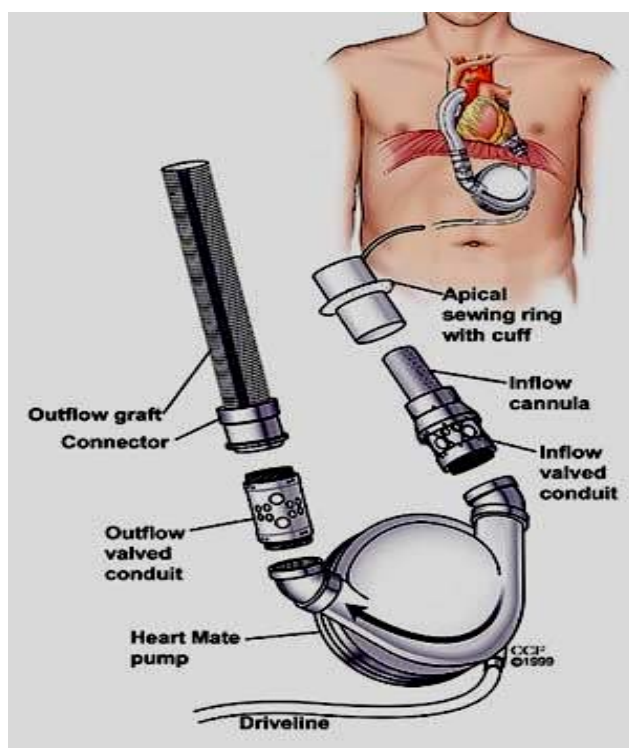
Τα συστήματα αυτά αναπτύχθηκαν κυρίως για υποβοήθηση της αριστεράς κοιλίας και πρόκειται για αντλίες σφυγμικής ροής. Για το λόγο αυτό όταν συνυπάρχει ανεπάρκεια της δεξιάς κοιλίας, δεν ενδείκνυται η εμφύτευσή τους. Παρ' όλα αυτά σε μερικά κέντρα, όταν συνυπάρχει και ανεπάρκεια της δεξιάς κοιλίας γίνεται εμφύτευση ενός συστήματος μακροχρόνιας υποστήριξης της αριστεράς κοιλίας και συγχρόνως τοποθετείται, για προσωρινή υποστήριξη μέχρι 7 ημέρες, ένα από τα προαναφερθέντα παρακλίνια συστήματα υποστήριξης της δεξιάς κοιλίας, με την ελπίδα της ανάκαμψης της δεξιάς κοιλίας κατά τη διάρκεια αυτού του χρονικού διαστήματος. Τα συστήματα αυτά, όπως αναφέραμε, είναι σφυγμικής ροής και φέρουν βαλβίδες. Τρία είναι τα περισσότερο διαδεδομένα συστήματα αυτού του τύπου Η HeartMate της TCI, Novacor της World Heart Corporation -Baxter και η LionHeart LVD-2000 της Arrow.

Η **HeartMate** της TCI είναι μία αντλία που βρίσκεται σε χρήση αρκετά χρόνια και έχει βελτιωθεί πολύ η τεχνολογία της, μιας και μετατράπηκε από πνευματική σε ηλεκτρική. Έχουν τοποθετηθεί

διεθνώς 2.400 αντλίες πνευματικές ή ηλεκτρικές. Λόγω της υφής των εσωτερικών της επιφανειών παρουσίαζε ελάχιστα θρομβοεμβολικά επεισόδια με τη χορήγηση μόνο ενός αντιαιμοπεταλιακού παράγοντα.

Αποτελείται από τιτάνιο, ενώ έχει ένα διάφραγμα από πολυουραιθάνη για την προώθηση του αίματος στη ρίζα της αορτής. Όπως και οι άλλες σφυγμικές αντλίες, συνδέεται με την κορυφή της αριστεράς κοιλίας, από όπου απάγεται το αίμα και μέσω της αντλίας προωθείται στην ανιούσα αορτή (εικόνα 3-32). Ο μέγιστος χρόνος υποστήριξης με την αντλία αυτή ήταν οι 884 ημέρες.

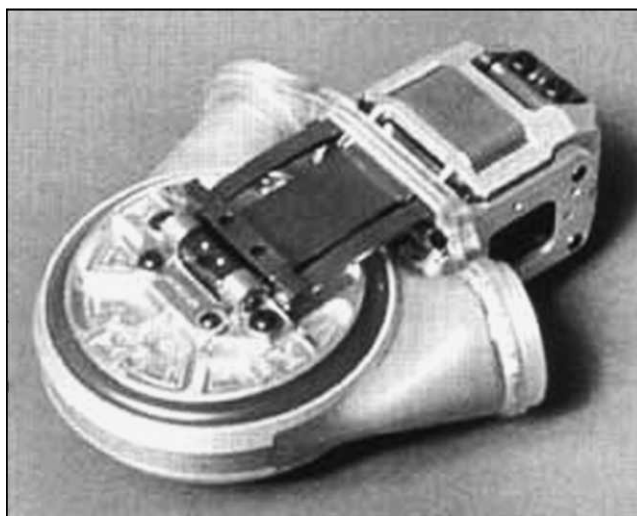
Παρουσιάζει καλά αποτελέσματα στους ασθενείς που υποστηρίχθηκαν με αυτήν, μέχρι να υποβληθούν σε μεταμόσχευση. Μέχρι πρόσφατα είχε μόνο την ένδειξη ως γέφυρα για μεταμόσχευση.



ΕΙΚΟΝΑ 3-32: ΣΦΥΓΜΙΚΗ ΑΝΤΛΙΑ Heartmate I

Μία άλλη αντλία, η **Novacor** της World Heart Corporation (εικόνα 3-33) έχει κλινική εφαρμογή 17 χρόνια και στη διάρκεια αυτού του χρονικού διαστήματος έχει βελτιώσει σημαντικά την υφή των υλικών και κυρίως των μοσχευμάτων εισαγωγής και προώθησης του αίματος, με αποτέλεσμα να παρουσιάζει ελάχιστα θρομβοεμβολικά επεισόδια με τη χρήση μικρών δόσεων κουμαρινικών και κλοπιδογρέλης. Προ πενταετίας τροποποίησε τις βαλβίδες εισόδου και εξόδου του αίματος στην αντλία, βελτιώνοντας με τον τρόπο αυτό τη ροή του αίματος από και προς την αντλία. Είναι μία ηλεκτρική αντλία, τις μπαταρίες της οποίας, φέρει ο ασθενής σε ειδικά προσαρμοσμένη ζώνη.

Στο νέο σχεδιασμό της αντλίας προβλέπεται να είναι πλήρως εμφυτεύσιμη, χωρίς να βγαίνουν ηλεκτρόδια από το δέρμα και με φόρτιση των πλήρως εμφυτευμένων μπαταριών επαγωγικά.



ΕΙΚΟΝΑ 3-33: ΣΦΥΓΜΙΚΗ ΑΝΤΛΙΑ NOVACOR

Το τελευταίο αυτό σύστημα έχει λειτουργήσει με πολύ καλά αποτελέσματα για περισσότερο από 2 χρόνια. Είναι μία αντλία με δύο θαλάμους, 4 συνολικά βαλβίδες και ένα δίσκο προωθητικό μαγνητικά ενεργοποιούμενο και σχεδιασμένο έτσι ώστε να αποφεύγονται οι τριβές καθώς και οι έκκεντρες ροές. Παγκοσμίως έχουν τοποθετηθεί περισσότερες από 1500 τέτοιες αντλίες και οι 110 από αυτές έχουν

υποστηρίζει ασθενείς για χρονικό διάστημα μεγαλύτερο του έτους. Ο μεγαλύτερος χρόνος υποστήριξης είναι τα 4.1 έτη. Οι ενδείξεις για την τοποθέτηση της είναι:

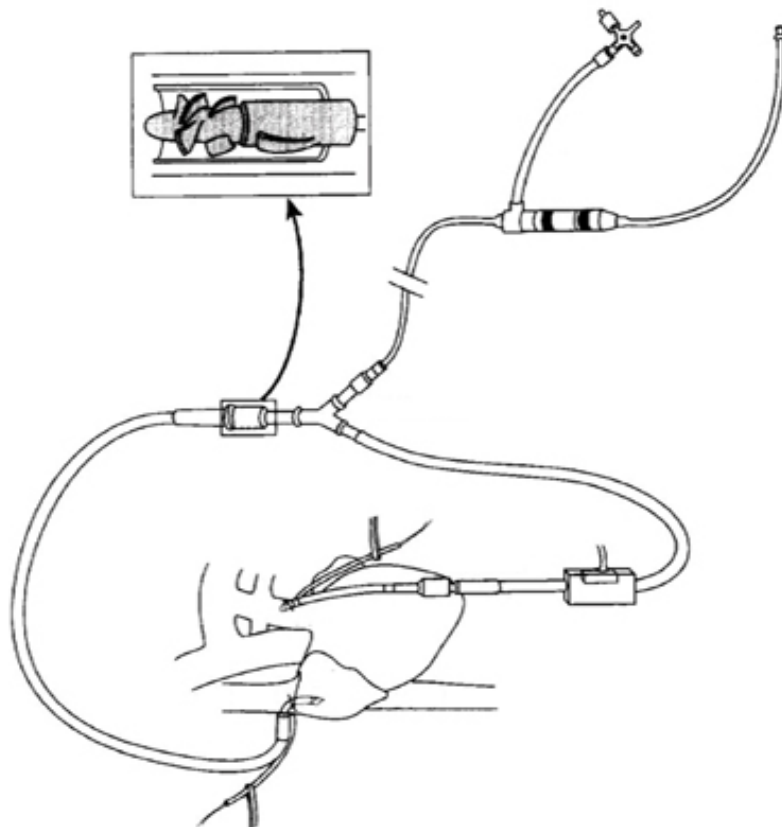
Καρδιακή ανεπάρκεια με συμπτωματολογία σταδίου IV κατά NYHA παρά τη φαρμακευτική αγωγή, κλάσμα εξώθησης <28%, πίεση ενσφήνωσης πνευμονικών τριχοειδών >16 mmHg, LVSWI max <20g.m/m<sup>2</sup>, VO2 max <14 ml/kg/min, LVEDD >72 mm, κοιλιακές αρρυθμίες, επανειλημμένες εισαγωγές στο νοσοκομείο λόγω της καρδιακής ανεπάρκειας.

Ένα σημαντικό πλεονέκτημα της αντλίας είναι ότι μπορεί να εμφυτευθεί σε ασθενείς ηλικίας από 13 μέχρι 75 ετών και παρουσιάζει μεγάλη δυνατότητα αυτονομίας και ελεύθερης κίνησης των ασθενών. Σήμερα η αντλία Novacor έχει λάβει έγκριση στις Η.Π.Α όχι μόνο ως γέφυρα για μεταμόσχευση, αλλά και ως μόνιμη ή προσωρινή υποβοήθηση, μέχρι την ανάκαμψη του μυοκαρδίου.

#### **3.3.4 Στροβιλοφόρος Αντλία (HEMOPUMP)**

Η αντλία Hemorump (εικόνα 3-34), είναι μία συσκευή προσωρινής υποβοήθησης, που βασίζεται στον κοχλία του Αρχιμήδη.

Η αντλία αυτή προωθείται από την ανιούσα αορτή δια της αορτικής βαλβίδας στην αριστερά κοιλία. Το αίμα προωθείται με την αντλία από την αριστερά κοιλία στην ανιούσα αορτή. Ο πρωτοποριακός σχεδιασμός της Hemorump συνίσταται σε μία αξονικής ροής αντλία, που παρέχει μέχρι 3,5 λίτρα ανά λεπτό αίματος. Το μέγεθος της αντλίας είναι περίπου όσο η γόμα ενός κοινού μολυβιού. Ο κοχλίας περιστρέφεται με 17,000 ως 25,000 rpm.



ΕΙΚΟΝΑ 3-34: ΣΧΕΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΑΝΤΛΙΑΣ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΡΟΗΣ ΗΜΟΡΟΜΠ

Αντένδειξη για την τοποθέτηση της αποτελεί η ασβεστωμένη ανιούσα αορτή, καθώς και βαλβιδοπάθεια της αορτικής βαλβίδας ή η ύπαρξη προσθετικής βαλβίδας στην αορτική θέση. Ακόμη, αντένδειξη αποτελεί η ύπαρξη θρόμβου στην αριστερά κοιλία λόγω του κινδύνου απόφραξης της αντλίας αλλά και του κινδύνου περιφερικής εμβολής. Παρά τα καλά αποτελέσματα της Hemorump, σταμάτησε, για οικονομικούς λόγους, η κατασκευή και η διάθεση στην αγορά των αντλιών αυτών από το 1995. Σήμερα υπάρχει αυξημένο ενδιαφέρον για την επαναδραστηριοποίηση της συγκεκριμένης αντλίας έχοντας προστεθεί στις ενδείξεις, όχι μόνο η καρδιογενής καταπληξία, αλλά και η προσωρινή υποστήριξη της κυκλοφορίας, για την εκτέλεση αορτο-στεφανιαίας παράκαμψης με πάλλουσα καρδιά.

Η αντλία της Hemorump αποφορτίζει μόνο την αριστερά κοιλία. Η πρόσφατη παραγωγή ενός νέου τύπου συστήματος Hemorump με

δυνατότητα διαδερμικής εισαγωγής από τη μηριαία αρτηρία, αποτελεί σημαντική πρόοδο. Τα προβλήματα βιοσυμβατότητας που εμφανίζει κατά την διάρκεια της λειτουργίας της, δεν επιτρέπουν την υποστήριξη για χρονικό διάστημα μεγαλύτερο των 10 - 14 ημερών. Από τη λειτουργία της αντλίας αυτής αλλά και της φυγοκέντρου, επιβεβαιώθηκε η παρατήρηση που υπήρχε από καιρό με την εξωσωματική κυκλοφορία. Η συνεχής ροή, η χωρίς παλμικό κύμα ροή, δηλαδή, που παρέχουν μερικές αντλίες, είναι απόλυτα συμβατή τόσο με τη ζωή, όσο και με τις ανάγκες σε αιμάτωση των περιφερικών οργάνων.

### **3.3.5 Ολικά εμφυτεύσιμη Τεχνητή καρδιά**

Η ολικά εμφυτεύσιμη τεχνητή καρδιά αποτελεί όνειρο εδώ και τρεις δεκαετίες περίπου. Αρκετά προγράμματα στην Αμερική και την Ευρώπη προσπαθούν να κατασκευάσουν και να ελέγξουν την αντοχή και τη συμπεριφορά των διαφόρων υλικών αλλά και τη δυνατότητα μακρόχρονης λειτουργίας της τεχνητής καρδιάς.

Το πρώτο βήμα για την κατασκευή μιας τέτοιας συσκευής έγινε από τον **Dr Liotta** το 1969 (εικόνα 3-35), ο οποίος κατασκεύασε την ομώνυμη τεχνητή καρδιά την οποία εμφύτευσε ο **Dr Cooley** σε ασθενή με καρδιακή ανεπάρκεια. Ο ασθενής έζησε 3 ημέρες και η τεχνητή καρδιά αφαιρέθηκε όταν βρέθηκε καρδιακό μόνιμο. Παρότι η τεχνητή καρδιά Liotta θεωρήθηκε επιτυχής, η πανεπιστημιακή κοινότητα θεώρησε το εγχείρημα ριψοκίνδυνο και μετά από μεγάλη αντιπαράθεση, η χρήση της τεχνητής καρδιάς οδηγήθηκε σε αναβολή τουλάχιστον για τα επόμενα 20 χρόνια.



ΕΙΚΟΝΑ 3-35: ΤΕΧΝΗΤΗ ΚΑΡΔΙΑ ΛΙΟΤΤΑ

Μία άλλη τεχνητή καρδιά είναι η **Akutsu III** η οποία κατασκευάσθηκε από τον T. Akutsu και εμφυτεύτηκε το 1981 πάλι από τον D. Cooley (εικόνα 3-36). Και στην περίπτωση αυτή η 36χρονη ασθενής έζησε 55 ώρες ώσπου βρέθηκε καρδιακό μόσχευμα και μεταμοσχεύθηκε.

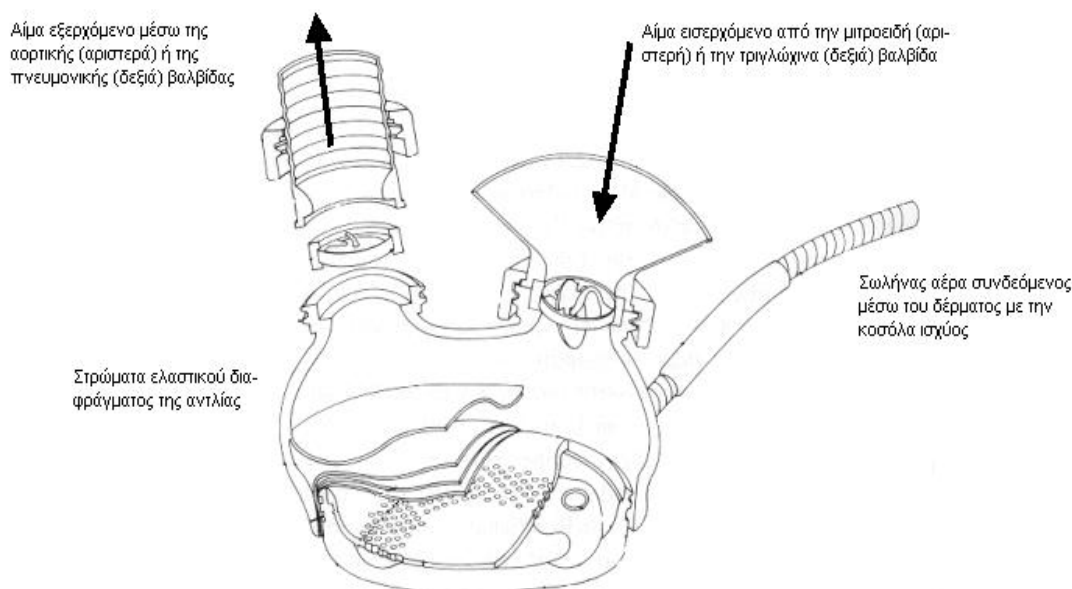


ΕΙΚΟΝΑ 3-36:

Τεχνητή καρδιά Akutsu III

Ένα χρόνο αργότερα η **Jarvik-7** (εικόνα 3-37),μία παρόμοια συσκευή με την Akutsu άρχισε να χρησιμοποιείται από τους χειρουργούς. Το μέγεθος της αντλίας ήταν μικρό αλλά η αναγκαστική σύνδεση της τεχνητής αυτής καρδιάς με την εξωτερική πηγή ενέργειας και ελέγχου (που άγγιζε τις διαστάσεις πλυνηρίου) μέσω καλωδίου που διεκβάλλετο από το δέρμα έκαναν δύσχρηστη

αλλά και ιδιαίτερα επιρρεπή στις λοιμώξεις την Jarvik-7. Η αντλία αυτή χρησιμοποιείται σποραδικά μόνο σήμερα κυρίως, ως γέφυρα για μεταμόσχευση μέχρι την εξεύρεση μοσχεύματος.



Σχηματική περιγραφή της αντλίας καρδιάς Jarvik -7  
Ο αέρας εισέρχεται μέσω του σωλήνα αέρα από την κοσάλα και στρώχνει τα στρώματα του διαφράγματος. Τα στρώματα εκτείνονται για να ωθήσουν το αίμα μέσω της αορτικής βαλβίδας.

### ΕΙΚΟΝΑ 3-37

Η ολικά εμφυτεύσιμη τεχνητή καρδιά **Abiocor** της Abiomed σχετικά πρόσφατα (Ιούλιος 2001), τοποθετήθηκε σε ασθενή με καρδιακή ανεπάρκεια σε ένα πρόγραμμα που αφορά την εμφύτευση 5 τέτοιων τεχνητών καρδιών μετά από εξοντωτικές έρευνες και δοκιμασίες των υλικών για πέντε χρόνια (180.000.000 χτύπους) σε βοοειδή. Ο ασθενής στον οποίο τοποθετήθηκε, αλλά και στους άλλους που πρόκειται να τοποθετηθεί η Abiomed, πρέπει να έχουν προσδόκιμο επιβίωσης λόγω της καρδιακής ανεπάρκειας μικρότερο από ένα μήνα.

Ο στόχος του προγράμματος είναι οι ασθενείς να επιβιώσουν για χρονικό διάστημα μεγαλύτερο των δύο μηνών, χωρίς ιδιαίτερες



επιπλοκές που να οφείλονται στην εμφύτευση της αντλίας. Το κόστος της αντλίας σήμερα αγγίζει τις **75.000\$**. Το κόστος είναι μεγάλο αλλά συγκριτικά με το μηνιαίο κόστος νοσηλείων των ασθενών με καρδιακή ανεπάρκεια φαίνεται ότι δεν είναι απαγορευτικό.

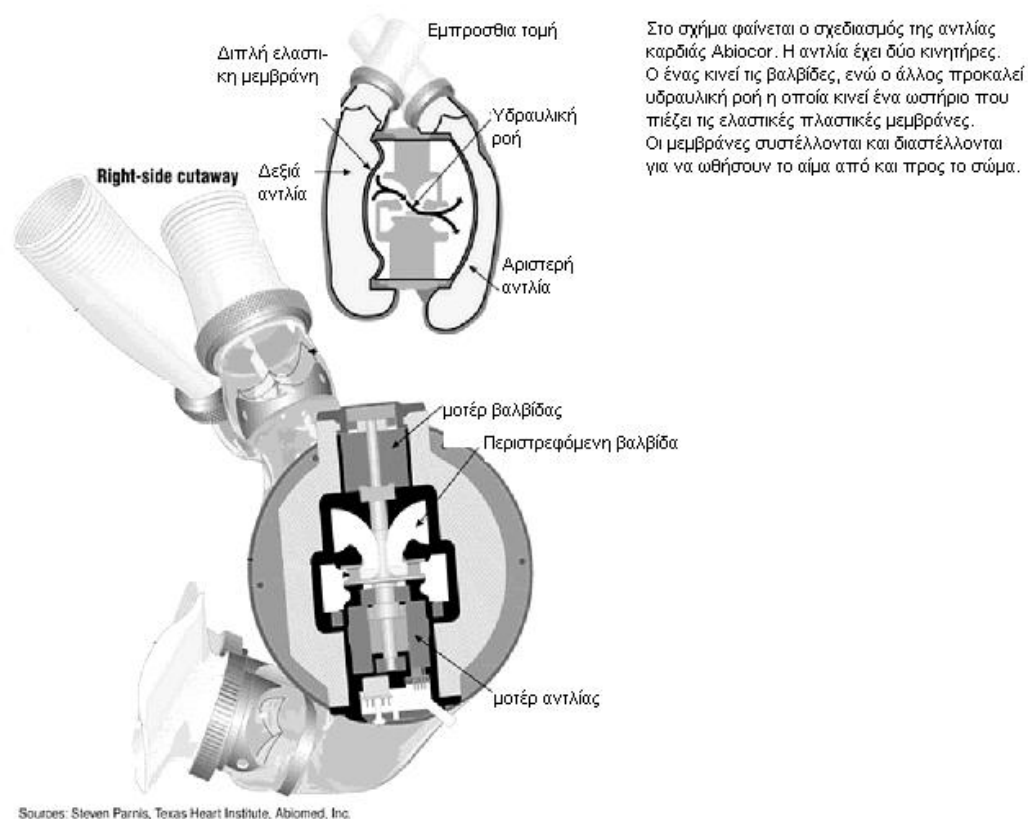
Πιστεύεται πάντως ότι πολύ σύντομα με την ευρεία χρήση της αντλίας αυτής το κόστος θα φτάνει τα **25.000\$**. Σήμερα το κόστος της μεταμόσχευσης είναι δέκα φορές μεγαλύτερο.

Ένα από τα μεγάλα πλεονεκτήματα της Abiocoρ είναι ότι δεν χρειάζεται να συνδέεται με καθετήρες, σωλήνες, ή καλώδια τα οποία διαπερνούν το δέρμα για την μεταφορά ενέργειας. Όλο το σύστημα, αντλία και πηγή ενέργειας, είναι πλήρως εμφυτεύσιμο και η φόρτιση των μπαταριών γίνεται εξωτερικά. Μία εξωτερική μονάδα μεταφέρει ενέργεια στην εσωτερική μονάδα χωρίς να υπάρχει λύση της συνέχειας του δέρματος. Έτσι οι λοιμώξεις θα είναι σημαντικά μικρότερες, επιπλοκή που απασχολεί ιδιαίτερα τους γιατρούς που ασχολούνται με τα συστήματα υποβοήθησης μιας και αγγίζουν το 20% όλων των επιπλοκών μετά την εμφύτευση.

Η τεχνητή καρδιά αποτελείται από 2 θαλάμους παροχής σε παράλληλη διάταξη. Ο δεξιός θάλαμος προωθεί το αίμα στα πνευμόνια μέσω της πνευμονικής αρτηρίας ενώ ο αριστερός μέσω της ανιούσης αορτής προωθεί το αίμα σε όλο το σώμα. Ο κάθε θάλαμος έχει τη δυνατότητα να εξωθήσει περισσότερα από 8 λίτρα το λεπτό, ανάλογα με τις απαιτούμενες ανάγκες, οι οποίες αναγνωρίζονται από την αντλία και αναλόγως ρυθμίζουν την ανά λεπτό ποσότητα παροχής αίματος. Η αντλία είναι ακόμη εφοδιασμένη με μια πλήρη και πολύπλοκη μονάδα ελέγχου, με πολλές ασφαλιστικές δικλίδες, που ειδοποιούν για οποιοδήποτε πρόβλημα της αντλίας. Οι διαστάσεις της αντλίας είναι μικρές, περίπου στο

μέγεθος της φυσιολογικής καρδιάς, ενώ συγχρόνως είναι ιδιαίτερα αθόρυβη κατά τη διάρκεια της λειτουργίας της.

Στο σχήμα 3-38, φαίνεται παραστατικά η αρχή λειτουργίας της τεχνητής καρδιάς Abiomed.



ΕΙΚΟΝΑ 3-38: ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΤΕΧΝΗΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ ABIOCOR

### 3.4 Υλικά κατασκευής

Μέταλλα, πολυμερή και κεραμικά έχουν χρησιμοποιηθεί στην καρδιοχειρουργική σε ένα ευρύ πεδίο εφαρμογών: βαλβίδες καρδιάς, δακτυλίδια βαλβίδων, καθετήρες, καρδιο-πνευμονικοί μηχανισμοί, καθώς και σε διάφορες συσκευές υποστήριξης της κυκλοφορίας, όπως η ενδοαρτική αντλία με μπαλόνι, η αντλία υποστήριξης αριστερής κοιλίας (LVAD) και η πλήρως εμφυτεύσιμη τεχνητή

καρδιά. Αρχικά, πολλές προσπάθειες για να αντικατασταθούν δομικοί μηχανισμοί της καρδιάς με τεχνητά μέσα, απέτυχαν λόγω ελλείμματος στα υλικά ή στη σχεδίαση. Όμως αυτές οι προσπάθειες, οδήγησαν στην ανάπτυξη καλύτερων υλικών αλλά και σχεδιασμών και σήμερα υλικά όπως το μέταλλο, τα πολυμερή και τα κεραμικά χρησιμοποιούνται στις συσκευές της καρδιάς για μεγάλα χρονικά διαστήματα, με την ελάχιστη επιζήμια αντίδραση των ζωντανών ιστών.

Το μεγαλύτερο μέρος της έρευνας στον τομέα των υλικών και την καταλληλότητά τους να παίξουν ένα λειτουργικό ρόλο στο σώμα για μια κλινικά σημαντική περίοδο, έχει επικεντρωθεί στην αλληλεπίδραση ιστού και τεχνητού υλικού και στα συνεπακόλουθα προβλήματα. Αυτό οδήγησε σε δύο γενικές παραδοχές <sup>(M1)</sup>. Πρώτη παραδοχή είναι ότι όλα τα τεχνητά υλικά που έρχονται σε επαφή με τα υγρά του σώματος ή με ζωντανό ιστό, υπόκεινται σχεδόν αμέσως σε επικάθηση στην επιφάνεια τους, σωματιδίων, που προέρχονται από το σώμα και αλλάζουν τις αρχικές ιδιότητες του υλικού.

Η δεύτερη παραδοχή είναι ότι όλα τα υγρά και οι ιστοί του σώματος που έρχονται σε επαφή με ξένο υλικό, υπόκεινται σε μια σειρά βιολογικών αντιδράσεων που διαρκούν εβδομάδες ή και μήνες και ενδεχομένως να διαρκούν όσο υφίσταται η επαφή αλλά πιθανώς και να συνεχίζονται ακόμη και αν αφαιρεθεί το υλικό. Οι έρευνες επάνω σε αυτήν την αλληλεπίδραση μεταξύ συνθετικών υλικών και ιστών, οδήγησε σε δύο έννοιες: τα βιο-υλικά και την βιο-συμβατότητα.

Η βιο-συμβατότητα ορίζεται ως η ικανότητα του υλικού να εργάζεται σωστά, ως μέρος της εμφυτευόμενης συσκευής, ενσωματώνοντας κατάλληλα την αντίδραση του ιστού που φιλοξενεί την συσκευή. Η έννοια της βιο-συμβατότητας τελευταία δίνει την θέση της σε μια καινούργια έννοια: την βιο-δεκτικότητα. Η βιο-δεκτικότητα μπορεί να βρίσκεται στην μορφή της βιο-ενσωμάτωσης ή της βιο-

παθητικότητας. Υλικά που είναι κατάλληλα για βιο-ενσωμάτωση είναι αυτά που επιτρέπουν κάποια αλληλεπίδραση μεταξύ υλικού και σώματος. Η βιο-παθητικότητα από την άλλη μεριά, αφορά σε υλικά που ελάχιστα αναγνωρίζονται από τα περιρρέοντα υγρά του σώματος και μπορούν να χρησιμοποιηθούν για σημαντικές χρονικές περιόδους από κλινικής άποψης. Τα τεχνητά όργανα που επιτυχώς εμφυτεύονται στο σώμα, είναι κατασκευασμένα από υλικά τα οποία είναι από βιολογικής άποψης, παραπάνω από ημι-συμβατικά, όπως επίσης είναι και ανατομικά συμβατικά, σε ότι αφορά δηλαδή το σχήμα και το μέγεθος σε σχέση με το σημείο που θα τοποθετηθούν.

Υπάρχουν βέβαια πολλοί παράγοντες που δημιουργούν προβλήματα, όπως:

1. Δημιουργία θρόμβων στην επαφή με το αίμα
2. Συσσώρευση πρωτεϊνικού gel από τα βιολογικά υγρά
3. Φλεγμονώδεις αντιδράσεις γύρω από το εμφύτευμα
4. Δημιουργία ουλών κατά την περίοδο της επούλωσης
5. Ασβέστωση μεταξύ υλικού και ιστού και οστεοπλασία
6. Απώλεια μηχανικών ιδιοτήτων
7. Διάβρωση του υλικού με απόσπαση σωματιδίων

Αξίζει να σημειωθεί ότι τα περισσότερα υλικά που χρησιμοποιούνται σήμερα στις εμφυτευόμενες ή μη συσκευές, αλλά και αυτά που θα χρησιμοποιηθούν στο μέλλον, ήδη χρησιμοποιούνται στην βιομηχανία. Ένας παράγοντας που περιπλέκει περισσότερο την κατάσταση είναι ότι το επίπεδο της βιολογικής αντίδρασης μεταβάλλεται από άνθρωπο σε άνθρωπο. Η έρευνα εξελίσσεται συνεχώς και έχει δώσει και νέες κατηγορίες υλικών, όπως τα βιο-

αδρανή υλικά, τα βιο-αντιδραστικά, τα βιο-ενεργά, τα βιο-μιμητικά και τα βιο-μοριακά.

### **Διαμόρφωση επιφανείας υλικού**

Έχει διαπιστωθεί, ότι μπορούμε να μεταβάλλουμε την επικάλυψη της επιφάνειας του υλικού για να μεταδώσουμε διάφορες βιολογικές ιδιότητες. Η μεταβολή αυτή μπορεί να περιορίσει ή να αυξήσει την αλληλεπίδραση υλικού-ιστού. Ειδικό συνθετικό πλαίσιο μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως επιστρώμα για τον πολλαπλασιασμό ή την διαφοροποίηση των κυττάρων.

Στα περισσότερα βιο-υλικά παρεμβάλλουμε στην χημική τους αλυσίδα βιο-ενεργά μόρια. Η πιο συνηθισμένη τεχνική χρησιμοποιεί πολυμερή με μικρή αλυσίδα (oligomers), τα οποία έχουν ενεργή επιφάνεια και συνδέονται με ομοιοπολικό δεσμό με το βασικό πολυμερές.

Αυτά τα πολυμερή με μικρή αλυσίδα, περιλαμβάνουν σιλικόνη, εστέρα σουλφονικού οξέος, φθοριούχο άνθρακα, πολυαιθυλένιο και ομάδες υδρογονανθράκων, ενώσεις οι οποίες ελέγχουν την χημική σύσταση της επιφάνειας του υλικού, χωρίς να αντιβαίνουν στις βασικές ιδιότητες της μάζας του βασικού πολυμερούς. Ως αποτέλεσμα λαμβάνουμε τις επιθυμητές ιδιότητες της επιφανείας του υλικού, όπως η αντίσταση στην δημιουργία θρόμβων, βιολογική σταθερότητα και αντοχή στην λείανση λόγω τριβής.

Το ενδιαφέρον είναι ότι οι ιδιότητες αυτές είναι μόνιμες και δεν χρειάζεται περαιτέρω επεξεργασία ή άλλα επιστρώματα. Σε αυτό το στάδιο, τα υλικά είναι κατάλληλα για κλινική χρήση και ονομάζονται βιο-υλικά.

## Βιο-υλικά

Ένα βιο-υλικό μπορεί να καθοριστεί ως ένα υλικό που πρόκειται να αλληλεπιδράσει με βιολογικά συστήματα, να αξιολογήσει, να θεραπεύσει, να αυξήσει ή να αντικαταστήσει οποιονδήποτε ιστό, όργανο ή λειτουργία του σώματος. **(M2)**

Βιο-υλικά που χρησιμοποιούνται για την υποστήριξη της καρδιακής λειτουργίας, είναι συνήθως πολυμερή, επειδή διατίθενται σε μεγάλη ποικιλία συνθέσεων με επαρκείς φυσικές και μηχανικές ιδιότητες και μπορούν εύκολα να κατεργαστούν, δημιουργώντας συσκευές του επιθυμητού σχήματος. **(M4, M6, M7)**

Οι μηχανικές ιδιότητες των πιο κοινών συνθετικών πολυμερών που χρησιμοποιούνται στην τεχνολογία καρδιακής υποστήριξης καθώς και οι χρήσεις τους φαίνονται στον πίνακα 3-39.

<b>Πολυμερή</b>	<b>Αντοχή σε εφελκυσμό (MPa)</b>	<b>Μέτρο Ελαστικότητας (GPa)</b>	<b>Επιμήκυνση (%)</b>	<b>Εφαρμογές</b>
<b>Πολυπροπυλένιο</b>	30-38	1.1-1.6	200-700	Καρδιακές βαλβίδες
<b>Πολυουρεθάνη(π.χ. Biomer)</b>	31-41	<0.01	600-800	Στοιχεία τεχνητής καρδιάς, βαλβίδες
<b>Πολυσουλφίδια</b>	70.3	2.5	50-100	Στοιχεία τεχνητής καρδιάς, βαλβίδες

Ένα από τα μεγαλύτερα προβλήματα που δημιουργούνται όταν ξένα υλικά εισέρχονται στο αίμα, είναι η πολύ γρήγορη δημιουργία θρόμβων (συσσώρευση κυττάρων αίματος) οι οποίοι προσκολλώνται στην επιφάνεια του βιο-υλικού (τοπικό φαινόμενο) ή αποκολλώνται και μεταφέρονται με την ροή του αίματος και τελικά την παρεμποδίζουν προκαλώντας καρδιακή εμβολή. **(M3, M4, M8, M9)**

Παρακάτω, αναφέρουμε υλικά που χρησιμοποιούνται στην κατασκευή συσκευών καρδιακής υποστήριξης.

► Το **Biospan®** είναι μία τμηματική πολυουρεθάνη (SPU) και χρησιμοποιείται στην πλειοψηφία των συσκευών VAD και των ολικών τεχνητών καρδιών διεθνώς. Το Biospan® είναι το πιο ελαστομερές βιο-υλικό που υπάρχει και παρουσιάζει εντυπωσιακό συνδυασμό φυσικών και μηχανικών ιδιοτήτων συγχρόνως με βιο-συμβατότητα.

(10)

► Η πολυαιθερουρεθάνη **Elasthane®** είναι ένα αρωματικό θερμοπλαστικό υψηλής αντοχής με χημική δομή και ιδιότητες ίδιες με την σειρά πολυαιθερουρεθανών **Pelethane® 2363** που έχουν χρησιμοποιηθεί στην κατασκευή βηματοδοτών, τεχνητών καρδιών, καρδιακών βαλβίδων, ενδοαορτικών ασκών και συσκευών υποστήριξης κοιλιών (LVAD, RVAD). Η Elasthane, σχεδιάστηκε για εμφυτεύσιμες συσκευές μακρού χρονικού διαστήματος. **(M10)**

► το **Dacron®**, παρουσιάζει βιο-συμβατότητα στην εσω-θωρακική και ενδοκοιλιακή χώρα. Το Dacron® είναι η εμπορική ονομασία (Dupont) για τον γραμμικό αρωματικό πολυεστέρα, πολυαιθυλένιο. Είναι ένα θερμοπλαστικό πολυμερές σώμα και μπορεί να χάσει τη δομική ακεραιότητά του όταν εκτίθεται στη θερμότητα.

► Άλλες πολυουρεθάνες που χρησιμοποιούνται είναι οι **Biomer®, Avcothane®, Cardiothane®, Tecoflex®, Angioflex®**

► Πολυμερή σε άκαμπτη μορφή χρησιμοποιούνται για το κέλυφος των αντλιών, για παράδειγμα **Εποξικά** και **Πολυσουλφόνη**. Για τον ίδιο λόγο χρησιμοποιούνται και μέταλλα, ειδικότερα τα **μέταλλα τιτανίου**. Το τιτάνιο έχει ανώτερες μηχανικές ιδιότητες και αντοχή στη διάβρωση. Συνήθως χρησιμοποιείται καθαρό τιτάνιο ή μέταλλα τιτανίου όπως το μέταλλο **Ti-6Al-4V**. Το λεπτό, χημικά αδρανές

φιλμ οξειδίου που σχηματίζεται στην επιφάνεια κάνει το μέταλλο απολύτως βιο-συμβατό. Επιπροσθέτως, η ηλεκτρο-αρνητικότητα του φιλμ βελτιώνει την συμβατότητα με το αίμα και έτσι το καθιστά κατάλληλο για τις καρδιαγγειακές εφαρμογές.

### **3.5 Κλινικές επιπλοκές**

Ένας μεγάλος αριθμός των ασθενών στους οποίους τοποθετείται ένα από τα παραπάνω συστήματα υποστήριξης της κυκλοφορίας έχουν ήδη αναπτύξει δευτεροπαθώς ανεπάρκεια άλλων οργάνων λόγω της καρδιογενούς καταπληξίας πριν από την τοποθέτηση της αντλίας. Για το λόγο αυτό αλλά και επειδή η τοποθέτηση γίνεται σε ασθενείς που είναι βαρέως πάσχοντες, οι επιπλοκές είναι πολλές.

**Η αιμορραγία** αποτελεί μία από τις σημαντικότερες και πιο συχνές επιπλοκές άμεσα μετεγχειρητικά. Κυμαίνεται από 20-40% και συνήθως οφείλεται είτε στη χειρουργική τεχνική είτε στα σημεία σύνδεσης των αντλιών με την καρδιά, την αορτή ή την πνευμονική αρτηρία. Συνήθως παρουσιάζεται σε ασθενείς που είτε έχουν αναπτύξει ηπατική ανεπάρκεια είτε παρουσιάζουν προεγχειρητικά ηκτολογικά προβλήματα είτε λαμβάνουν αντιπηκτικά, είτε έχουν υποβληθεί σε καρδιοχειρουργική επέμβαση με μεγάλο χρόνο στην εξωσωματική κυκλοφορία. Σήμερα, με βελτίωση των χειρουργικών τεχνικών αλλά και με τη χρήση ουσιών που βελτιώνουν την πήξη, όπως η απροτινίνη, οι αιμορραγίες είναι λιγότερο συχνές.

**Η δεξιά καρδιακή ανεπάρκεια** αποτελεί μία συχνή άμεση μετεγχειρητική επιπλοκή που κυμαίνεται από 11-20%. Μεταξύ των παραγόντων που μπορεί να οδηγήσουν σε δεξιά καρδιακή ανεπάρκεια είναι και η προεγχειρητική δεξιά καρδιακή ανεπάρκεια που επικαλύπτεται από την αριστερή, οι αυξημένες πνευμονικές αντιστάσεις, η υπερφόρτωση όγκου, η μετατόπιση του μεσοκοιλιακού διαφράγματος, καθώς και η αλλαγή της γεωμετρίας της δεξιάς κοιλίας μετά την εμφύτευση ενός συστήματος υποστήριξης της



αριστεράς κοιλίας. Ακόμη ενοχοποιείται για πρόκληση δεξιάς καρδιακής ανεπάρκειας και η εκσεσημασμένη απώλεια αίματος καθώς και η μαζική μετάγγιση. Για τη διαφοροδιάγνωση της δεξιάς καρδιακής ανεπάρκειας από τον επιπωματισμό, η εξέταση εκλογής είναι το διαθωρακικό αλλά και το διοισοφάγειο ηχοκαρδιογράφημα. Εάν η δεξιά καρδιακή ανεπάρκεια δεν μπορεί να αντιμετωπισθεί με τη χορήγηση όγκου, μονοξειδίου του αζώτου, ινοτρόπων, PDE III αναστολέων, προσταγλανδινών, τότε είναι απαραίτητη η εμφύτευση ενός συστήματος για την υποστήριξη της δεξιάς.

**Οι λοιμώξεις** αποτελούν το κυριότερο μετεγχειρητικό πρόβλημα όλων των συσκευών υποβοήθησης και απαντώνται σε ποσοστό που κυμαίνεται από 12-48%. Οι λοιμώξεις μπορεί να οφείλονται στις γραμμές που φέρει ο ασθενής στη μονάδα εντατικής νοσηλείας άλλα και στα σημεία εξόδου από το δέρμα του ασθενούς, των καλωδίων και των καθετήρων της αντλίας. Στους παράγοντες κινδύνου για την ανάπτυξη λοιμώξεων συγκαταλέγονται η παρατεταμένη νοσηλεία, ο παρατεταμένος χρόνος μηχανικού αερισμού, η πολυοργανική ανεπάρκεια και η δευτερογενής ανοσοκαταστολή, η εκσεσημασμένη απώλεια αίματος και οι μαζικές μεταγγίσεις. Η αποφυγή όλων των παραπάνω παραγόντων καθώς και η συχνή αλλαγή των γραμμών του ασθενούς αποτελούν τα κυριότερα μέτρα προφύλαξης για την αποφυγή των λοιμώξεων. Το 80% των λοιμώξεων αφορούν gram + κόκκους ενώ μόνον στο 16% gram - και 4% σε λοιμώξεις που οφείλονται σε *Candida*.

### **Νευρολογικές διαταραχές.**

**Τα θρομβοεμβολικά επεισόδια** αποτελούν την κυριότερη αιτία των νευρολογικών διαταραχών. Τα θρομβοεμβολικά επεισόδια οφείλονται στην ανάπτυξη θρόμβων μέσα στο σώμα της αντλίας (λόγω της επαφής του αίματος με την εσωτερική επιφάνεια των αντλιών) αλλά και στην αποκόλληση θρόμβων από τις κοιλότητες

της καρδιάς ή την αορτή. Τα ποσοστά της επιπλοκής αυτής κυμαίνονται από 9% μέχρι και 47% ανάλογα με τη χρησιμοποιούμενη συσκευή. Σημαντικό ρόλο κατέχει η αντιπηκτική αγωγή που πρέπει να χορηγείται στους ασθενείς αυτούς κατά την μετεγχειρητική περίοδο. Απαραίτητη επίσης είναι και η έναρξη αντιαιμοπεταλιακής αγωγής για 2 εβδομάδες μετεγχειρητικά.

### **Γαστρεντερολογικές επιπλοκές.**

Οι επιπλοκές αυτές είναι πιο σπάνιες και κυμαίνονται γύρω στο 10%. Αφορούν οξεία χολοκυστίτιδα, οξεία σκωληκοειδίτιδα, έξαρση της εκκολπωματικής νόσου, ακόμα και ηπατική δυσλειτουργία, η αιτία της οποίας μπορεί να οφείλεται σε πολλούς παράγοντες, όπως παρατεταμένη ισχαιμία, δεξιά κάμψη, μαζικές μεταγγίσεις.

Άλλες επιπλοκές οι οποίες παρουσιάζονται λιγότερο συχνά είναι η σήψη, η πολυοργανική ανεπάρκεια, η οξεία νεφρική ανεπάρκεια, και η πνευμονία.

### **3.6. Η ελληνική εμπειρία στην χρήση μηχανικών μέσων υποστήριξης της κυκλοφορίας.**

Το 1997 ορίσθηκαν τα κριτήρια από την ολομέλεια του Κ.Ε.ΣΥ για την τοποθέτηση συσκευών υποστήριξης της κυκλοφορίας. Αυτά είναι:

- Ο ασθενής θα πρέπει να είναι υποψήφιος για μεταμόσχευση.
- Θα πρέπει να βρίσκεται υπό χορήγηση ινοτρόπων.
- Δεν είναι υποχρεωτική η υποστήριξη με ενδοαορτική αντλία αντιώθησης.
- Η πίεση του αριστερού κόλπου ή η πίεση ενσφήνωσης θα πρέπει να είναι 20 mm Hg.
- Η συστολική αρτηριακή πίεση να είναι περίπου 80 mm Hg.
- Ο καρδιακός δείκτης να είναι μικρότερος ή ίσος με  $2\text{l}/\text{min}/\text{m}^2$

- Η επιφάνεια σώματος θα πρέπει να είναι μεγαλύτερη από 1.5 m<sup>2</sup>.

Στη Θεσσαλονίκη, στην Καρδιοχειρουργική Κλινική του Νοσοκομείου Παπανικολάου (Δ/ντής Π. Σπύρου) τοποθετήθηκε το 1998 αντλία υποβοήθησης της αριστεράς κοιλίας Heart-Mate της TCI σε ασθενή με καρδιακή ανεπάρκεια, ως γέφυρα για μεταμόσχευση. Ο ασθενής υποστηρίχθηκε μέχρι την εξεύρεση μοσχεύματος.

Στην καρδιοχειρουργική κλινική του "Ευαγγελισμού" (Δ/ντής Χρ. Λόλας) στον τομέα της μηχανικής υποβοηθήσεως των κοιλιών έχουν χρησιμοποιηθεί εκτός από την ενδοαορτική αντλία, η φυγόκεντρος αντλία, το σύστημα Hemorump και η παρααορτική αντλία αντιώθησεως (ΠΑΑ) κατασκευής του κ. Νανά το 1985 στη Γιούτα, ως σύστημα μείζονος υποστήριξης μέχρι της εξεύρεσης καταλλήλου μοσχεύματος. Σε χρονικό διάστημα 13 ετών, σε σύνολο 4.910 καρδιοχειρουργικών επεμβάσεων, η ενδοαορτική αντλία χρησιμοποιήθηκε περιεγχειρητικά σε 289 ασθενείς (5,9%). Η αποδέσμευση από τη μηχανική υποβοήθηση έγινε δυνατή σε 185 ασθενείς (64,0%), από τους οποίους τελικά εξήλθαν από το νοσοκομείο οι 159 (55,0%). Η φυγόκεντρος αντλία και το Hemorump χρησιμοποιήθηκαν χωρίς επιτυχία σε 3 περιπτώσεις, αντιστοίχως, σε μία απεγνωσμένη, αλλά αρκετά καθυστερημένη, προσπάθεια αποδέσμευσης ασθενών από την εξωσωματική κυκλοφορία. Η φυγόκεντρος αντλία χρησιμοποιήθηκε ανεπιτυχώς επίσης, σε δύο ασθενείς που παρουσίασαν μετά από καρδιακή μεταμόσχευση οξεία ανεπάρκεια της δεξιάς κοιλίας. Η παρααορτική αντλία αντιώθησης τοποθετήθηκε σε 4 ασθενείς. Ένας εξ αυτών υποστηρίχθηκε αποτελεσματικά για 2 περίπου μήνες. Στο χρονικό αυτό διάστημα δεν βρέθηκε κατάλληλο μόσχευμα και ο ασθενής κατέληξε από σήψη και δεξιά καρδιακή ανεπάρκεια. Τα συμπεράσματα από τη μελέτη του ασθενούς αυτού ήταν πολύ ενθαρρυντικά.

Ακόμη, με το σύστημα της φυγοκέντρου και την παρεμβολή οξυγονωτή (ECMO) υποστηρίχθηκαν στην Πανεπιστημιακή Κλινική Εντατικής Θεραπείας (Δ/ντής Καθ. Χ Ρούσσο) στο πρόγραμμα αντιμετώπισης αναπνευστικής ανεπάρκειας (υπεύθυνος Αν. Καθ. Α. Αρμαγανίδης) 6 ασθενείς με αναπνευστική ανεπάρκεια τελικού σταδίου. Ο μέγιστος χρόνος υποστήριξης ήταν 6 ημέρες. Οι ασθενείς κατέληξαν από πολυοργανική ανεπάρκεια. Η υποστήριξη με ECMO στους ασθενείς αυτούς έγινε σε μια απεγνωσμένη προσπάθεια διάσωσης τους. Όπως προκύπτει από κέντρα που χρησιμοποιούν μεγαλύτερο αριθμό συσκευών υποστήριξης της κυκλοφορίας αλλά και ECMO το σημαντικότερο ρόλο για την επίτευξη επιτυχών αποτελεσμάτων έχει η επιλογή του κατάλληλου χρόνου για την έναρξη της υποβοήθησης. Πρόσφατα εγκρίθηκε στον Ευαγγελισμό πρόγραμμα μηχανικής υποστήριξης της κυκλοφορίας με συσκευές παρακλίνιες αλλά και πλήρως εμφυτεύσιμες για την υποστήριξη της αριστεράς κοιλίας. Από τη διεθνή εμπειρία φαίνεται ότι τα μηχανικά μέσα για την υποστήριξη της κυκλοφορίας πρέπει να διατίθενται σε κέντρα που έχουν αναπτύξει προγράμματα αντιμετώπισης της καρδιακής ανεπάρκειας, διενεργούν μεταμοσχεύσεις και διαθέτουν όλη την τεχνολογική υποδομή και τις ιατρικές ειδικότητες που απαιτούνται για την αντιμετώπιση τέτοιων ασθενών.

### **Βιβλιογραφία Κεφαλαίου 3**

- [3.1] Freedman RJ: The intra-aortic balloon pump system: current roles and future directions, *J Appl Cardiol* 6:313, 1991.
- [3.2] Phillips PA, Marty AT, Miyamoro AM: A clinical method for detecting subendocardial ischemia following cardiopulmonary bypass, *J Thorac Cardiovasc Surg* 69:30, 1975.
- [3.3] Kantrovitz A, McKinnon WMP: The experimental use of the diaphragm as an auxiliary myocardium, *Surg Forum* 9:266, 1959.
- [3.4] Maccioli GA, Lucas DDS, Norfleet EA: The intra-aortic balloon pump: a review, *J Cardiothorac Anesth* 2:365, 373, 1988.
- [3.5] Birtwell WC, Soroff HS, Well M et al: Assisted circulation. I. An improved method for counterpulsation, *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 8:35, 1962.
- [3.6] Clauss RH, Birtwell WC, Albertal G et al: Assisted circulation I. The arterial counterpulsator. *J Cardiovasc Surg* 41:447, 1961.
- [3.7] Mouloupoulos SD, Topaz S, Kolff WJ: Diastolic balloon pumping (with carbon dioxide) in the aorta- a mechanical assistance to the failing heart, *Am Heart J* 63:669, 1962.
- [3.8] Dennis C, Moreno JR, Hall DP et al: Studies on external counterpulsation as a potential measure for acute left heart failure, *Trans Am Soc Artif Intern Organs* 9:186, 1963.
- [3.9] Buckley MJ, Lenbanch RC, Kastor JA et al: Hemodynamic evaluation of intraaortic balloon pumping in man, *Circulation* 46 (Suppl II):130, 1970.
- [3.10] Mundth ED, Yurchak PM, Buckley MJ et al: Circulatory assistance and emergency direct artery surgery for shock complicating acute infarction, *N Engl J Med* 283:1382, 1970.
- [3.11] Jacobey JA: Results of Counterpulsation in patients with coronary artery disease. *The American Journal of Cardiology*. Vol 27, Feb 1971.
- [3.12] Feola M, Adachi M, Akers WW et al: Intraaortic balloon pumping in the experimental animal. Effects and problems, *Am J Cardiol* 27:129, 1971.
- [3.13] Krakauer J, Rosenbaum A, Freed P, Jaron D, Kantrowitz A: Clinical management ancillary to phase-shift balloon pumping in cardiogenic shock. *The American Journal of Cardiology*. Volume 27, No 2, Feb 1971.
- [3.14] Bregman D, Goetz RH: A new concept in circulatory assistance- the dual-chambered intaortic balloon, *Mt Sinai J Med* 39:123, 1972.
- [3.15] Buckley, M.J., Craver, J.M., Gold, H.K., et al.: Intra-aortic balloon pump assist for cordiogenic shock after cardiopulmonary bypass. *Circulation*, 47-48 (Suppl. 3):III-90, 1973.
- [3.16] Housman, L.B., Bemstein, E.F., Braunwald, N.S., and Dilley,

- R.B: Counterpulsation for intraoperative cardiogenic shock. Successful use of intra-aortic balloon. *J.A.M.A.*, 244:1131, 1973.
- [3.17] Bregman, D., and Casarella, W.J.: Percutaneous intra-aortic balloon pumping: Initial clinical experiences. *Ann. Thorac. Surg.*, 29:153, 1980.
- [3.18] Subramanian, V.A., Goldstein, J.E., Sos, T.A., et al.: Preliminary clinical experience with percutaneous intra-aortic balloon pumping. *Circulation*, 62 (Suppl. I), I:123, 1980.
- [3.19] GIBBON JH. Application of a mechanical heart and lung apparatus to cardiac surgery. *Minn Med* 1954, 37:171
- [3.20] GALLOIS CJJ. Experiences on the principle of life. Philadelphia, Charles C Thomas, 1813. Translation of Le Gallois CJJ: *Experience sur la principe de la vie*. Paris, 1812
- [3.21] DeBAKEY ME, LIOTTA D, HALL CW. Left heart bypass using an implantable blood pump. Proceedings of a conference sponsored by The Committee on Trauma, 1964. Washington DC. National Academy of Science, National Research Council, 1966:223
- [3.22] DeBAKEY ME. Left ventricular bypass pump for cardiac assistance. Clinical experience. *Am J Cardiol* 1971, 27:3–11
- [3.23] COOLEY DA, LIOTTA D, HALLMAN GL, BLOODWELL RD, LEACHMAN RD, MILAM JD. Orthotopic cardiac prosthesis for two-staged cardiac replacement. *Am J Cardiol* 1969, 24:723– 730
- [3.24] NORMAN JC, BROOK MI, COOLEY DA, KLIMA T, KAHAN BD, FRAZIER OH ET AL. Total support of the circulation of a patient with post-cardiotomy stone-heart syndrome by a partial artificial heart (ALVAD) for 5 days followed by heart and kidney transplantation. *Lancet* 1978, 8074:1125–1127
- [3.25] COOLEY DA, AKUTSU T, NORMAN JC. Total artificial heart in two-staged cardiac transplantation. *Cardiovascular Diseases, Bulletin of the Texas Heart Institute*, 1981, 8:305
- [3.26] PORTNER PM, OYER PE, MCGREGOR CG. First human use of an electrically powered implantable ventricular assist system (abstract). *Artif Organs* 1985, 9:36
- [3.27] GOLDSTEIN D, OZ M, ROSE E. Implantable left ventricular assist devices. *N Engl J Med* 1998, 339:1522–1533
- [3.28] NOON G, MORLEY D, IRWIN S, ABDELSAYED S, BENKOWSKI R, LYNCH B. Clinical experience with the MicroMed DeBakey ventricular assist device. *Ann Thorac Surg* 2001, 71:S133–S138
- [3.20] WESTABY S, FRAZIER OH, BEYERSDORF F, SAITO S, SIEGENTHALER M, PIGOTT D ET AL. The Jarvik 2000 Heart. Clinical validation of the intraventricular position. *Eur J Cardiothorac Surg* 2002, 22:228–232
- [3.21] WESTABY S, FRAZIER OH, PIGOTT D, SAITO S, JARVIK R.

- Implant technique for the Jarvik 2000 Heart. *Ann Thorac Surg* 2002, 73:1337–1340
- [3.22] SIEGENTHALER M, MARTIN J, FRAZIER OH, BEYERSDORF F. Implantation of the permanent Jarvik-2000 left-ventricular-assist-device: surgical technique. *Eur J Cardiothorac Surg* 2002, 21:546–548
- [3.23] SUN B, CATANESE K, SPANIER T, FLANNERY M, GARDOCKI M, MARCUS L ET AL. 100 long-term implantable left ventricular assist devices: The Columbia Presbyterian Interim Experience. *Ann Thorac Surg* 1999, 68:688–694
- [3.24] LEY SJ, HILL JD. Thoratec ventricular assist device. In: Quaal SJ (ed) *Cardiac mechanical assistance beyond balloon pumping*. CV Mosby, St Louis, 1993:67
- [3.25] LOISANCE D, COOPER GJ, DELEUZE PH, CASTANIE JB, MAZZU-COTELLI JP, ABE Y ET AL. Bridge to transplantation with the wearable Novacor left ventricular assist system: operative technique. *Eur J Cardiothorac Surg* 1995, 9:95–98
- [3.26] HOLMAN W, MURRAH C, FERGUSON E, BOURGE R, McGIFFIN D, KIRKLIN J. Infections during extended circulatory support: University of Alabama at Birmingham experience 1989 to 1994. *Ann Thorac Surg* 1996, 6:366–371
- [3.27] GAGNON D, PETTY M, LAPHOR JR. HeartMate family of left ventricular assist systems. *Perfusion* 2000, 15:345–354
- [3.28] COOLEY DA, FRAZIER OH. The past 50 years of cardiovascular surgery. *Circulation* 2000, 102:IV87–IV93
- [3.29] ARABIA FA, COPELAND JG, PAVIE A, SMITH RG. Implantation technique for the CardioWest total artificial heart. *Ann Thorac Surg* 1999, 68:698–704
- [3.30] COPELAND JG, ARABIA FA, SMITH RG, SETHI GK, NOLAN PE, BANCHY ME. Arizona experience with CardioWest total artificial heart bridge to transplantation. *Ann Thorac Surg* 1999, 68:756–760
- [3.31] PUERS R, VANDEVOORDE G. Recent progress on transcatheter energy transfer for total artificial heart systems. *Artif Organs* 2001, 25:400–405
- [3.32] ZAREBA KM. The artificial heart: past, present, and future. *Med Sci Monit* 2002, 8:RA72–RA77
- [3.33] ARABIA FA, COPELAND JG, SMITH RG, BANCHY ME, SETHI GK, FOY B ET AL. Infections with the CardioWest total artificial heart. *ASAIO J* 1998, 44:M336–M339
- [3.34] STILLER B, DAHNERT I, BERGER F, WENG Y, LOEBE M, ALEXI-MESKHISHVILI V ET AL. Artificial heart in terminal stage of dilated cardiomyopathy in childhood. *Z Kardiol* 2000, 89:1039–1045
- [3.35] DEPREE C, DAVIES P, TAEGTMEYER H. Transcriptional adaptation of the heart to mechanical unloading. *Am J Cardiol* 1999, 83:58H–63H

- [3.36] YOUNG J. Healing the heart with ventricular assist device therapy: mechanisms of cardiac recovery. *Ann Thorac Surg* 2001, 71:S210–S219
- [3.37] ZAFEIRIDIS A, JEEVANANDAM V, HOUSER S, MARGULIES K. Regression of cellular hypertrophy after left ventricular assist device support. *Circulation* 1998, 98:656–662
- [3.38] MANN D. Mechanisms and models in heart failure. *Circulation* 1999, 100:999–1008
- [3.39] BARTLING B, MILTING H, SCHUMANN H, DARMER D, ARUSOGLU L, KOERNER MM ET AL. Myocardial gene expression of regulators of myocyte apoptosis and myocyte calcium homeostasis during hemodynamic unloading by ventricular assist devices in patients with end-stage heart failure. *Circulation* 1999, 100(Suppl II):II216–II223
- [3.40] PEVERALI F, BASDRA E, PAPAVALASSILIOU A. Stretch-mediated activation of selective MAPK subtypes and potentiation of AP-1 binding in human osteoblastic cells. *Mol Med* 2001, 7:68–78
- [3.41] BARBONE A, HOLMES J, HEERDT P, THE A, NAKA Y, JOSHI N ET AL. Comparison of right and left ventricular responses to left ventricular assist device support in patients with severe heart failure. *Circulation* 2001, 104:670–675
- [3.42] MADIGAN J, BARBONE A, CHOUDHRI A, MORALES D, CAI B, OZ M ET AL. Time course of reverse remodeling of the left ventricle during support with a left ventricular assist device. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2001, 121:902–908
- [3.43] BARBONE A, OZ M, BURKHOFF D, HOLMES J. Normalized diastolic properties after left ventricular assist result from reverse remodeling of chamber geometry. *Circulation* 2001, 104(Suppl I):I229–I232
- [3.44] DEL MONTE F, WILLIAMS E, LEBECHE D, SCHMIDT U, ROSENZ-WEIG A, GWATHMEY J ET AL. Improvement in survival and cardiac metabolism after gene transfer of sarcoplasmic reticulum Ca<sup>2+</sup>-ATPase in a rat model of heart failure. *Circulation* 2001, 104:1424–1429
- [3.45] HEERDT P, HOLMES J, CAI B, BARBONE A, MADIGAN J, REIKEN S ET AL. Chronic unloading by left ventricular assist device reverses contractile dysfunction and alters gene expression in end-stage heart failure. *Circulation* 2000, 102:2713– 2719

## WEB SITES

- i. <http://www.abiomed.com>
- ii. <http://www.tpub.com/corpsman/22.htm>



- iii. <http://www.150.si.edu/150trav/remember/r817.htm>
- iv. <http://www.heartpioneers.com>
- v. <http://www.whitaker.org>
- vi. <http://www.abiomed.com/prodtech/abiocor/evolution.html>
- vii. <http://www.americanheart.org>

### **Βιβλιογραφία Υλικών Κατασκευής (3.4)**

- M1. The Biomedical Engineering Handbook - Prostheses and Artificial Organs - Artificial heart and Circulatory assist Devices - Gerson Rosenberg
- M2. Williams DF. The Williams dictionary of biomaterials. Liverpool University Press. 1999.
- M3. Didisheim P, Watson JT. Cardiovascular applications. In: Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JL, editors. Biomaterials science: An introduction to materials in medicine. San Diego, CA: Academic Press Inc; 1996.
- M4. Eberhart RC, Huo H, Nelson K. Cardiovascular materials. MRS Bulletin 1991;50-54.
- M5. Marchant RE, Wang I. Physical and chemical aspects of biomaterials used in humans. In: Greco RS, editor. Implantation biology: The host response and biomedical devices. CRC Press; 1994. p 13-38.
- M6. Helmus MN, Hubbell JA. Materials selection. Cardiovascular Pathology 1993;2(suppl.);53S-71S.
- M7. Lee HB, Kim SS, Khang G. Polymeric biomaterials. In:

- Bronzino JD, editor. The Biomedical Engineering Handbook. CRC Press;1995. p 581-597.
- M8. Hanson SR. Blood-material interactions. In: Black J, Hastings G, editors. Handbook of biomaterial properties. Chapman & Hall; 1998. p 545-555.
- M9. Dawids S. Haemocompatibility, what does it mean?, In: Kluwer DS, editor. Test procedures for the blood compatibility of biomaterials. The Netherlands: Academic Publisher; 1993. p 3-11.
- M10. <http://www.polymertech.com/materials.html>

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΦΥΓΟΚΕΝΤΡΩΝ ΑΝΤΛΙΩΝ ΚΑΡΔΙΑΣ**

### **4.1. Εισαγωγή**

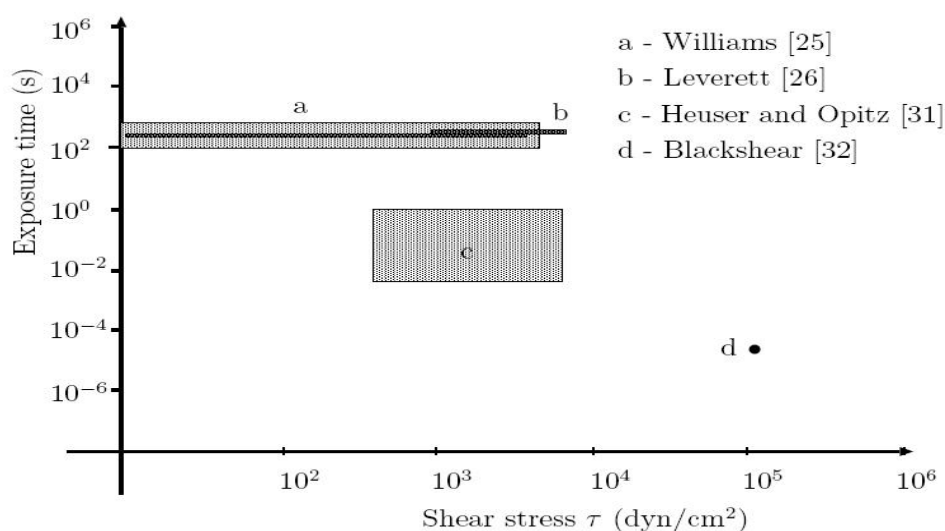
Ο σχεδιασμός αντλιών αίματος μικρού μεγέθους, που είναι εμφυτεύσιμες στο ανθρώπινο σώμα είναι πλέον απαραίτητος για να βελτιώσει την ποιότητα της ζωής των ασθενών. Οι αντλίες συνεχούς ροής (μη σφυγμικές), γενικά, μπορούν να γίνουν μικρότερες από τις σφυγμικές, αν και τα αποτελέσματα της μη σφυγμικής κυκλοφορίας είναι ακόμα υπό εξέταση. **Οι δυναμικές αντλίες**, όπως οι φυγοκεντρικής ροής αντλίες ή οι αξονικής ροής αντλίες, δεν χρειάζονται βαλβίδες, διαφράγματα, ελαστικούς θαλάμους ή ελεγκτές σφυγμού. Το κύριο πρόβλημά τους είναι **η αιμόλυση** και ο **σχηματισμός θρόμβων** γύρω από τα στεγανωτικά παρεμβύσματα (τσιμούχες) του άξονα ή τα έδρανα στήριξης (ρουλεμάν κ.α.)

### **Αιμόλυση**

Από τους τέσσερις μηχανισμούς από τους οποίους η αιμόλυση μπορεί να εμφανιστεί (ωσμωτική λύση κολλοειδών, διάτρηση ενός κυττάρου, τεμαχισμός των ερυθρών αιμοσφαιρίων, και ερυθροφαγοκύτωση), ο τεμαχισμός των ερυθρών αιμοσφαιρίων λόγω διάτμησης, (**μηχανική αιμόλυση λόγω διάτμησης**) είναι ο κύριος μηχανισμός της αιμόλυσης σε συσκευές υποστήριξης κοιλιών (VAD) και αντλίες. Όπως προαναφέρεται, η μηχανική αιμόλυση εμφανίζεται όταν παραμορφώνεται υπερβολικά ένα ερυθρό αιμοσφαίριο λόγω υψηλής διατμητικής τάσης, και διαρρέει μέρος της περιεκτικότητας του σε αιμοσφαιρίνη, στην ροή αίματος. Εάν μετρήσουμε την αύξηση της συγκέντρωσης ελεύθερης αιμοσφαιρίνης στο πλάσμα του αίματος θα έχουμε μία ένδειξη για το πόσα ερυθρά αιμοσφαίρια καταστράφηκαν, μέσω ενός δείκτη που λέγεται δείκτης αιμόλυσης. Η αιμόλυση, πρέπει να αναφέρουμε είναι επικίνδυνη για

την υγεία του ασθενούς, αφού μπορεί να οδηγήσει σε αιμολυτική αναιμία, αλλά και άλλες ασθένειες.

Ενώ έχει υπάρξει εκτενής πειραματισμός στην αιμόλυση σταθερής διάτμησης, δεν έχει αναπτυχθεί ακόμα ένα μοντέλο που θα περιγράψει με ακρίβεια, το φαινόμενο της αιμόλυσης. Παραδείγματος χάριν, οι χρονικές περίοδοι των περισσότερων πειραμάτων αιμόλυσης ήταν τρία μεγέθη μεγαλύτερες από την χρονική περίοδο σε ένα τυπικό VAD (ο τυπικός χρόνος παραμονής ενός ερυθρού αιμοσφαιρίου σε ένα VAD είναι περίπου 500 ms). Η συσκευή Couette που αναπτύχθηκε από Heuser και Opitz μέτρησε την αιμόλυση σε σύντομες χρονικές περιόδους, και η περιοχή «c» στο σχήμα 4-1, αντιπροσωπεύει τις διατμητικές τάσεις και τους χρόνους έκθεσης στις σύγχρονες αντλίες.



ΣΧΗΜΑ 4-1 : Πειράματα προσδιορισμού αιμόλυσης από ερευνητές (διατμητικές τάσεις και χρόνοι έκθεσης) .

Σύμφωνα με την βιβλιογραφία<sup>(4-1)</sup> ο δείκτης αιμόλυσης δίνεται από τον τύπο:

$$\mathbf{HI = (100 - Hct) \cdot C \cdot V / (100 \cdot Q \cdot T)}$$

Όπου:

HI (gr/100L) ο δείκτης αιμόλυσης

Hct (%) ο αιματοκρίτης

C (mg/dL) η αυξημένη αιμοσφαιρίνη

V (mL) ο όγκος αίματος

Q (mL/min) η παροχή

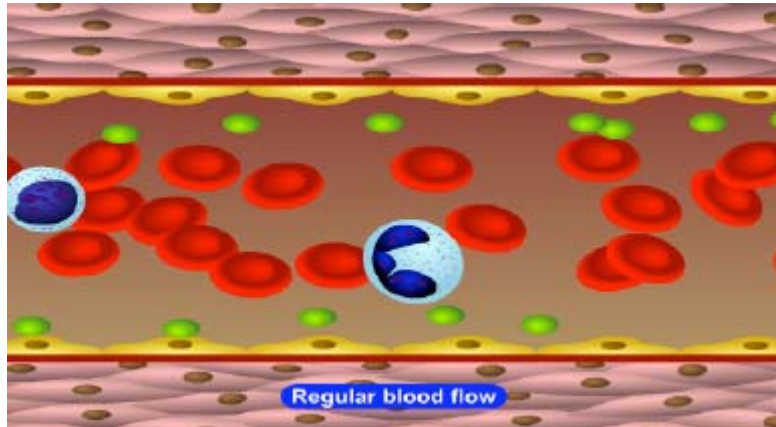
T (min) η χρονική διάρκεια που χρειάζεται για να διέλθει από την πειραματική συσκευή ο όγκος του δείγματος του αίματος.

Ο τύπος αυτός δείχνει ότι ο δείκτης αιμόλυσης είναι ουσιαστικά η αιμοσφαιρίνη που ελευθερώνεται ανά ένα πλήρες πέρασμα του όγκου του δείγματος από την αντλία.

### **Θρόμβωση**

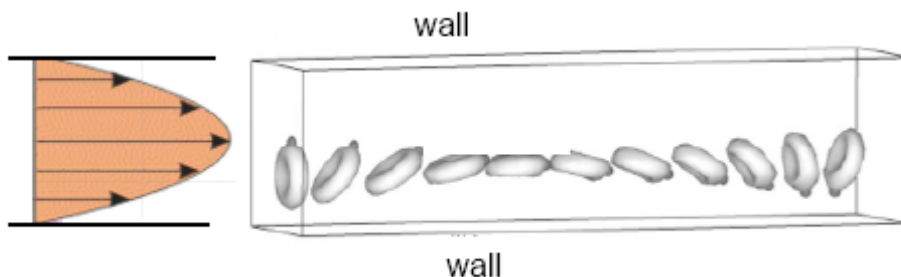
Όπως έχουμε αναφέρει στο κεφάλαιο 1, το αίμα αποτελείται από πλάσμα μέσα στο οποίο αιωρούνται τα έμμορφα στοιχεία του αίματος, που είναι τα ερυθρά αιμοσφαίρια, τα λευκά αιμοσφαίρια και τα αιμοπετάλια. Σε περίπτωση τραυματισμού του τοιχώματος ενός αγγείου, την συνεπακόλουθη αιμορραγία σταματούν τα αιμοπετάλια, τα οποία ενεργοποιούνται μέσω κάποιων ουσιών στο αίμα, και δημιουργούν συσσωματώματα έτσι ώστε να κλείσουν την οπή που έχει δημιουργηθεί.

Τα αιμοπετάλια όμως, μπορούν να ενεργοποιηθούν, σε περιοχές υψηλών διατμητικών τάσεων που δημιουργούνται από εναλλαγές της αιματικής ροής. Για να το εξηγήσουμε αυτό, πρέπει αρχικά να δούμε πώς διανέμονται τα έμμορφα στοιχεία του αίματος κατά την ροή τους στα αγγεία. Στην εικόνα 4-2, βλέπουμε ότι τα ερυθρά αιμοσφαίρια, έχουν την τάση να μεταναστεύουν στο κέντρο του αγγείου, ενώ τα αιμοπετάλια, διανέμονται κοντά στα τοιχώματα.



Εικόνα 4-2: Ροή αίματος σε αγγείο (πράσινο χρώμα έχουν τα αιμοπετάλια)

Αυτή η ανομοιογενής κατανομή των αιμοπεταλίων έχει επίδραση στην συγκολλητική τους ικανότητα. Τα ερυθρά αιμοσφαίρια, μέσα στην αιματική ροή, λόγω του σχήματός τους (αμφίκυκλος δίσκος), συμπεριφέρονται όπως ένα αμφίκυκλο σώμα που βρίσκεται υπό διατμητική τάση μέσα σε ροή (εικόνα 4-3), δηλαδή βρίσκονται σε συνεχή περιστροφική κίνηση.

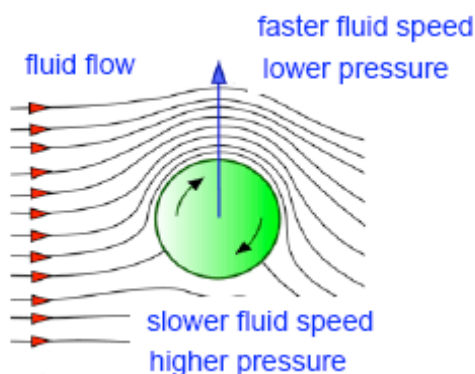


Εικόνα 4-3: Κίνηση αμφίκυκλου κυττάρου σε ροή με παραβολική κατανομή ταχύτητας.

Είναι προφανές, ότι στα τοιχώματα η ταχύτητα παραμόρφωσης είναι μέγιστη, ενώ στο κέντρο του σωλήνα, όπου η ταχύτητα της ροής είναι μέγιστη, η ταχύτητα παραμόρφωσης είναι μηδενική.

Όπως είναι γνωστό από την Μηχανική των ρευστών, ένα περιστρεφόμενο σώμα μέσα σε ροή, δημιουργεί διαφορά πίεσης και

κινείται σε τροχιά κάθετη προς την ταχύτητα της ροής, προς την πλευρά της χαμηλότερης πίεσης (εικόνα 4-4).

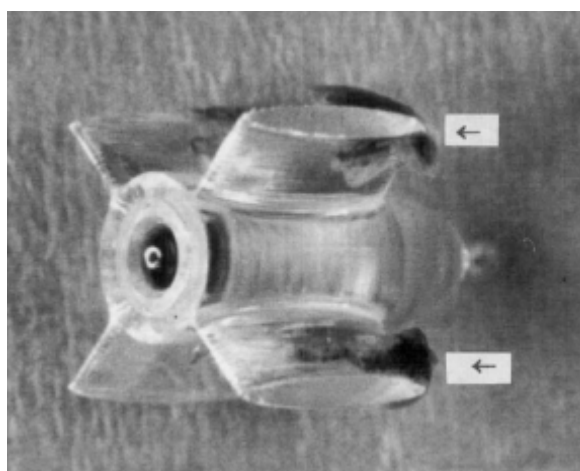


Εικόνα 4-4: Περιστρεφόμενο σώμα σε ροή

Άρα, μπορούμε να πούμε ότι τα ερυθρά αιμοσφαίρια, κυρίως λόγω του σχήματός τους, αποφεύγουν τις περιοχές υψηλών διατμητικών τάσεων.

Αντιθέτως, τα αιμοπετάλια μεταφέρονται σε περιοχές υψηλών διατμητικών τάσεων και εάν έρθουν σε επαφή με αντιδρώσα επιφάνεια, όπως πχ η πτερωτή ή έδρανα στήριξης, μπορεί να προσκολληθεί και να ενεργοποιηθεί, δηλαδή να παράγει την ουσία που είναι υπεύθυνη για την δημιουργία συσσωματώσεων (θρόμβων).

Στις εικόνες 4-5 και 4-6, βλέπουμε την δημιουργία θρόμβων σε στοιχεία της αντλίας DeBaakey.



Εικόνα 4-5: Δημιουργία θρόμβων στην ακμή προσβολής των πτερυγίων εξομάλυνσης της ροής



Εικόνα 4-6: Δημιουργία θρόμβων στον σωλήνα εισόδου, λόγω επαφής του αίματος με θρομβογεννητικό βιο-υλικό.

Καταλήγουμε λοιπόν στο συμπέρασμα, ότι η ύπαρξη ζωνών τυρβώδους ροής μέσα στην αντλία, που δημιουργούν δίνες και ζώνες ροής με χαμηλή ή και καθόλου ταχύτητα, αυξάνουν πολύ τις διατμητικές τάσεις, καταστρέφοντας έτσι τα ερυθρά κύτταρα του αίματος και αναγκάζοντας τα αιμοπετάλια να δημιουργούν θρόμβους. Συνεπώς, η βελτίωση της υδροδυναμικής του αίματος μέσα στην αντλία, παραμένει σήμερα το πιο επείγον θέμα προς επίλυση. Ωστόσο, υπάρχουν και τεχνικά προβλήματα στην κατασκευή, π.χ. η στεγανοποιητική τσιμούχα της πτερωτής στον άξονα της, πέρα από την οποία υπάρχει ένα πεδίο ανάπτυξης θερμότητας, η οποία με την σειρά της μπορεί να καταστρέψει τα στοιχεία του αίματος. Έχουν προταθεί ορισμένες λύσεις επί του θέματος, όπως για παράδειγμα, πέρα από τις ελαστικές τσιμούχες, η χρησιμοποίηση ενός ενδιάμεσου μαγνητικού ρευστού<sup>[4-16]</sup>, ή η πλήρης εγκατάλειψη της ιδέας της τσιμούχας<sup>[4-17]</sup>.

Σε αυτό το κεφάλαιο θα δούμε τις τάσεις της τεχνολογίας και την υδροδυναμική απόδοση των διαφορετικών τύπων αντλιών σε σχέση με το φαινόμενο της αιμόλυσης και της δημιουργίας θρόμβων.



## 4.2. Απαιτούμενη απόδοση

Οι τρόποι χρήσης των αντλιών αίματος μπορούν να ταξινομηθούν ως εξής:

(1) Για τις περιπτώσεις έκτακτης ανάγκης, οι φυγοκεντρικές αντλίες αίματος μπορούν να χρησιμοποιηθούν για διαδερματική καρδιοπνευμονική υποστήριξη που δεν απαιτεί τη χειρουργική επέμβαση ανοικτής καρδιάς.

(2) Εξωσωματική κυκλοφορία: Στην περίπτωση της χειρουργικής επέμβασης ανοικτής καρδιάς, οι φυγοκεντρικές αντλίες ή οι κυλινδρικές αντλίες χρησιμοποιούνται για να στηρίξουν ολόκληρη την κυκλοφορία αντί της φυσικής καρδιάς.

(3) Για μερικές ημέρες μετά από τη χειρουργική επέμβαση καρδιάς, οι φυγοκεντρικές αντλίες χρησιμοποιούνται μερικές φορές έως ότου ανανήψει η καρδιά του ασθενή. Οι πνευματικές σφυγμικές αντλίες μπορούν να χρησιμοποιηθούν για έναν μήνα περίπου. Επίσης μπορούν να χρησιμοποιηθούν και οι ηλεκτρικές ημι-εμφυτεύσιμες σφυγμικές αντλίες. Οι προαναφερθέντες αντλίες μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν ως γέφυρα μέχρι την μεταμόσχευση.

(4) Η ολική τεχνητή καρδιά υποκαθιστά την φυσική καρδιά. Εκτός από τις βιολογικές απαιτήσεις, οι θεμελιώδεις απαιτήσεις για τη μηχανική απόδοση των εμφυτεύσιμων τεχνητών καρδιών είναι οι ακόλουθες:

- Απαιτούνται δύο αντλίες, για την αριστερή και δεξιά κοιλία. Οι απαραίτητες ελάχιστες πιέσεις είναι 100 mmHg για την αριστερή κοιλία και 20 mmHg για την δεξιά.
- Η απαιτούμενη παροχή είναι 100 mL/minKg, π.χ. για ένα πρόσωπο που ζυγίζει 50 Kg απαιτείται παροχή 5 L/min. Επομένως, συνολικά απαιτείται ισχύς 1.3 W ή περισσότερο.

- Πρέπει να αποφευχθεί πλήρως η αιμόλυση και ο σχηματισμός θρόμβων, τουλάχιστον από τις υδροδυναμικές αιτίες. Ο πρακτικός στόχος είναι ο μη σχηματισμός θρόμβου και ο δείκτης της αιμόλυσης να είναι λιγότερο από 0.01 gr/100 L, στην πίεση των 100 mmHg.

- Το συνολικό σύστημα της αντλίας, πρέπει να είναι τόσο μικρό όσο το μέγεθος του καρπού, και πρέπει να επιτύχει υψηλή αποδοτικότητα, ώστε να μη παραχθεί η θερμότητα. Σύμφωνα με έρευνα<sup>(4-2)</sup> που έγινε στο Department of Artificial Organs του National Cardiovascular Center Research Institute, στην Osaka της Ιαπωνίας, η θερμότητα που μπορεί να προέλθει από τον κινητήρα της αντλίας, ή τις υδραυλικές απώλειες ισχύος ή την μηχανική τριβή μεταξύ άξονα και στεγανοποιητικής τσιμούχας, είναι πιθανό να προκαλέσει αιμόλυση. Είναι λοιπόν προφανές γιατί δεν θέλουμε την ανάπτυξη θερμότητας στο σύστημα της αντλίας.

Επίσης πρέπει να εξασφαλίσουμε την βιο-συμβατότητα της εσωτερικής επιφάνειας, της εξωτερικής επιφάνειας και της επιφάνειας αισθητήρων. Τέλος, πρέπει να ελεγχθεί η διάρκεια κόπωσης των υλικών.

#### **4.3. Επιλογή αντλιών**

Οι αντλίες όσον αφορά την αρχή λειτουργίας τους κατατάσσονται σε δύο κύριες κατηγορίες, όπως φαίνεται και στην εικόνα 4-7.

A) Τις δυναμικές αντλίες.

B) Τις αντλίες θετικής μετατόπισης.

Οι δυναμικές αντλίες με την βοήθεια πτερυγίων αποδίδουν κινητική ενέργεια στο ρευστό το οποίο εξέρχεται από την αντλία

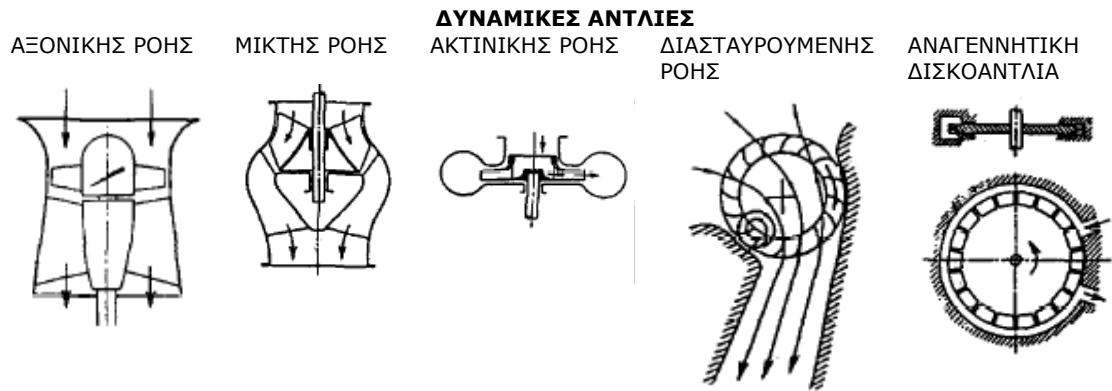
έχοντας αυξήσει την στατική του πίεση.

Ο κυριότερος τύπος δυναμικών αντλιών είναι οι **φυγοκεντρικές αντλίες** οι οποίες έχοντας γενικά καλή απόδοση, μεγάλο εύρος παροχών και μανομετρικού και χαμηλό κόστος κτήσης και λειτουργίας είναι και ο πιο διαδεδομένος τύπος αντλιών. Ένας άλλος τύπος δυναμικής αντλίας με ξεχωριστή αρχή λειτουργίας είναι η **δισκοαντλία**, η οποία αντί για πτερύγια έχει έναν περιστρεφόμενο δίσκο από τον οποίο το ρευστό συμπαρασύρεται λόγω επιφανειακών τάσεων, επιταχύνεται και οδηγείται στη έξοδο της αντλίας έχοντας αυξήσει την ενέργεια του.

Οι **αντλίες θετικής μετατόπισης** εγκλωβίζουν το ρευστό που παραλαμβάνουν από την αναρρόφηση της αντλίας μέσα σε ένα θάλαμο που δημιουργείται από τα κινούμενα μέρη της αντλίας και το κέλυφος της και το μετατοπίζουν στην κατάθλιψη της. Χωρίζονται σε δύο κύριες κατηγορίες:

**A) Περιστροφικές.** Οι κυριότεροι τύποι περιστροφικών αντλιών είναι οι γραναζωτές, οι κυλινδρικές (roller), οι κοχλιωτές, οι προοδευτικής κοιλότητας ή έκκεντρου ελικοειδούς ρότορα ή πιο γνωστά μοτο και οι πτερυγωτές.

**B) Τις παλινδρομικές.** Δύο είδη παλινδρομικών αντλιών υπάρχουν. Οι εμβολοφόρες και οι διαφραγματικές. Η λειτουργία τους στηρίζεται στην παλινδρόμηση του εμβόλου ή του διαφράγματος μέσα στον θάλαμο άντλησης και με δύο βαλβίδες, μία εισαγωγής και μια εξαγωγής να ελέγχουν την αναρρόφηση και την κατάθλιψη του ρευστού. Οι διαφραγματικές αντλίες ανάλογα με το μέσο που ενεργοποιεί το διάφραγμα κατατάσσονται σε μηχανικές, αεριοκίνητες και οι υδραυλικές.



<b>ΑΝΤΛΙΕΣ ΘΕΤΙΚΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ</b>					
<b>ΠΕΡΙΣΤΡΟΦΙΚΕΣ</b>				<b>ΠΑΛΙΝΔΡΟΜΙΚΕΣ</b>	
ΓΡΑΝΑΖΩΤΗ	ΠΤΕΡΥΓΩΤΗ	ΚΟΧΛΙΩΤΗ	ΚΥΛΙΝΔΡΙΚΗ	ΔΙΑΦΡΑΓΜΑΤΙΚΗ	ΕΜΒΟΛΟΦΟΡΟΣ

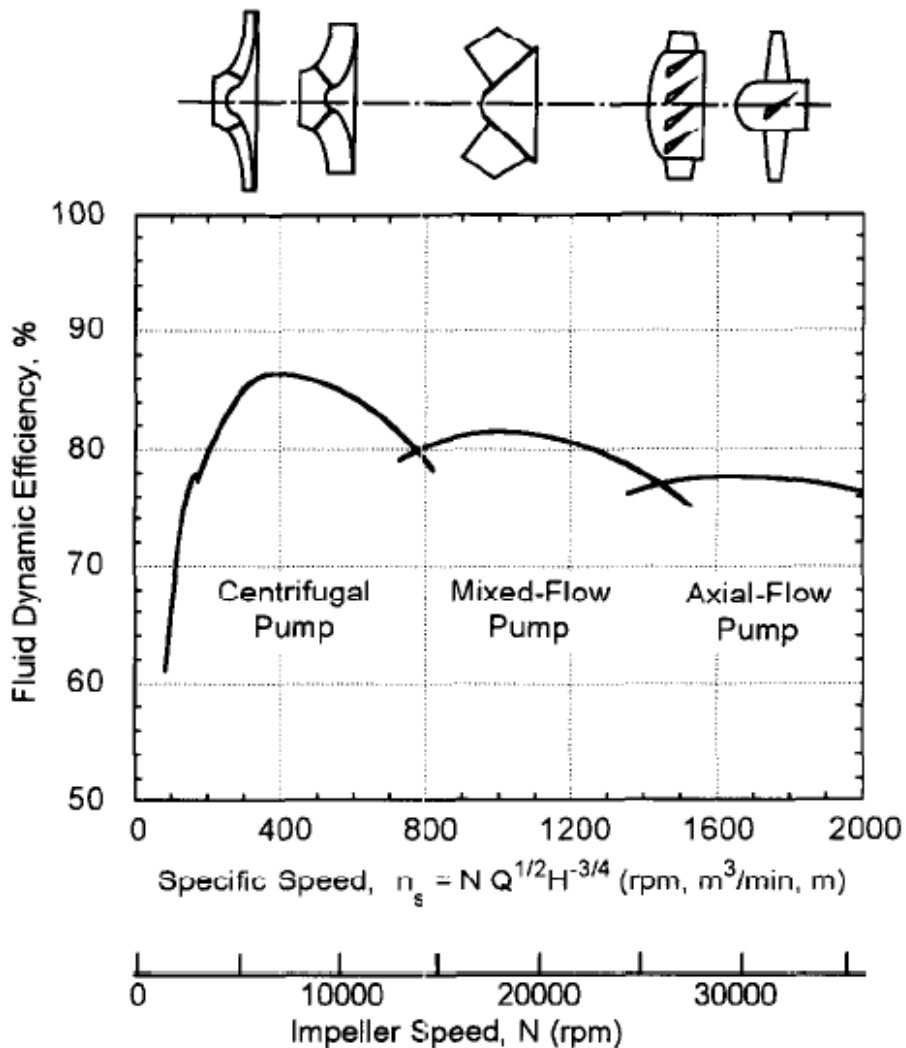
ΕΙΚΟΝΑ 4-7: ΚΑΤΗΓΟΡΙΟΠΟΙΗΣΗ ΑΝΤΛΙΩΝ

#### 4.4. Φυγοκεντρικές αντλίες

Αν και οι σφυγμικές αντλίες ταιριάζουν καλύτερα στο ανθρώπινο σώμα από φυσιολογικής άποψης, αν εξετάσουμε το θέμα της αξιοπιστίας, της αντοχής και της ευκολίας ελέγχου, θα δούμε ότι οι περιστροφικές δυναμικές αντλίες υπερέχουν. Οι δυναμικές αντλίες, μπορούν να κατασκευαστούν έτσι ώστε να έχουν πολύ μικρές διαστάσεις, καθώς επίσης δεν χρειάζονται βαλβίδες, διαφράγματα ή περίπλοκο έλεγχο. Τα προβλήματα είναι, όπως αναφέρθηκε ήδη, η αιμόλυση και ο σχηματισμός θρόμβων, συνεπώς πρέπει οι αντλίες να εξετάζονται ως προς τα θέματα αυτά.

Όπως είναι γνωστό από την θεωρία των υδροδυναμικών μηχανών<sup>[4.14, 4.15]</sup>, η πιο βολική παράμετρος για την σύγκριση τύπων αντλιών, είναι ο ειδικός αριθμός στροφών  $\eta_q = nQ^{1/2}/H^{3/4}$ , όπου  $\eta$  (RPM) οι στροφές,  $Q$  (m<sup>3</sup>/min) η παροχή και  $H$  το ολικό ύψος (m).

Αυτή η παράμετρος παίρνει τις ίδιες τιμές, για γεωμετρικά όμοιες αντλίες και είναι ένας δείκτης που χαρακτηρίζει την μορφή της πτερωτής. Όσο αυξάνεται η τιμή της, τόσο η μορφή της πτερωτής γίνεται περισσότερο μεικτής και οριακά αξονικής ροής, ενώ όσο μικρότερη είναι η τιμή της τόσο περισσότερο ακτινικής ροής γίνεται η πτερωτή. Αν η παροχή  $Q$  εκφραστεί σε  $m^3/min$ , τότε για τιμές του  $\eta_q$  από 100 έως 800 η πτερωτή είναι ακτινική, για τιμές από 700 έως 1500 είναι μεικτής ροής και για πάνω από 1400 είναι αξονικής ροής. Στην εικόνα 4-8, βλέπουμε ένα εμπειρικό διάγραμμα, του ολικού βαθμού απόδοσης συναρτήσει του ειδικού αριθμού στροφών, για διάφορες γεωμετρίες πτερωτής.



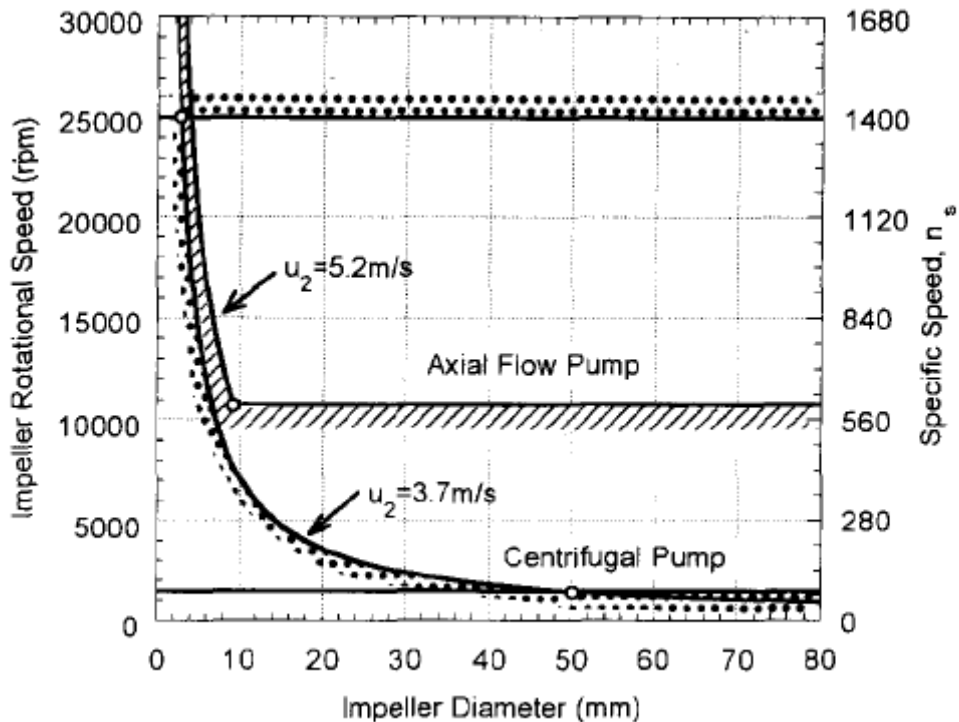
Διάγραμμα 4-8: Βαθμός απόδοσης συναρτήσει του  $\eta_q$  φυγοκεντρικών αντλιών για παροχές της τάξης 5-10 L/min

Με έναν γρήγορο εμπειρικό υπολογισμό, εάν υπολογίσουμε μία πίεση 100mmHg και μια ροή 5 L/min όπως στην αριστερή καρδιά, ο ειδικός αριθμός στροφών γίνεται ανάλογος με την ταχύτητα περιστροφής.

Δεδομένου ότι για να πάρουμε την παραπάνω πίεση, χρειάζεται ταχύτητα ακροπερυγίου πτερωτής 4-7 m/s, η ταχύτητα περιστροφής πρέπει να είναι 1500-13500 RPM (υπολογίζοντας μία διάμετρο πτερωτής 50-10 mm). Ο αντίστοιχος ειδικός αριθμός στροφών υπολογίζεται σε 90-750, επομένως προκύπτει ότι οι ακτινικής ροής αντλίες είναι πιο κατάλληλες από τις αξονικές και της μικτής ροής, διότι από το διάγραμμα 4-8, αυτές οι τιμές δίνουν για τις ακτινικής ροής αντλίες μεγαλύτερο βαθμό απόδοσης.

Πρακτικά, κατά τον σχεδιασμό αντλιών καρδιάς, η ταχύτητα περιστροφής και η διάμετρος της πτερωτής είναι δύο πολύ βασικές παράμετροι. Στο σχήμα 4-9, φαίνεται το εμπειρικό πεδίο σχεδιασμού, για την διάμετρο και την ταχύτητα περιστροφής. Επίσης φαίνονται και οι τιμές του ειδικού αριθμού στροφών. Παρατηρούμε ότι τα σχεδιαστικά όρια για την διάμετρο είναι περίπου 4 mm για τις ακτινικές και 6 mm για τις αξονικές πτερωτές. Το άνω όριο στροφών και για τις δυο αντλίες είναι οι 25000 rpm, ενώ το κάτω όριο στροφών για τις αξονικές είναι 10000 rpm ενώ για τις ακτινικές είναι 1500 rpm.

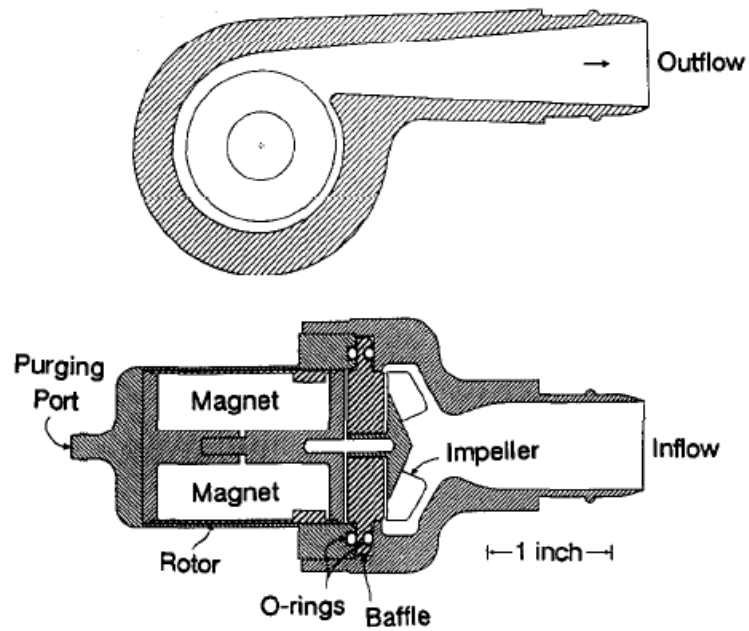
Στο σχήμα, έχουν τοποθετηθεί τα δεδομένα πραγματικών αντλιών καρδιάς που σχεδιάστηκαν ή που είναι υπό σχεδιασμό. Δεδομένου ότι τα περισσότερα σημεία σχεδιασμού βρίσκονται πολύ κοντά στα θεωρητικά όρια, όλες οι αντλίες φαίνεται να στοχεύουν στην βέλτιστη απόδοση.



ΣΧΗΜΑ 4-9: ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ ΣΧΕΔΙΑΣΗΣ ΜΕΓΕΘΟΥΣ ΚΑΙ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΠΕΡΙΣΤΡΟΦΗΣ

Οι φυγοκεντρικές αντλίες χρησιμοποιούνται ευρέως για τη εξωσωματική κυκλοφορία κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης ανοικτής καρδιάς. Δεδομένου ότι αυτές οι αντλίες έχουν το πρόβλημα σχηματισμού θρόμβων γύρω από τον άξονα της πτερωτής, η περίοδος εφαρμογής περιορίζεται μόνο σε μερικές ημέρες.

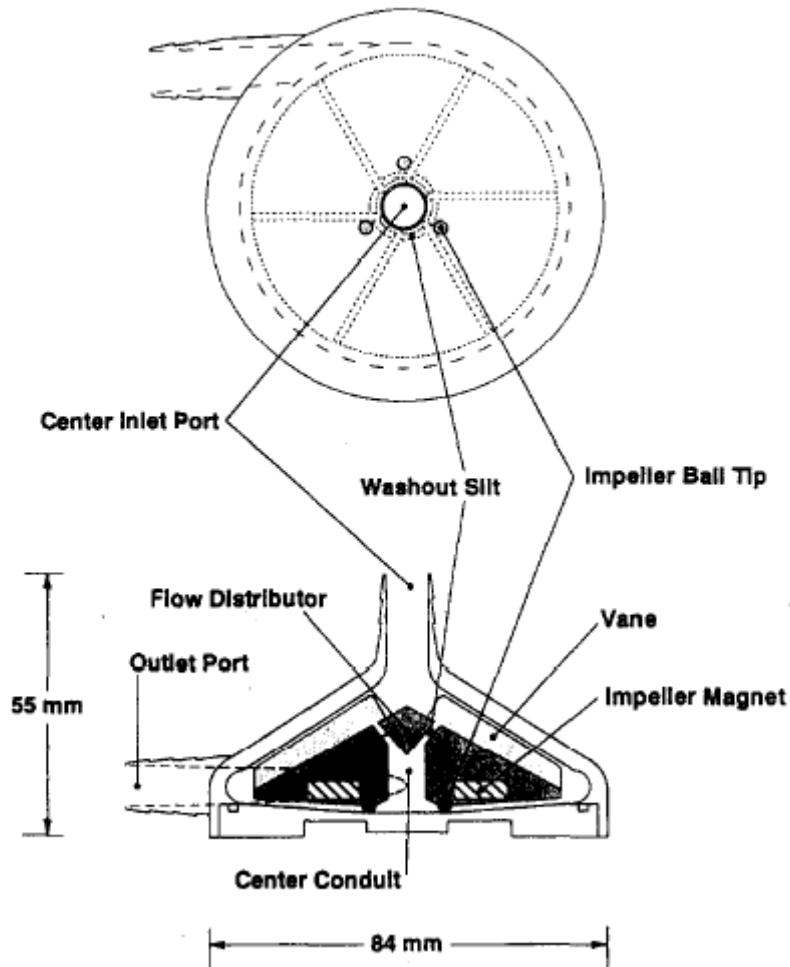
Το πρώτο πείραμα με ζώο που χρησιμοποιήθηκε φυγοκεντρική αντλία έγινε το 1979 από ομάδα κλινικών στο Κλήβελαντ. Επρόκειτο για μια φυγοκεντρική αντλία Medtronic, με ένα εκκαθαριστικό κύκλωμα αλατούχου διαλύματος (εικόνα 4-10) [4.3]



ΕΙΚΟΝΑ 4-10: ΦΥΓΟΚΕΝΤΡΙΚΗ ΑΝΤΛΙΑ MEDTRONIC<sup>[4.3]</sup>

Ελέγχθηκε μέσω του πειράματος αυτού, ότι μια αγελάδα μπορεί να ζήσει χωρίς σφυγμό για 99 ημέρες <sup>[4.4]</sup>. Η ομάδα του Δρ. Nose, στο Πανεπιστήμιο Baylor, έχει αναπτύξει τελευταία, μια σειρά φυγοκεντρικών αντλιών. Το νεότερο πρότυπο είναι βασισμένο στην έννοια ελεύθερης περωτής (εικόνα 4-11). Η περωτή ανυψώνεται και περιστρέφεται μέσα στην περιοχή της εισαγωγής.

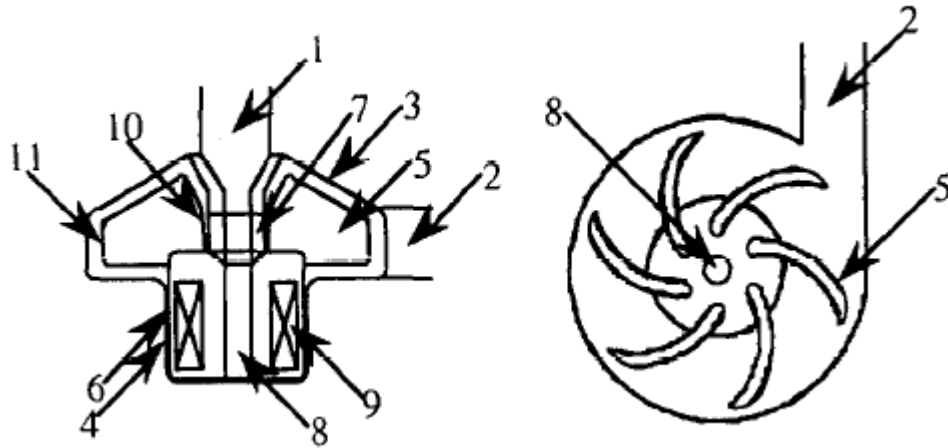




ΕΙΚΟΝΑ 4-11: ΑΝΤΛΙΑ BAYLOR C GYRO ΜΕ ΕΛΕΥΘΕΡΗ ΠΤΕΡΩΤΗ<sup>[4.5]</sup>

Οι λεπτομέρειες της φυσιολογίας για την συνεχή (μη σφυγμική) ροή, ερευνήθηκαν προσεκτικά από την ομάδα του Εθνικού Καρδιαγγειακού Κέντρου (National Cardiovascular Center) το 1990 με μια μαγνητική αντλία <sup>[4.6]</sup>. Μια σφυγμική αντλία και μια μη σφυγμική αντλία τοποθετήθηκαν ταυτόχρονα σε μια κατσίκα, όπου η ροή μεταστράφηκε ξαφνικά από τη σφυγμική ροή στην μη σφυγμική ροή, δύο εβδομάδες μετά από τη χειρουργική επέμβαση. Αναφέρθηκε ότι η κατσίκα παρουσίασε φυσιολογικές παραμέτρους, για περισσότερο από μια εβδομάδα χωρίς σφυγμό. Η αντλία λειτουργούσε με μαγνητική σύζευξη, και η πτερωτή υποστηριζόταν από ένα ωστήριο στην είσοδο. Η πρότυπη αντλία ονομάζεται NCVC-1

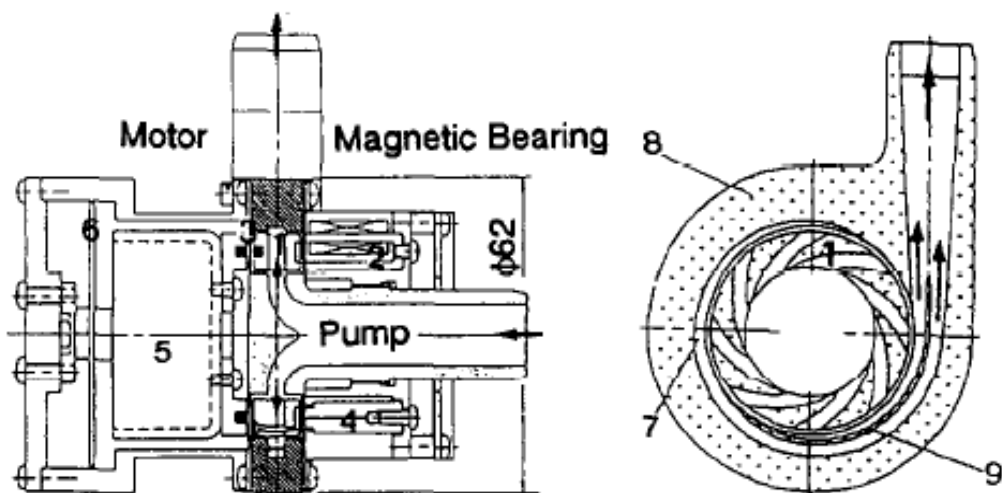
και φαίνεται στην εικόνα 4-12. Η κατσίκα στην οποία τοποθετήθηκε η αντλία, έζησε για 80 ημέρες χωρίς σφυγμό.



ΕΙΚΟΝΑ 4-12: ΦΥΓΟΚΕΝΤΡΙΚΗ ΑΝΤΛΙΑ NCVC-1 ΜΕ ΩΣΤΗΡΙΟ<sup>[4.7]</sup>

( 1-Είσοδος, 2-Έξοδος, 3-Εμπρόσθιο κέλυφος, 4-οπίσθιο κέλυφος, 5-Πτερωτή, 6-Οπίσθιος ρότορας, 7-Ωστήριο, 8-Κεντρική οπή, 9-Εσωτερικός μαγνήτης, 10-Είσοδος βαλβίδας, 11-Έξοδος πτερυγίου)

Σύμφωνα με το θεώρημα Earnshaw, είναι αδύνατο να στηριχθεί ένα σώμα σε ελεύθερο χώρο μόνο με μόνιμους μαγνήτες. Για να καταστεί αυτό δυνατόν, πρέπει να χρησιμοποιηθούν τριαξονικοί ηλεκτρομαγνήτες με ανάδραση. Μια φυγοκεντρική αντλία με μαγνητική ανάρτηση και τριαξονική ανάδραση έχει αναπτυχθεί στο πανεπιστήμιο του Κιότο (Εικόνα 4-13).

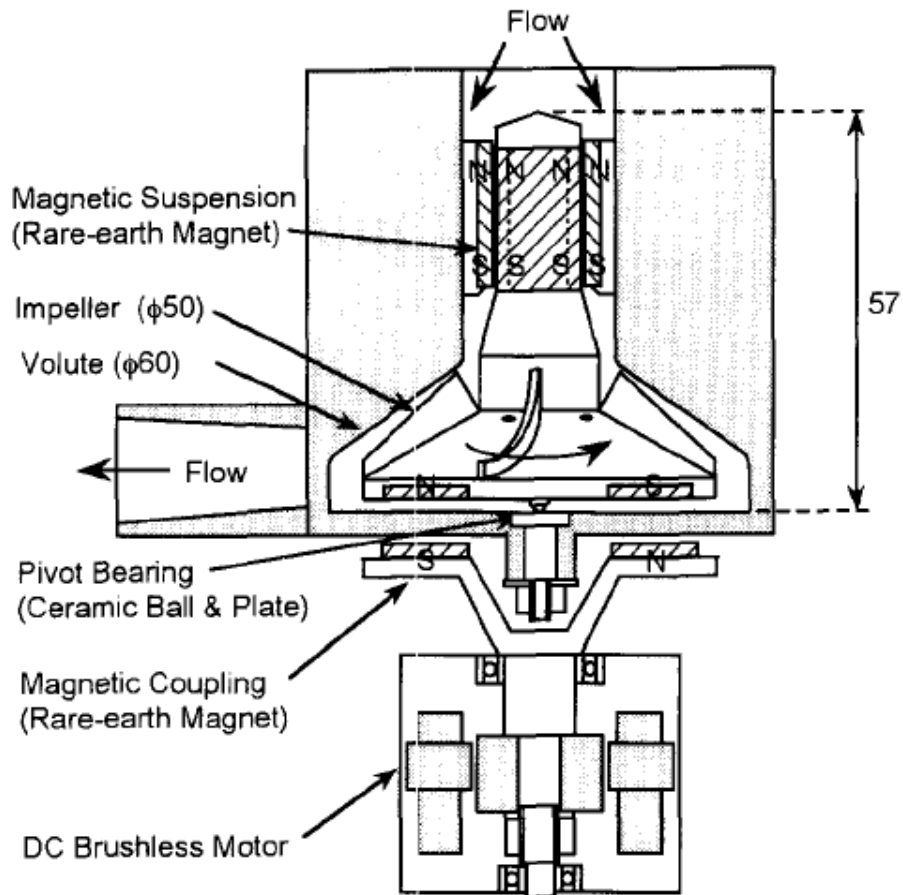


ΕΙΚΟΝΑ 4-13: ΦΥΓΟΚΕΝΤΡΗ ΑΝΤΛΙΑ ΜΕ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΑΝΑΡΤΗΣΗ<sup>[4.8]</sup> (1-Πτερωτή, 2-Ηλεκτρομαγνήτες, 3-Μόνιμοι μαγνήτες, 4-Κινητήρας, 5-Ελεγκτής κινητήρα, 6-Αισθητήρας κενού, 7-Σπειροειδές κέλυφος, 8-Κέλυφος αντλίας, 9-Διαχωριστής)

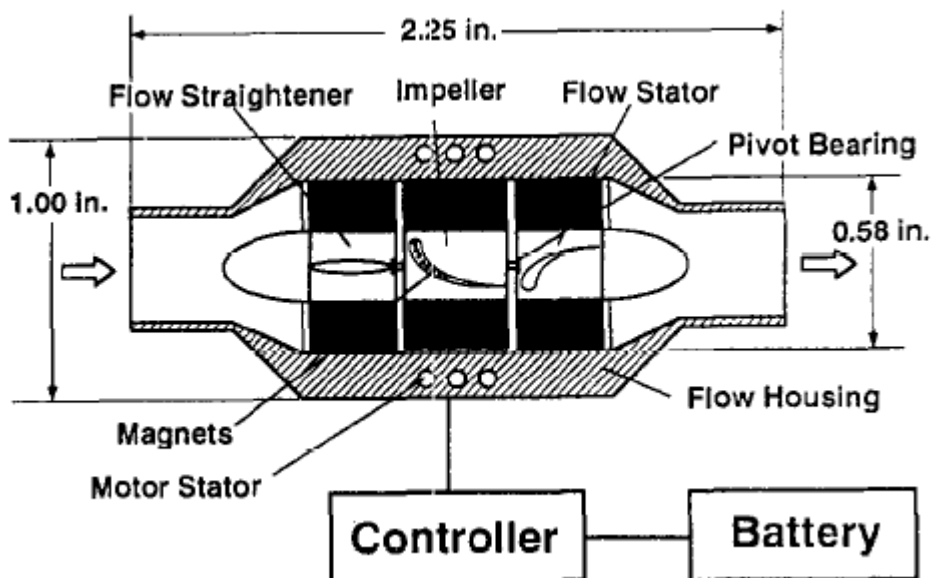
Όταν στην σχεδίαση της αντλίας, προβλεφθεί να υπάρχει ένας μηχανικός άξονας, τότε μπορούμε να συγκρατήσουμε την πτερωτή σε μια θέση, με την χρήση μόνο μόνιμων μαγνητών. Μια τέτοια μονοαξονική φυγοκεντρική αντλία με μαγνητική ανάρτηση έχει αναπτυχθεί από τον T. Yamane et al και φαίνεται στην εικόνα 4-14.

Δεδομένης της ανάγκης για χρήση αντλιών αίματος όλο και μικρότερων διαστάσεων, έχουν αναπτυχθεί και αντλίες με πτερωτή αξονικής ροής. Μια τέτοια αντλία ανέπτυξε η ομάδα του Πανεπιστημίου Baylor σε συνεργασία με την NASA, η οποία φαίνεται στο σχήμα 4-15. Μια παρόμοια αξονική αντλία, έχει αναπτύξει και η Javrik Research Inc., την αντλία Javrik 2000.

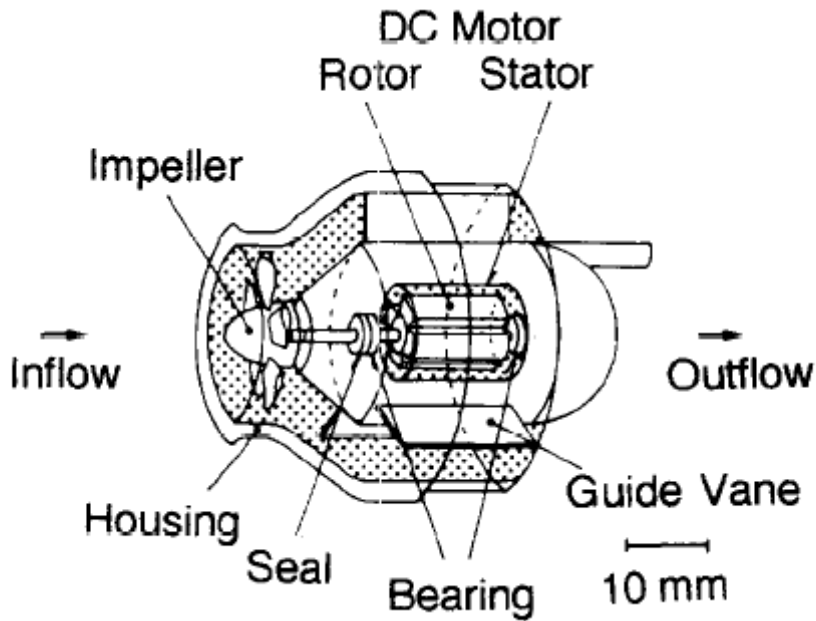
Οι αντλίες αυτού του τύπου, έχουν έδρανα που έρχονται σε επαφή με την ροή του αίματος και παρουσιάζουν μικρό δείκτη αιμόλυσης. Στο Πανεπιστήμιο Keio/Hokkaido Tokai, αναπτύχθηκε μια αξονική αντλία που χρησιμοποιεί σαν στεγανοποιητική τσιμούχα του άξονα ferro-μαγνητικό υλικό (εικόνα 4-16).



ΕΙΚΟΝΑ 4-14: ΜΟΝΟΑΞΟΝΙΚΗ ΦΥΓΟΚΕΝΤΡΗ ΑΝΤΛΙΑ ΜΕ ΜΑΓΝΗΤΙΚΗ ΑΝΑΡΤΗΣΗ<sup>[4.9]</sup>



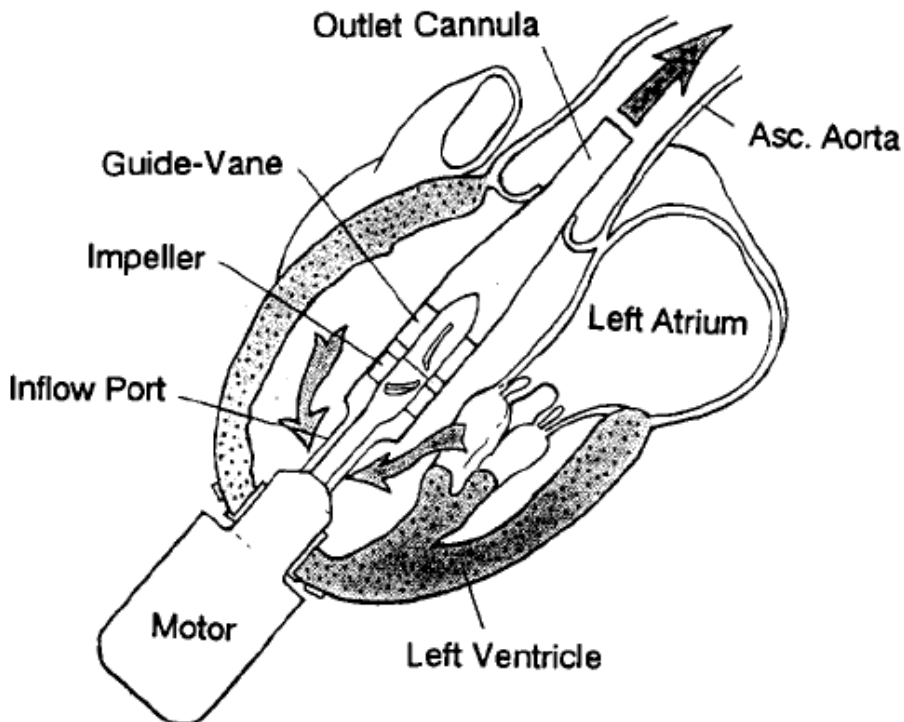
ΕΙΚΟΝΑ 4-15: ΑΞΟΝΙΚΗ ΑΝΤΛΙΑ BAYLOR/NASA<sup>[4.10]</sup>



ΕΙΚΟΝΑ 4-16: Βαλβιδοειδής αντλία με ferro-μαγνητική τσιμούχα<sup>[4.11]</sup>

Η αντλία της εικόνας 4-16, ονομάζεται βαλβιδοειδής, αφού χρησιμοποιείται στην θέση της αορτικής βαλβίδας.

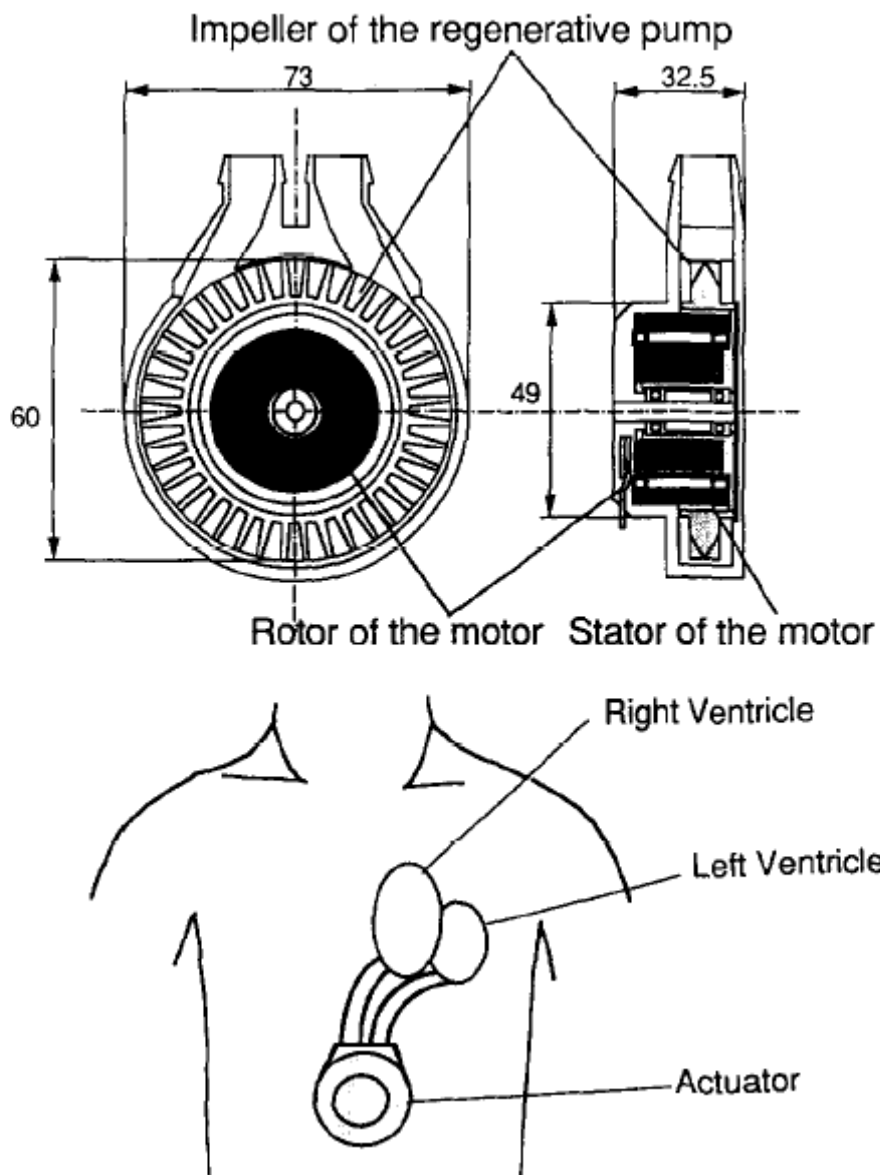
Η ενδοκοιλιακή αξονική αντλία της εικόνας 4-17, σχεδιάστηκε στο Πανεπιστήμιο Waseda και το Tokyo Women's Medical College.



ΕΙΚΟΝΑ 4-17: ΕΝΔΟΚΟΙΛΙΑΚΗ ΑΝΤΛΙΑ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΡΟΗΣ<sup>[4.12]</sup>

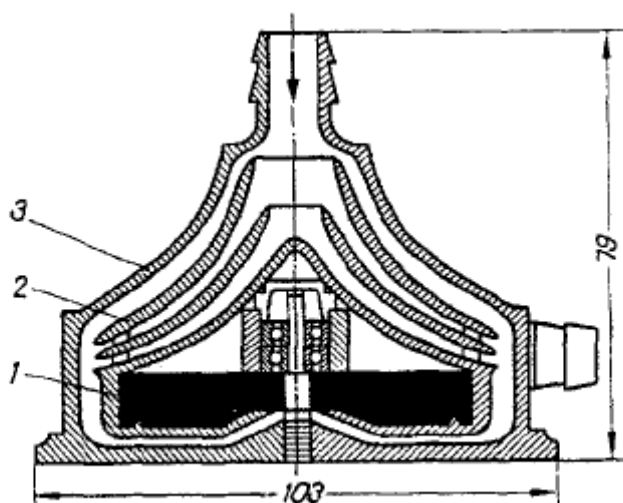
Στο πεδίο των ηλεκτρο-υδραυλικών σφυγμικών τεχνητών καρδιών, οι δυναμικές αντλίες χρησιμοποιούνται για να κινήσουν το λάδι σιλικόνης που θα κινήσει με την σειρά του τα διαφράγματα των αντλιών αυτών.

Στην εικόνα 4-18 φαίνεται μια αναγεννητική δισκο-αντλία, η οποία αναπτύχθηκε από το National Cardiovascular Center.



ΕΙΚΟΝΑ 4-18: ΗΛΕΚΤΡΟ-ΥΔΡΑΥΛΙΚΗ ΤΕΧΝΗΤΗ ΚΑΡΔΙΑ ΜΕ ΑΝΑΓΕΝΝΗΤΙΚΗ ΔΙΣΚΟΑΝΤΛΙΑ<sup>[4.13]</sup>

Η Bio-Medicus (Minnesota,USA, διανομή από την Medtronic), ανέπτυξε μια δισκο-αντλία, με τρεις κωνικούς δίσκους από πολυμεθυλμεθακρυλικό πολυμερές, που τίθενται σε περιστροφή μέσω ενός μαγνητικού συμπλέκτη (εικόνα 4-19) και το αίμα αντλείται κυρίως λόγω τριβής. Η εξωτερική διάμετρος της αντλίας είναι 100mm. Η αντλία έχει ένα μειονέκτημα, διότι παρουσιάζει μία ζώνη μηδενικής ταχύτητας κοντά στον άξονα και μία δίνη γύρω από τον συνδετικό πυρήνα. Ο οδηγητικός μηχανισμός αποτελείται από ένα ηλεκτρικό μοτέρ, έναν περιστρεφόμενο μαγνήτη και μια μονάδα μέτρησης της ροής. Αυτή η αντλία υπήρξε ιδιαίτερος διαδεδομένη στον κόσμο. Μόνο το 1975 κατασκευάστηκαν 90.000 τέτοιες αντλίες σε διάφορες παραλλαγές [4.18,4.19,4.20] .



ΕΙΚΟΝΑ 4-19: ΑΝΤΛΙΑ BIO-MEDICUS (1.Μαγνήτης, 2.Περιστρεφόμενοι δίσκοι, 3.Κέλυφος αντλίας)

#### 4.5 ΕΡΕΥΝΑ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ ΑΝΤΛΙΩΝ

Στην βιβλιογραφία, αναφέρονται πολλές μελέτες και πειράματα σχεδιασμού συστημάτων αντλιών, αξιολογήσεις αλλά και βελτιώσεις των υπάρχοντων, όπως και σχεδιασμός νέων. Θα επικεντρωθούμε στις περιστροφικές δυναμικές αντλίες και θα τις παρουσιάσουμε ανάλογα με την γεωμετρία τους.

#### **4.5.1. Υπολογιστική ρευστοδυναμική: αριθμητική μέθοδος υπολογισμού και σχεδιασμού αντλιών καρδιάς.**

Έχει αναφερθεί, ότι η δημιουργία θρόμβων και η αιμόλυση έχουν συνδεθεί με τη δυναμική της ροής αίματος στις περιστροφικές αντλίες αίματος και γενικά στις συσκευές υποστήριξης κοιλιών. Η αιμόλυση εμφανίζεται καθώς το αίμα περνά μέσα από το κέλυφος της αντλίας και οι θρόμβοι αναπτύσσονται στις περιοχές στασιμότητας και χαμηλής ταχύτητας ή ανακυκλοφορίας. Οι προβλεπόμενες από την αριθμητική προσομοίωση, ταχύτητες, πιέσεις και ποσότητες που αφορούν στην τυρβώδη ροή, χρησιμοποιούνται για να εξακριβωθούν οι περιοχές υψηλών διατμητικών τάσεων και εσωτερικής ανακυκλοφορίας.

Η καταλληλότητα των αντλιών από απόψεως της ζημιάς που προκαλούν στα ερυθρά αιμοσφαίρια και τα αιμοπετάλια ερευνάται από επιστήμονες, χρησιμοποιώντας τις τιμές των διατμητικών τάσεων αλλά και της τυρβώδους ροής.<sup>[4.22]</sup>

Πρόσφατες εξελίξεις στην ανεμομετρία (Laser Doppler Anemometry–LDA), καθώς και η υπολογιστική ρευστοδυναμική (**Computational Fluid Dynamics, CFD**), ενθάρρυναν τους ερευνητές να αναζητήσουν βελτίωση του σχεδιασμού των αντλιών καρδιάς. Σαν αποτέλεσμα μια σειρά από αριθμητικές αλλά και πειραματικές έρευνες σχετικά με την υδροδυναμική απόδοση των φυγόκεντρων αντλιών, παραθέτουμε στην βιβλιογραφία του κεφαλαίου αυτού.<sup>[4.23 έως 4.28]</sup>

Η **οπτικοποίηση της ροής** και άλλες μη παρεμβατικές διαγνωστικές τεχνικές, έχουν χρησιμοποιηθεί ευρέως για να προσδιορίσουν τις περιοχές χαμηλής ή μηδενικής ταχύτητας. Μια



τεχνική οπτικοποίησης της ροής, επίσης, χρησιμοποιήθηκε για να πάρουμε ποιοτικές πληροφορίες για τα χαρακτηριστικά της ροής στο εσωτερικό μιας φυγοκεντρικής αντλίας<sup>[4.29,4.30]</sup>

Μια νέα τεχνική που ονομάζεται Particle Image Velocimetry (PIV) χρησιμοποιήθηκε σε έρευνα <sup>[4.31]</sup> για να διακρίνει τον τύπο της ροής μέσα σε φυγοκεντρική αντλία και να διερευνήσει την δημιουργία ζωνών ανακυκλοφορίας και ζωνών μηδενικής ταχύτητας σε διάφορα σημεία λειτουργίας της αντλίας.

Με την βοήθεια της ανεμομετρίας (Laser Doppler Anemometry), εξετάστηκαν τα χαρακτηριστικά ροής αντλιών χωρίς πτερύγια<sup>[4.32]</sup>, για να προσδιοριστούν οι περιοχές μεγίστων τάσεων Reynolds. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η περιοχή μεγίστων κάθετων τάσεων Reynolds, εμφανίστηκε ακριβώς επάνω από το άκρο του περιστρεφόμενου κώνου και ότι τα πεδία ταχυτήτων και κάθετων τάσεων είχαν περίπου την ίδια κατεύθυνση.

Αργότερα οι ίδιοι ερευνητές, χρησιμοποίησαν τις μεθόδους της LDA ξανά, για να εξετάσουν την κύρια ροή και τα πεδία διατμητικών τάσεων στην αντλία Biorump. <sup>[4.33]</sup> Τα αποτελέσματα, χρησιμοποιήθηκαν για να προσδιορίσουν τις ζώνες ανακυκλοφορίας και τις τιμές των διατμητικών τάσεων, ώστε να εκτιμηθεί η ζημιά που μπορεί να προκληθεί στα κύτταρα του αίματος.

Παρ' ότι οι πειραματικές διαγνωστικές τεχνικές είναι πολύ χρήσιμες για να πάρουμε χρήσιμες πληροφορίες για τα χαρακτηριστικά της ροής σε μια φυγοκεντρική αντλία, δεν μπορούν να αντιμετωπίσουν την πολυπλοκότητα της ροής και το γεγονός ότι η ροή είναι τρισδιάστατη. Επίσης, το να στηθεί ένα πείραμα με αντλία αίματος, σε τεχνητό περιβάλλον (in vitro), είναι πολύπλοκο, μπορεί να πάρει πολύ χρόνο και συνεπώς είναι και ακριβό. Αντίθετα η αριθμητική ανάλυση της υδροδυναμικής απόδοσης των αντλιών καρδιάς, είναι ακριβέστερη και φθηνότερη μέθοδος διότι μπορεί να αποδώσει μια

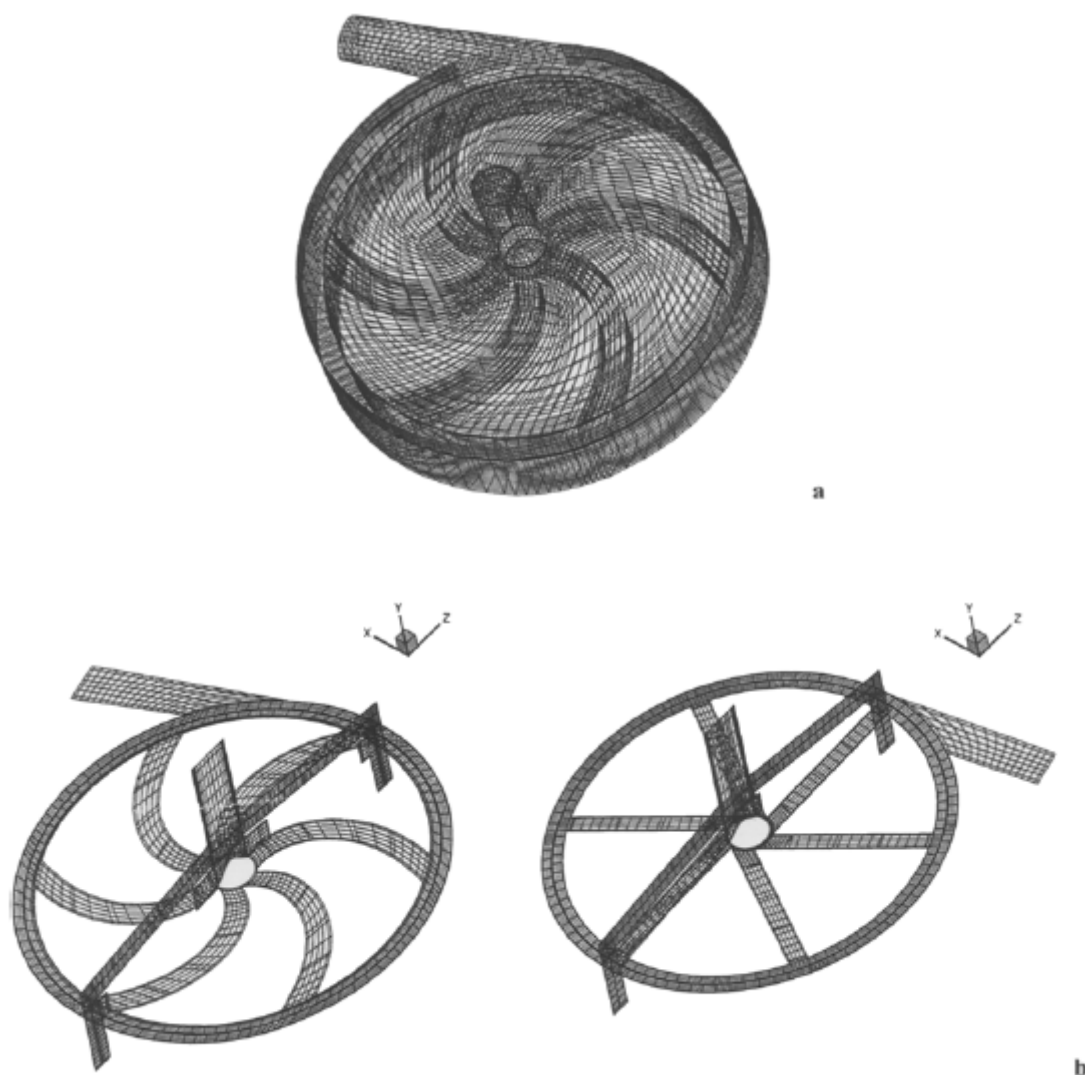
πλήρη απεικόνιση της ροής μέσα στην αντλία για διαφορετικούς σχεδιασμούς αντλίας και για διαφορετικές συνθήκες λειτουργίας.

Με την βοήθεια της υπολογιστικής ρευστοδυναμικής (CFD), διάφοροι ερευνητές [4.27 έως 4.29, 4.31, 4.34, 4.35] εξέτασαν την υδροδυναμική απόδοση διαφόρων τύπων φυγοκεντρικών αντλιών και δημιούργησαν συγκεκριμένες διαδικασίες σχεδίασης. Πρόσφατα, συγκρίσεις μεταξύ αριθμητικών αποτελεσμάτων και δεδομένων από τεστ οπτικοποίησης ροής και αιμόλυσης<sup>[4.36]</sup> κατέληξαν ότι η ανάλυση CFD είναι ένα πολύ χρήσιμο εργαλείο για την ανάπτυξη αντλιών καρδιάς και για την βελτιστοποίηση της σχεδίασης τους.

Μία από τις πολλές μεθόδους που έχουν αναπτυχθεί από ερευνητές, είναι μια αριθμητική μέθοδος ολισθαίνοντος πλέγματος, [4.21] η οποία προσομοιώνει τα υδροδυναμικά χαρακτηριστικά μιας περιστροφικής αντλίας αίματος με παροχή 6 L/min και με μια περιστροφική ταχύτητα 3000 RPM. Ένας εμπορικός κώδικας υπολογιστικής ρευστοδυναμικής, που ονομάζεται CFX 4<sup>[4.37]</sup>, χρησιμοποιείται για να λύσει τις χρονικά εξαρτημένες εξισώσεις των Navier-Stokes για ασυμπίεστο ρευστό χρησιμοποιώντας μια μέθοδο πεπερασμένων όγκων και τρισδιάστατα δομημένα πλέγματα. Η προσομοίωση μοντελοποιεί την πτερωτή και εξετάζει την επίδραση των πτερυγίων στην υδροδυναμική απόδοση της αντλίας ως προς την αύξηση πίεσης, την παροχή και τις ενεργειακές απώλειες. Το μοντέλο (k-ε) χρησιμοποιήθηκε για να περιγράψει την τυρβώδη ροή. Αυτό είναι ουσιαστικά ένα μοντέλο για τον προσδιορισμό της τυρβώδους ενεργούς συνεκτικότητας που αποτελείται από την Νευτώνεια δυναμική συνεκτικότητα ( $\mu$ ) και από έναν τυρβώδη παράγοντα ( $\mu_t$ ), που υπολογίζεται από το (k-ε) μοντέλο. Το μοντέλο αυτό, υπολογίζει επίσης την τυρβώδη κινητική ενέργεια ( $k$ ) και τον ρυθμό απωλειών ( $\epsilon$ ), με πρόσθετες διαφορικές εξισώσεις. <sup>[4.38]</sup>

Το πρώτο μοντέλο πτερωτής έχει 6 ευθεία κανάλια ροής, ενώ το δεύτερο έχει 6 καμπυλωτά οπισθοκλινή κανάλια. Στο σχήμα 4-15 φαίνεται το πλέγμα που χρησιμοποιήθηκε στην εργασία αυτή για τις δύο αντλίες. Για την αντλία με τα καμπυλωτά κανάλια της πτερωτής χρησιμοποιήθηκαν 44962 κελιά του πλέγματος, ενώ για την αντλία με τα ευθεία κανάλια, σχεδιάστηκαν 46164 κελιά.

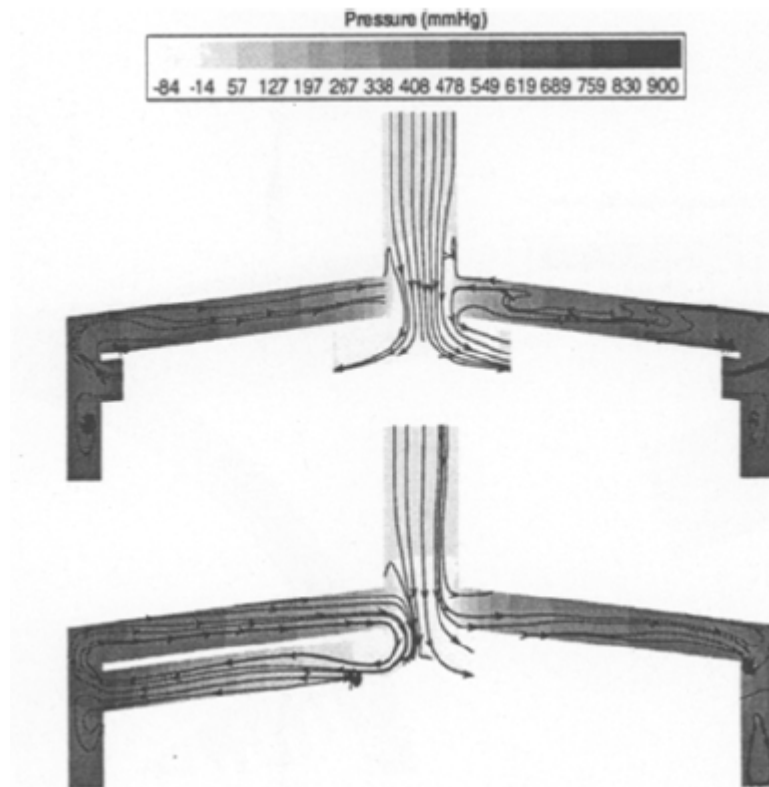
Η λύση επιτυγχάνεται με μια βηματική προσέγγιση. Ξεκινώντας από κατάσταση ηρεμίας, προσομοιώνονται 5 περιστροφές χρησιμοποιώντας 60 χρονικά βήματα των 0,0166 sec που αντιστοιχούν σε 15° στροφής ανά βήμα. Τα αποτελέσματα φαίνονται στα επόμενα σχήματα και πίνακες 4-20 έως 4-26, όπου φαίνεται η υδροδυναμική συμπεριφορά των δύο γεωμετριών. Παράλληλα, αναδεικνύεται και η χρησιμότητα της ανάλυσης CFD, η οποία αποτελεί ένα ισχυρό εργαλείο για την βελτιστοποίηση της ροής, άρα και την βελτίωση του σχεδιασμού της αντλίας.



ΣΧΗΜΑ 4-20: α.ΠΛΕΓΜΑ ΑΝΤΛΙΑΣ ΚΑΜΠΥΛΩΤΩΝ ΚΑΝΑΛΙΩΝ β. ΤΟΜΕΣ Χ-Ζ ΚΑΙ Υ-Ζ ΓΙΑ ΤΙΣ ΔΥΟ ΑΝΤΛΙΕΣ

<b>Table 1. Predicted pump pressures</b>			
Design	Pressure rise (mm Hg)	Peak pressure (mm Hg)	Minimum pressure (mm Hg)
Curved channels	700	719	-135
Straight channels	635	693	-110

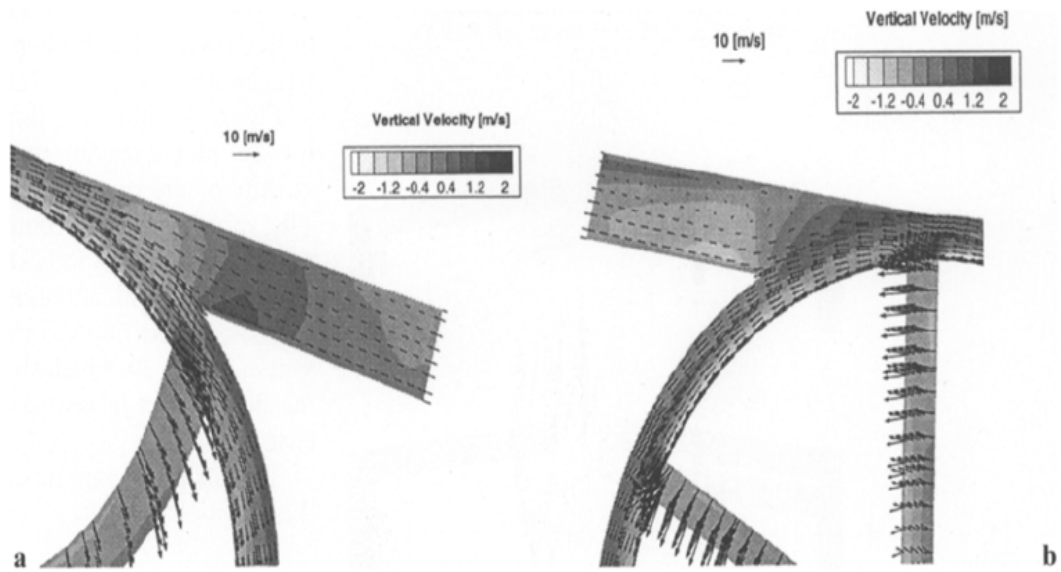
ΠΙΝΑΚΑΣ 4-21: ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΠΡΟΒΛΕΠΟΜΕΝΩΝ ΠΙΕΣΕΩΝ



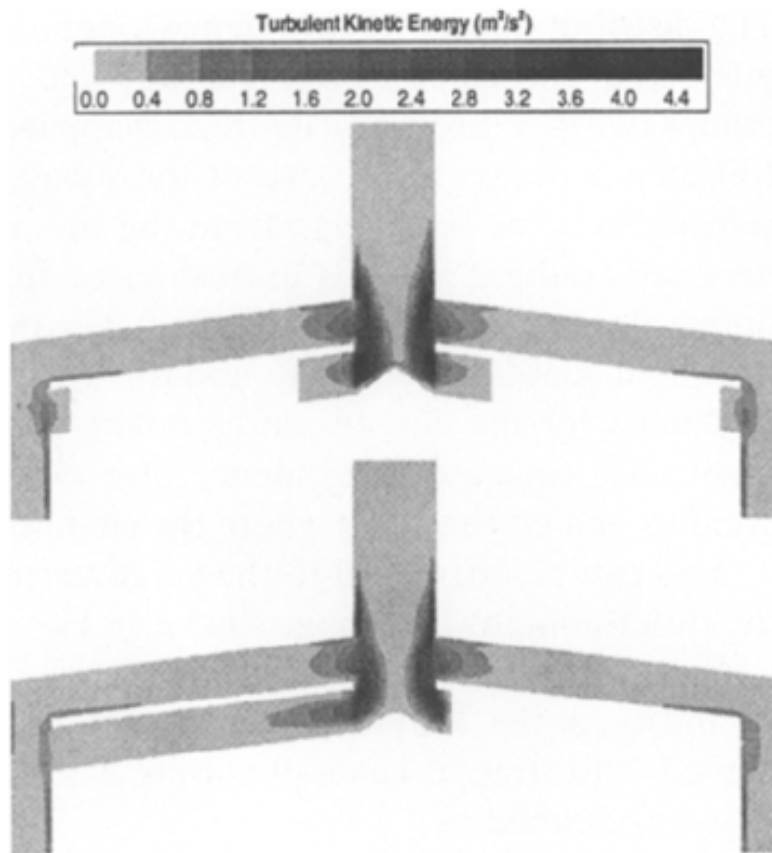
ΣΧΗΜΑ 4-22: ΓΡΑΜΜΕΣ ΡΟΗΣ ΚΑΙ ΚΑΤΑΝΟΜΗ ΠΙΕΣΗΣ ΓΙΑ ΤΙΣ ΔΥΟ ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ ΠΤΕΡΩΤΩΝ

<b>Table 2.</b> Predicted maximum shear stresses on YZ plane				
Pump design	Absolute maximum $\tau_{xy}$ (kPa)	Absolute maximum $\tau_{yz}$ (kPa)	Absolute maximum $\tau_{zx}$ (kPa)	Absolute maximum $\tau_{total}$ (kPa)
Curved channel	1.47	1.63	1.91	2.17
Straight channel	1.60	1.16	1.59	1.75

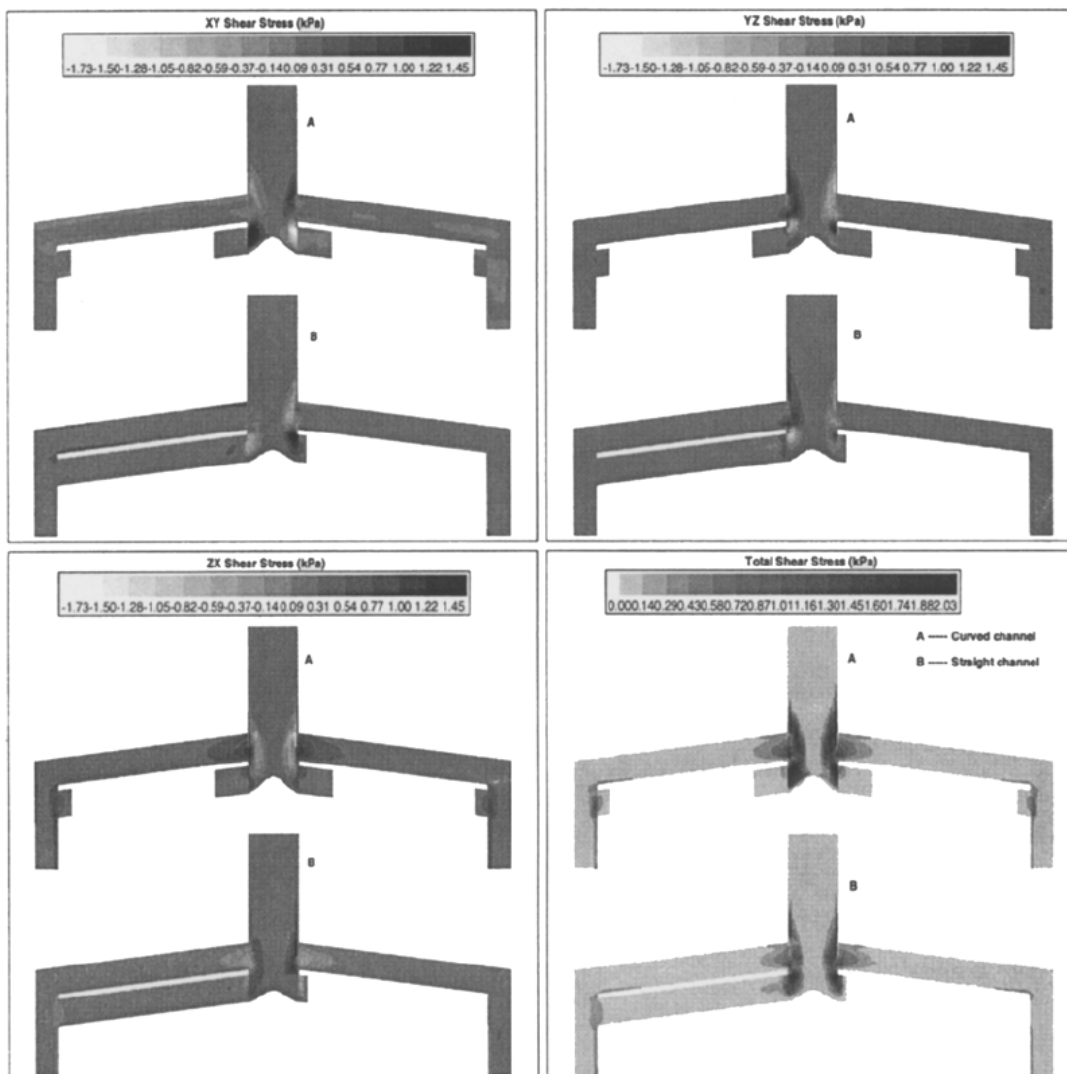
ΠΙΝΑΚΑΣ 4-23: ΠΡΟΒΛΕΠΟΜΕΝΕΣ ΜΕΓΙΣΤΕΣ ΔΙΑΤΜΗΤΙΚΕΣ ΤΑΣΕΙΣ ΣΤΟ YZ ΕΠΙΠΕΔΟ



ΣΧΗΜΑ 4-24: ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΑ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΠΕΡΙΓΡΑΜΜΑΤΑ ΓΙΑ ΤΗΝ ΚΑΘΕΤΗ ΤΑΧΥΤΗΤΑ ΚΟΝΤΑ ΣΤΗΝ ΕΞΟΔΟ ΤΗΣ ΑΝΤΛΙΑΣ ΓΙΑ α. ΚΑΜΠΥΛΩΤΑ ΚΑΝΑΛΙΑ β.ΕΥΘΕΙΑ ΚΑΝΑΛΙΑ



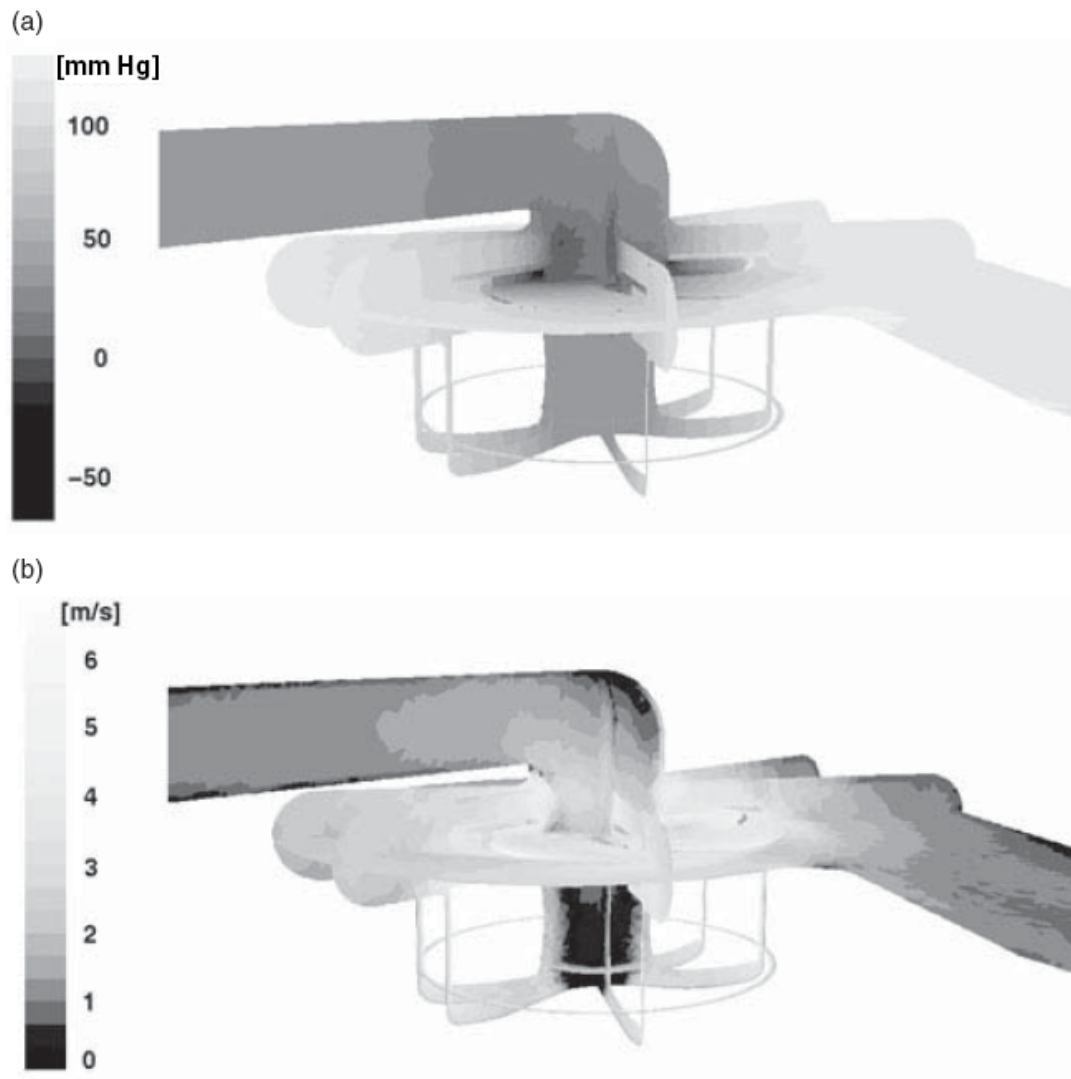
ΣΧΗΜΑ 4-25: ΚΑΤΑΝΟΜΗ ΚΙΝΗΤΙΚΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ ΓΙΑ ΤΙΣ ΔΥΟ ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ



ΣΧΗΜΑ 4-26: ΚΑΤΑΝΟΜΗ ΔΙΑΤΜΗΤΙΚΩΝ ΤΑΣΕΩΝ ΣΤΑ ΧΥ, ΥΖ, ΖΧ ΕΠΙΠΕΔΑ ΚΑΙ ΟΛΙΚΗ ΔΙΑΤΜΗΤΙΚΗ ΤΑΣΗ ΓΙΑ ΤΙΣ ΔΥΟ ΓΕΩΜΕΤΡΙΕΣ

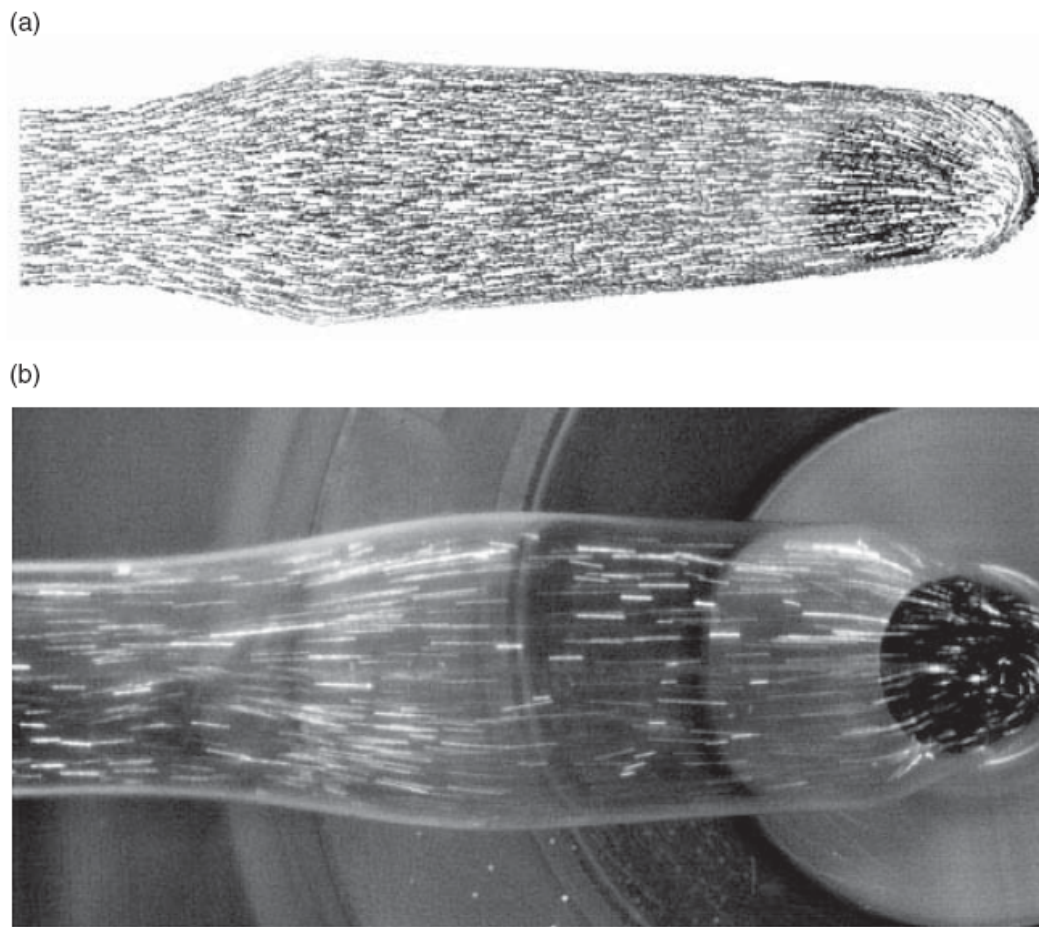
Προσφάτως, η ρευστοδυναμική της αντλίας HeartMate III της Thoratec, αναλύθηκε για διαφορετικές συνθήκες λειτουργίας από απόψεως της φυσιολογίας. [4.40] Η HeartMate III είναι μια φυγοκεντρική αντλία με μαγνητικά αναρτώμενη πτερωτή. Η αντλία, αναλύθηκε χρησιμοποιώντας CFD ανάλυση και πειραματική PIFV (particle imaging flow visualization) οπτικοποίηση ροής. Η σύγκριση των προβλέψεων της CFD μεθόδου με την πειραματική οπτικοποίηση, έδειξαν σύγκλιση των δύο μεθόδων, ενώ και οι δύο

μέθοδοι επιβεβαίωσαν την πολύ καλή συμπεριφορά της ροής στην αντλία. Στις παρακάτω πολύ ενδιαφέρουσες εικόνες φαίνεται η πειραματική και η προβλεπόμενη υπολογιστικά ροή.



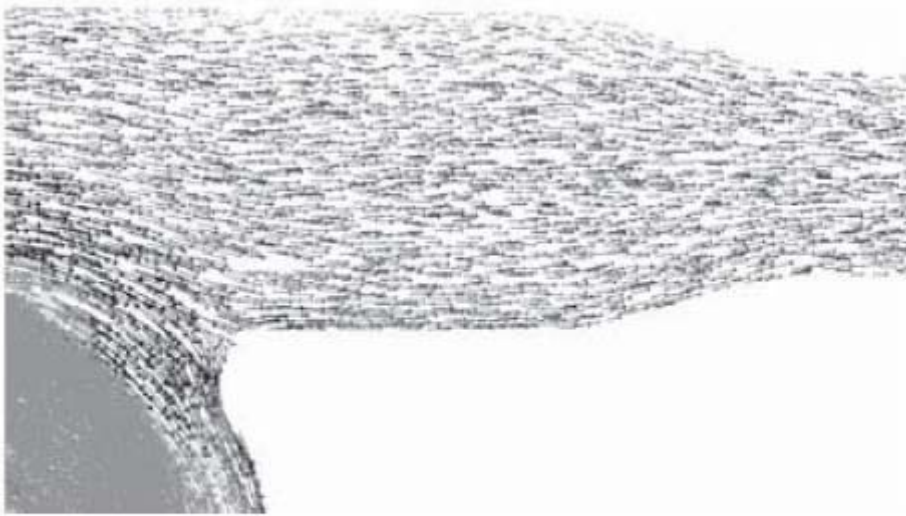
ΕΙΚΟΝΑ 4-27: ΚΑΤΑΝΟΜΗ ΠΙΕΣΕΩΝ(a)-ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ(b) ΑΝΤΛΙΑΣ HEARTMATE III



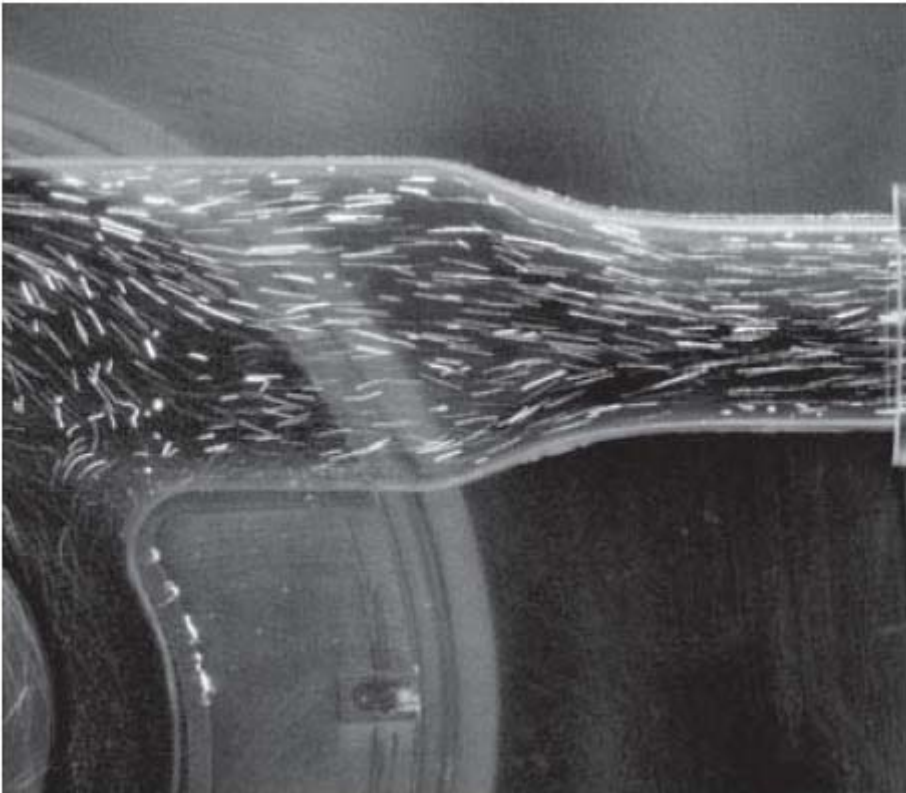


ΕΙΚΟΝΑ 4-28: ΡΟΗ ΣΤΗΝ ΕΙΣΟΔΟ ΑΝΤΛΙΑΣ HEARTMATE III  
(a.ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ b.ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ)

(a)

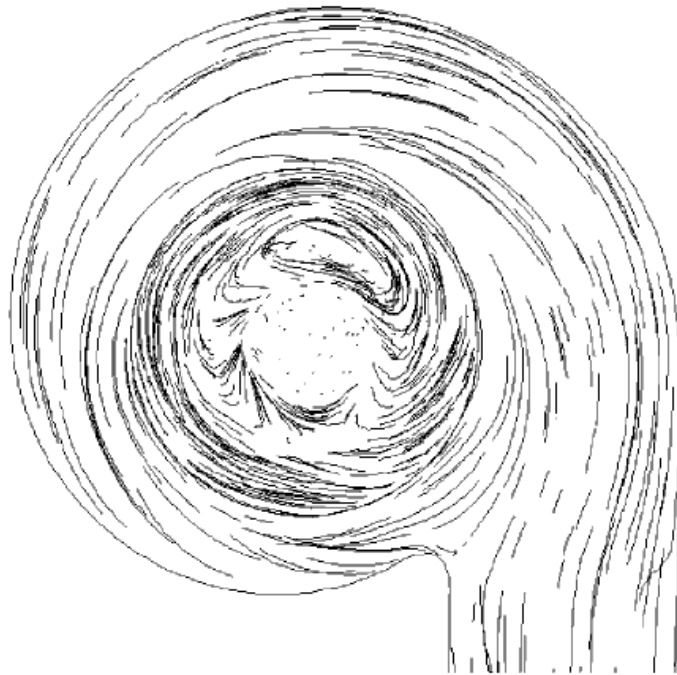


(b)

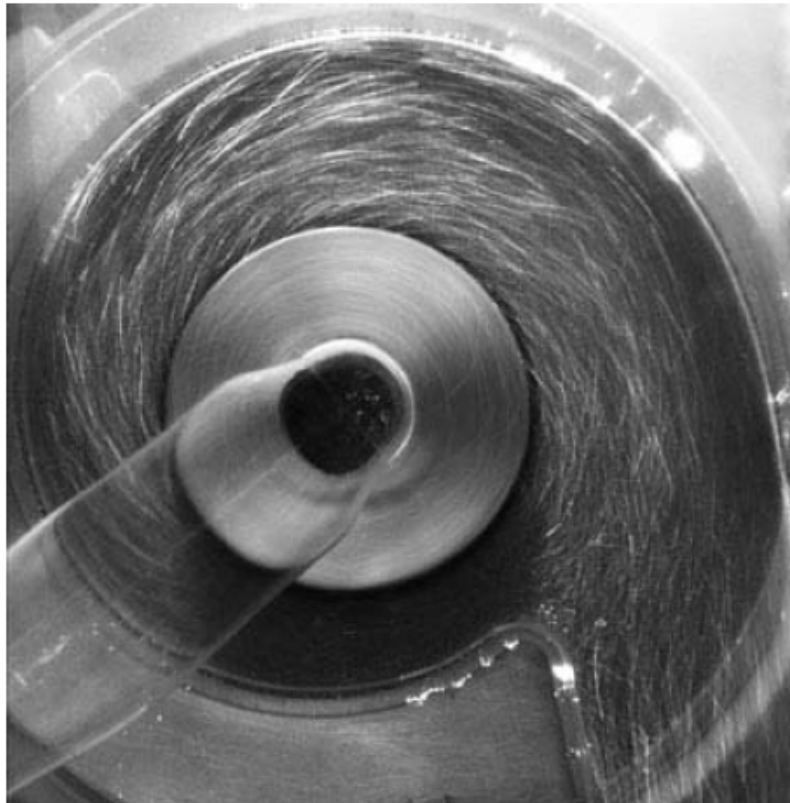


ΕΙΚΟΝΑ 4-29: ΡΟΗ ΣΤΗΝ ΕΞΟΔΟ ΑΝΤΛΙΑΣ HEARTMATE III  
(a.ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ b.ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ)

(a)



(b)



ΕΙΚΟΝΑ 4-30: ΡΟΗ ΣΤΗΝ ΣΠΕΙΡΑ ΕΠΑΝΩ ΑΠΟ ΤΟ ΚΕΛΥΦΟΣ  
ΑΝΤΛΙΑΣ HEARTMATE III(a.ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ b.ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ)

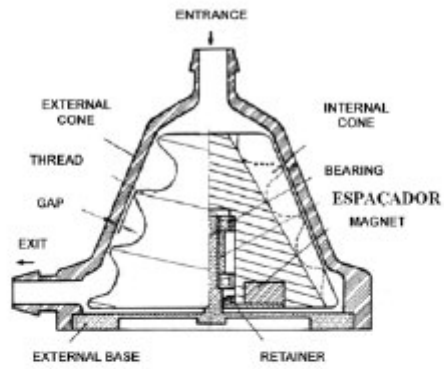
#### **4.5.2 Πειραματικές αντλίες- Σχεδιαστικές καινοτομίες**

Στις αρχές της δεκαετίας του '80, οι αγγειοχειρουργοί και οι καρδιοχειρουργοί στην Βραζιλία αισθάνονταν την ανάγκη να αναπτυχθεί μια αντλία καρδιάς η οποία θα ήταν πιο αποτελεσματική από τον ενδαορτικό ασκό ή την κυλινδρική αντλία, οι οποίες δεν εμφάνιζαν ικανοποιητικά αποτελέσματα όταν χρησιμοποιούνταν σε ασθενείς μετά την χειρουργική καρδιοτομή.<sup>[4.48]</sup>

Χρειαζόταν μια φθηνή συσκευή εύκολης πρόσβασης, που θα κατασκευαζόταν στην Βραζιλία και θα απέδιδε παροχή 5-6 Lt/min και θα μπορούσε να λειτουργήσει χωρίς να προκαλεί σημαντικές βλάβες στο αίμα. Μια από τις προδιαγραφές επίσης ήταν να διαθέτει χειροκίνητο μηχανισμό λειτουργίας, σε περίπτωση διακοπής του ρεύματος.

Η βασική ιδέα προήλθε από τον ατέρμονα κοχλία του Αρχιμήδη, ο οποίος περιστρέφεται υπό αξονική διατμητική τάση και προωθεί το ρευστό προς τα εμπρός. Μετά από πολλές προτάσεις και δοκιμές οι ερευνητές του Institute Dante Pazzanese of Cardiology laboratories, κατέληξαν σε κωνικού σχήματος κέλυφος και πτερωτή, θέλοντας να προσδώσουν μια «φυγόκεντρη» ιδιότητα στην διατμητική τάση.

Το σχέδιο αυτό, δοκιμάστηκε πειραματικά και απέδωσε ικανοποιητικά, ως προς την παροχή και το ύψος. Η αντλία ονομάστηκε σπειροειδής (spiral) και φαίνεται στην εικόνα 4-31.



(A)



(B)



(C)

*Fig. 2 – (A) Scheme of Transversal section of the spiral pump, (B) conical shape propeller, (C) Spiral Pump ready to use*

Εικόνα 4-31: Σπειροειδής αντλία (α. Τομή, β. Πτερωτή c. Κέλυφος)

Η σπειροειδής αντλία, μελετήθηκε πειραματικά σε τεχνητό περιβάλλον (in vitro), αλλά και σε ζωντανούς οργανισμούς (in vivo) ως προς την υδροδυναμική της απόδοση. Χρησιμοποιήθηκε η

μέθοδος οπτικοποίησης της ροής με μια μέθοδο που ονομάζεται helium-neon planar laser visualization flow method. Επίσης δοκιμάστηκαν πειραματικά πρωτότυπα με διαφορετικό κενό πτερωτής-κελύφους για να διαπιστωθεί το μέγεθος της αιμόλυσης και της θρόμβωσης. Η πειραματική μελέτη σε τεχνητό περιβάλλον, κατέληξε σε αντλία με 1,5mm κενό, παροχή περίπου 9Lt/min και πίεση πάνω από 400mmHg στις 5000 rpm. Οι χαρακτηριστικές, φαίνονται στο επόμενο σχήμα 4-31a.

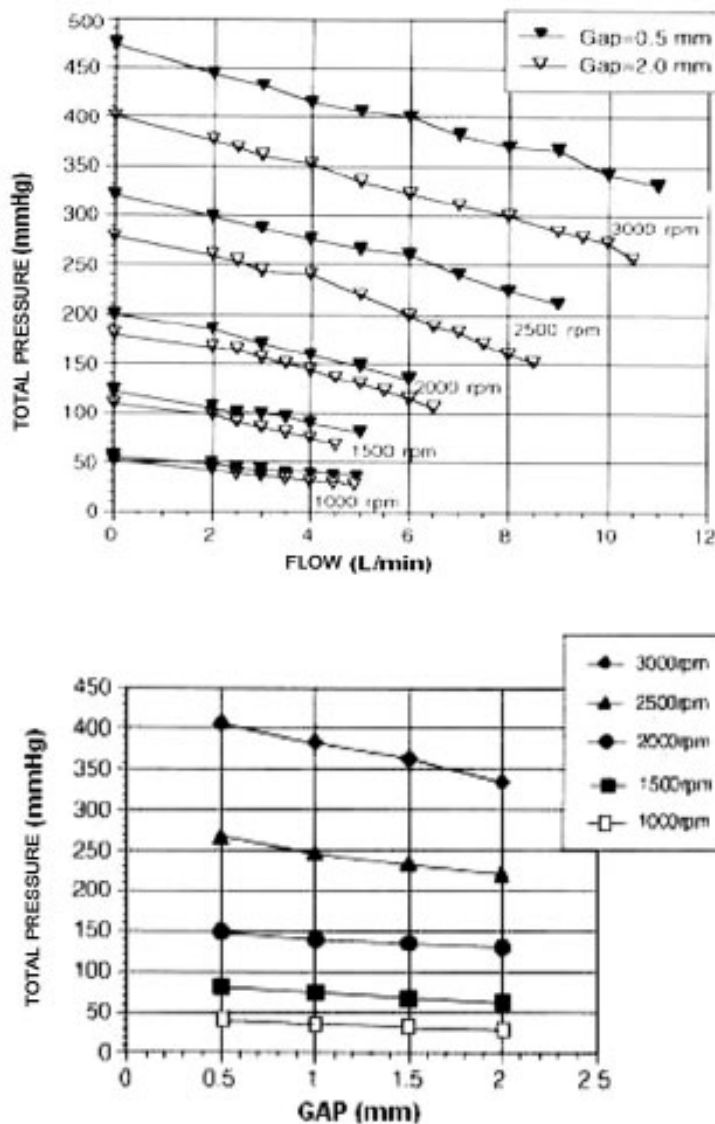
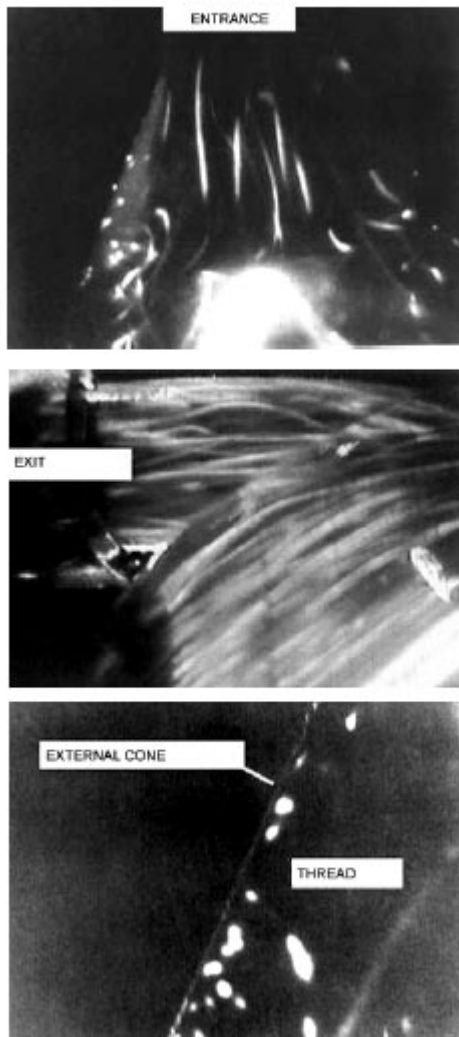


Fig. 5 – Results of the Hydrodynamic Efficiency ("gap")

Εικόνα 4-31a: Χαρακτηριστικές σπειροειδούς αντλίας

Όσον αφορά στην οπτικοποίηση της ροής, λιμνάζουσες ή στροβιλώδεις περιοχές παρατηρήθηκαν στην είσοδο της αντλίας, στην έξοδο και στα άκρα των κοχλιωτών πτερυγίων. Στις παρακάτω εικόνες (4-31b), φαίνεται η ροή στο εσωτερικό της αντλίας.

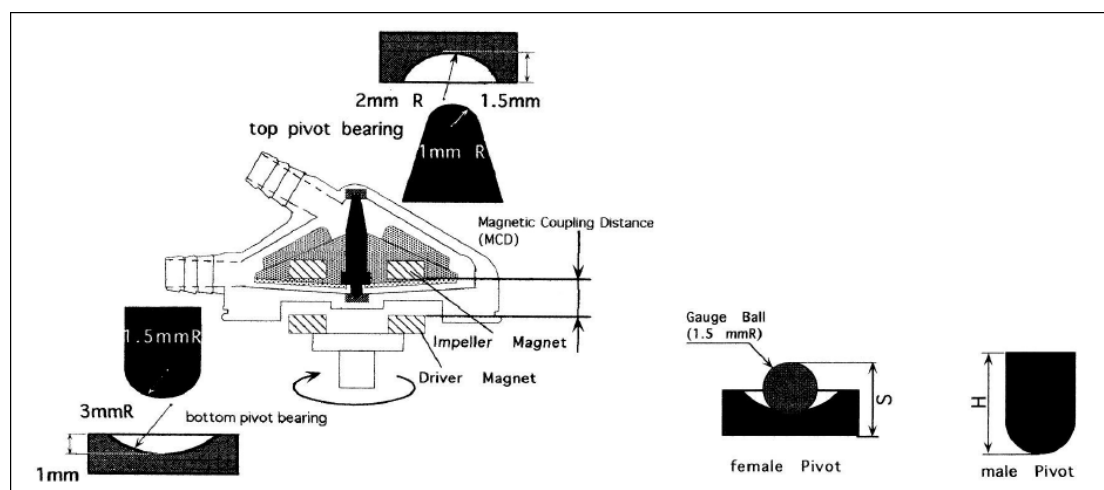


Εικόνα 4.31b: Οπτικοποίηση ροής σπειροειδούς αντλίας

Οι ίδιοι ερευνητές, αργότερα, ανέπτυξαν μια νέα φυγοκεντρική αντλία καρδιάς.<sup>[4.39]</sup> Μια μακράς περιόδου αντλία υποστήριξης αριστερής κοιλίας (LVAD), ανθεκτική και εμφυτεύσιμη. Όπως προτάθηκε από τον Nose (1998) η μέθοδος που εφαρμόστηκε για την ανάπτυξη της ήταν να μετατραπεί η σπειροειδής αντλία σε αυτή την νέα αντλία. Η σπειροειδής αντλία, χρησιμοποιείται ήδη σε

κλινικές δοκιμές καρδιο-πνευμονικής παράκαμψης και έχει αποδειχθεί ασφαλής και αξιόπιστη. Όμως, το σύστημα αυτό παρουσιάζει κάποια προβλήματα, όπως περιορισμένος χρόνος αντοχής και διαρροή αίματος.

Ένας ανοξειδωτος άξονας και δύο έδρανα στηρίζουν την πτερωτή. Μια τσιμούχα από σιλικόνη εμποδίζει την επαφή το αίματος με τα εσωτερικά μέρη της αντλίας. Για να ξεπεραστούν τα προβλήματα της σπειροειδούς αντλίας, οι Takami et al (1997) υιοθέτησαν έναν αξονικό έδρανο χωρίς τσιμούχες στην αντλία τους.



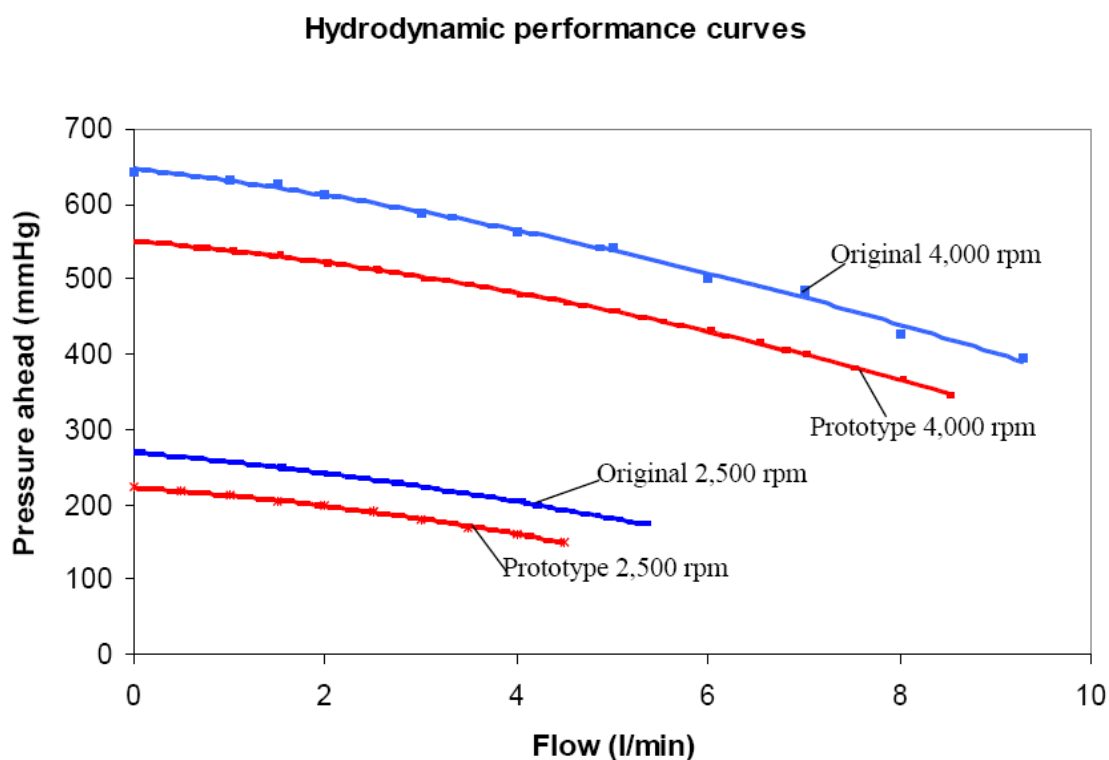
ΕΙΚΟΝΑ 4-32: Η ΑΝΤΛΙΑ GYRO C1E3 ΜΕ ΚΕΡΑΜΙΚΟ ΑΞΟΝΙΚΟ ΕΔΡΑΝΟ ΣΤΗΡΙΞΗΣ

Η είσοδος της σπειροειδούς εντοπίζεται στην κορυφή του εξωτερικού κώνου στο ίδιο σημείο που είναι και το αξονικό έδρανο στήριξης. Η έρευνα έδειξε ότι αν να χρησιμοποιηθεί μια έκκεντρη πλευρική είσοδος, τότε το αξονικό έδρανο, είναι ένα βιώσιμο σύστημα για την σπειροειδή αντλία. Κατασκευάστηκε λοιπόν, μια πρωτότυπη σπειροειδής αντλία με έκκεντρη πλευρική είσοδο και συγκρίθηκε η λειτουργία της με την αρχική σπειροειδή αντλία.

Τα διαγράμματα έδειξαν μικρότερες τιμές Παροχής-Ύψους της πρωτότυπης αντλίας. Αν και μικρότερες οι τιμές, θεωρήθηκαν πολύ



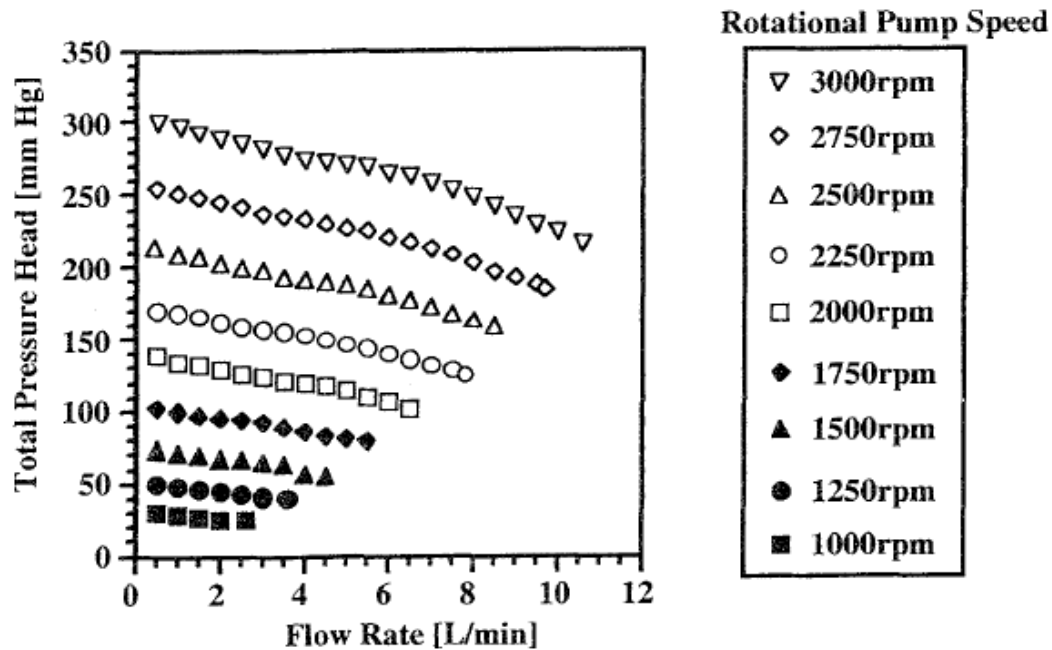
κοντά στην αρχική αντλία, άρα η μετατροπή που έγινε μπορεί να χρησιμοποιηθεί στην σπειροειδή αντλία. Σαν μελλοντική εργασία, θα μελετηθεί η μηχανική αιμόλυση για αυτή την νέα αντλία.



ΕΙΚΟΝΑ 4-32α: ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΗ Η-Q ΤΗΣ ΣΠΕΙΡΟΕΙΔΟΥΣ ΣΤΙΣ 2500RPM ΚΑΙ ΣΤΙΣ 4000 RPM (ΠΡΩΤΟΤΥΠΗ ΜΕ ΚΟΚΚΙΝΟ)

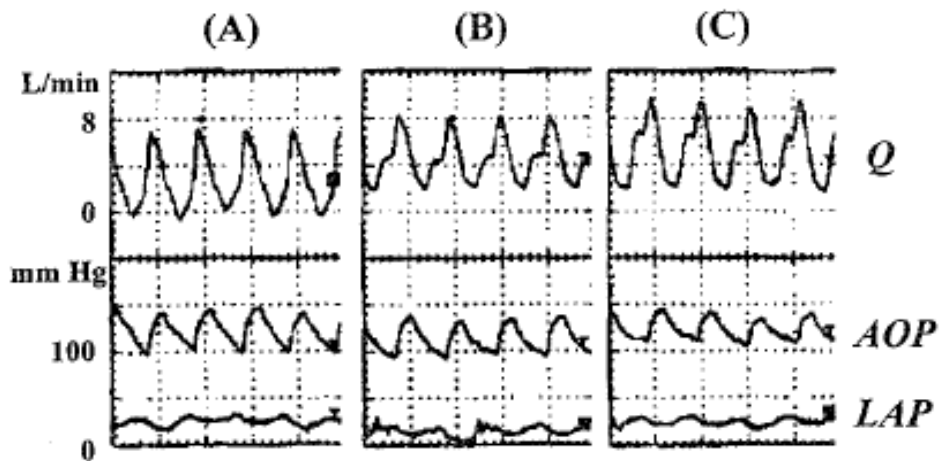
Μια άλλη πολύ ενδιαφέρουσα έρευνα του Baylor College of Medicine και του Πανεπιστημίου της Βιέννης, έγινε το 1997, όπου μελετήθηκε μια φυγοκεντρική αντλία Gyro PI601 χωρίς τσιμούχες και με κεραμικά έδρανα διπλού άξονα. [4.41] Η πτερωτή και το κέλυφος ήταν από polycarbonate. Χρησιμοποιήθηκαν δύο μοσχάρια στα οποία τοποθετήθηκε η αντλία ως LVAD, δηλ. ως παράκαμψη από την αριστερή κοιλία στην κατερχόμενη αορτή. Τα μεγέθη υπό παρακολούθηση ήταν η ταχύτητα του κινητήρα, η τάση και η ένταση του ρεύματος, η παροχή και η πίεση του αίματος στην αορτή.

Η χαρακτηριστικές της αντλίας φαίνονται στο διάγραμμα 4-33.



ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ 4-33: ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΗ Η-Q ΑΝΤΛΙΑΣ GYRO PI601

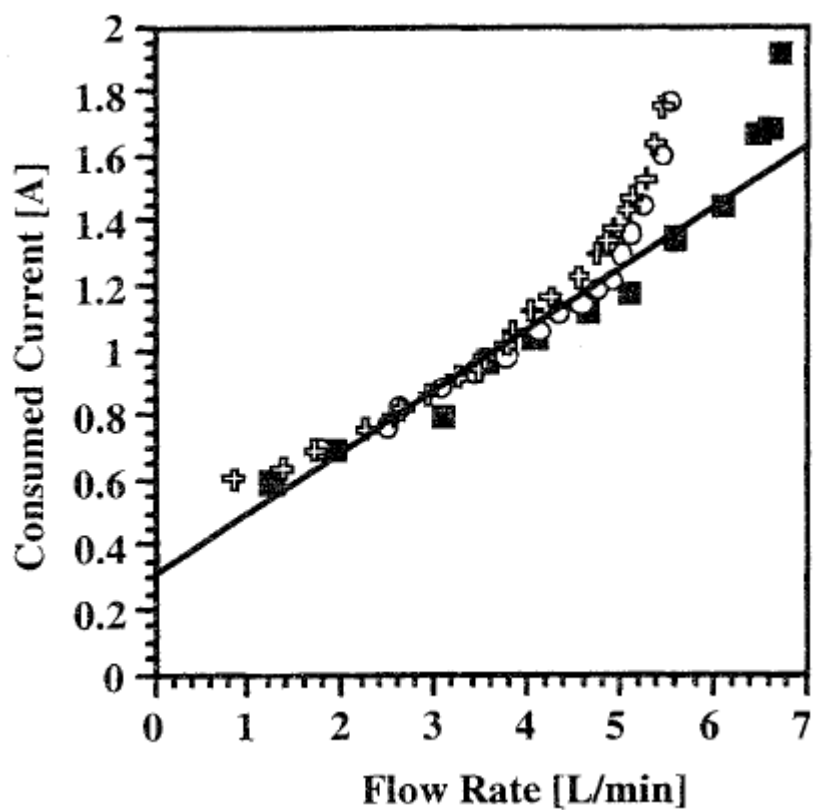
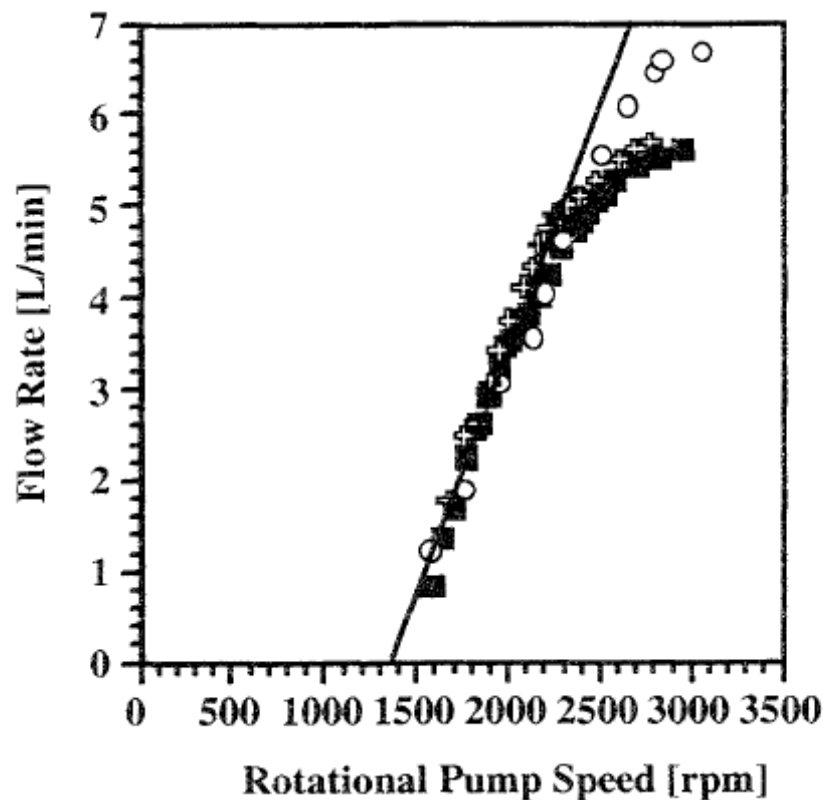
Η μελέτη της ροής αποκάλυψε κίνηση του αίματος προς τα εμπρός στην κοιλιακή συστολή και κίνηση προς τα πίσω στην διαστολή. Όσο αυξανόταν η ταχύτητα της αντλίας, εμφανίστηκε ένα δόντι στο διάγραμμα της ροής στην τελο-διαστολική φάση. Παρότι η σχέση παροχής και περιστροφικής ταχύτητας ήταν γραμμική ( $Q=0,0042R-5,159$ ), μετά την εμφάνιση του δοντιού στο διάγραμμα ροής, η γραμμικότητα δεν ίσχυε πλέον. Το τελο-διαστολικό δόντι είναι ένα σημάδι ότι η αντλία έχει υποστεί το φαινόμενο της αναρρόφησης (Σχήμα 4-34). Επίσης παρατηρήθηκε ότι και η ένταση



ΣΧΗΜΑ 4-34: ΠΡΟΦΙΛ ΡΟΗΣ ΓΙΑ ΤΡΕΙΣ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΚΑΤΑΣΤΑΣΕΙΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ:

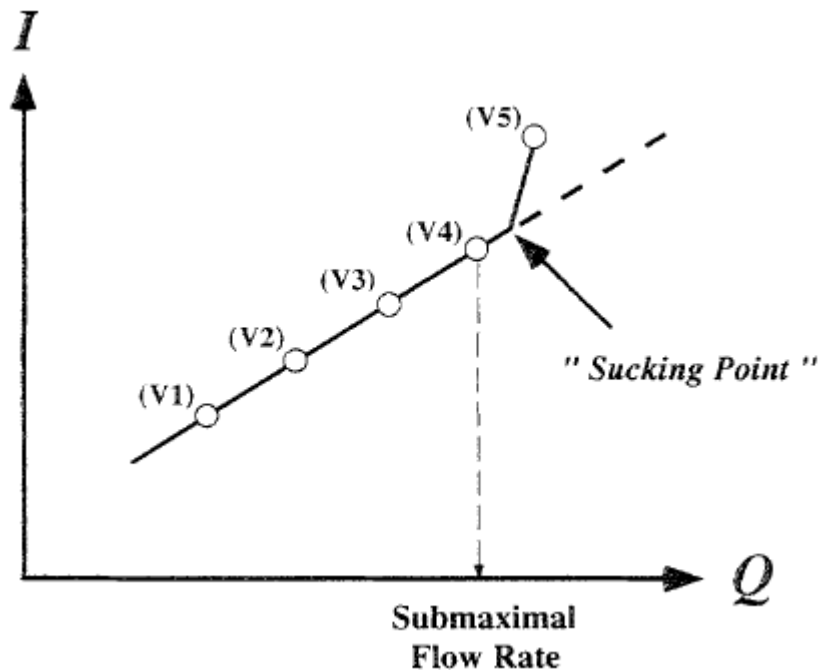
- (Α) ΠΕΡΙΣΤΡΟΦΙΚΗ ΤΑΧΥΤΗΤΑ  $R=1700$  RPM, ΜΕΣΗ ΠΑΡΟΧΗ  $Q=4,57$  L/MIN, ΤΑΣΗ  $V=6,61$  V, ΕΝΤΑΣΗ  $I=0,65$  A  
 (Β)  $R=1700$  RPM, ΜΕΣΗ  $Q=4,57$  L/MIN,  $V=6,61$  V,  $I=0,65$  A  
 (Γ)  $R=1700$  RPM, ΜΕΣΗ  $Q=4,57$  L/MIN,  $V=6,61$  V,  $I=0,65$  A  
 ΟΠΟΥ ΑΟΡ=ΑΟΡΤΙΚΗ ΠΙΕΣΗ LAP=ΠΙΕΣΗ ΑΡΙΣΤΕΡΟΥ ΚΟΛΠΟΥ

του ρεύματος, παρότι αρχικά είχε γραμμική σχέση  $I=0,212Q+0,29$ , η γραμμικότητα επίσης άλλαξε μετά το τελο-διαστολικό δόντι. (Σχήμα 4-35). Κατόπιν των παρατηρήσεων αυτών οι ερευνητές, προτείνουν έναν αλγόριθμο για να διατηρηθεί ροή, κάτω από το σημείο που εμφανίζεται η αναρρόφηση, χωρίς να μετράμε την ροή, το κρίσιμο σημείο μπορεί να παρακολουθηθεί μέσω της εντάσεως του ρεύματος μετά από σταδιακές αυξήσεις της τάσεως ( $V1-V5$ ) σε συγκεκριμένες χρονικές στιγμές (βλέπε σχήμα 4-36).



ΕΙΚΟΝΑ 4-35: ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΑ Q-R ΚΑΙ I-Q ΓΙΑ ΤΙΣ 3 ΠΕΡΙΠΤΩΣΕΙΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ Α.ΤΕΤΡΑΓΩΝΑ, Β.ΚΥΚΛΟΙ, Γ.ΣΤΑΥΡΟΙ

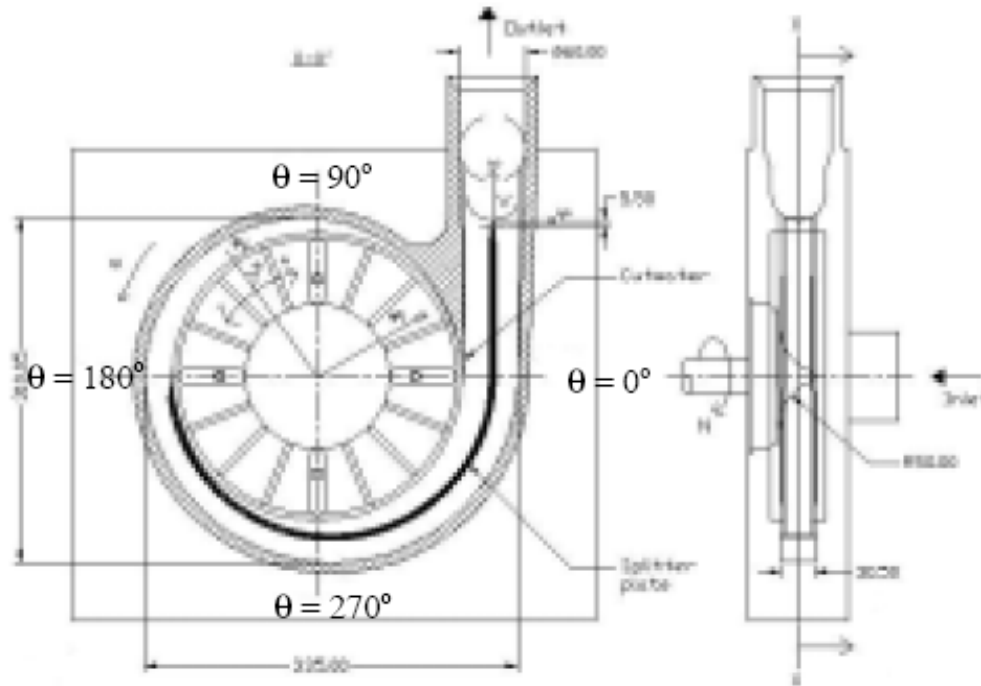
Όταν η ένταση χάσει την γραμμικότητα με την υπολογιζόμενη (και όχι μετρηθείσα) παροχή (V5) τότε γνωρίζουμε ότι πρέπει η τάση να κρατηθεί στο προηγούμενο στάδιο αυξήσεων (V4) για να μην εμφανιστεί αναρρόφηση στην αντλία.



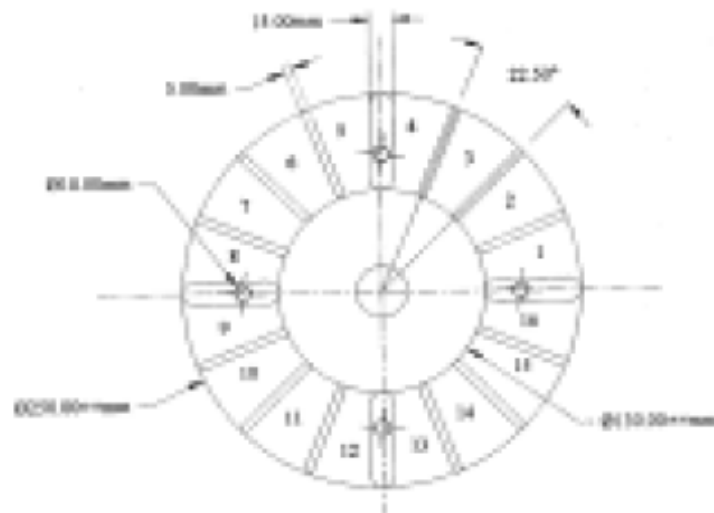
ΕΙΚΟΝΑ 4-36: ΠΑΡΑΣΤΑΤΙΚΟ ΣΧΗΜΑ ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΥ ΓΙΑ ΕΛΕΓΧΟ ΑΝΑΡΡΟΦΗΣΕΩΣ.

Όπως αναφέρθηκε νωρίτερα η αιμόλυση συμβαίνει όταν τα ερυθρά αιμοσφαίρια υπόκεινται υψηλές διατμητικές τάσεις, κυρίως στις περιοχές απότομης αλλαγής της κατεύθυνσης της ροής. Στο Nanyang Technological University της Σιγκαπούρης, μελετήθηκε μια φυγοκεντρική αντλία όπου δόθηκε έμφαση στα κενά μεταξύ πτερωτής και κελύφους και στα περάσματα ανάμεσα στα πτερύγια της πτερωτής. [4.42] Το πρωτότυπο της αντλίας κατασκευάστηκε από τον καθηγητή K. Akamatsu και πρόκειται για φυγοκεντρική αντλία με δύο σπείρες στο κέλυφος και διαχωριστικό έλασμα, το οποίο αρχίζει στις 180° όπως φαίνεται στο σχήμα 4-37. Το υγρό στο πάνω μισό της αντλίας ( $\theta=0^\circ$  έως  $180^\circ$ ) εξέρχεται από την εξωτερική

σπείρα και το υγρό από το κάτω μισό της αντλίας ( $\theta=180^\circ$  έως  $360^\circ$ ) εξέρχεται από την εσωτερική σπείρα.

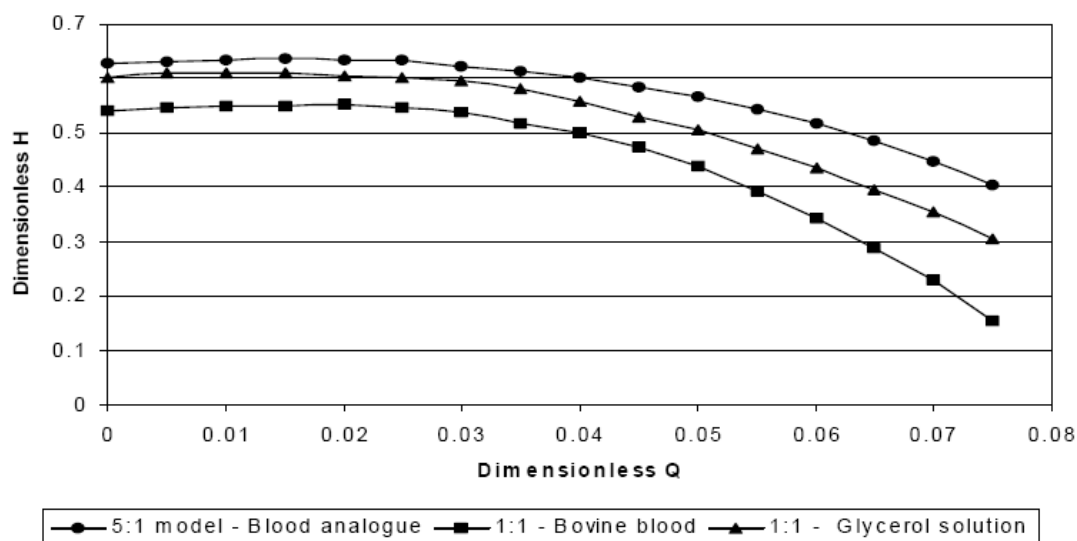


ΣΧΗΜΑ 4-37: ΤΟΜΗ ΤΗΣ ΑΝΤΛΙΑΣ



ΣΧΗΜΑ 4-38: Η ΠΤΕΡΩΤΗ ΤΗΣ ΑΝΤΛΙΑΣ

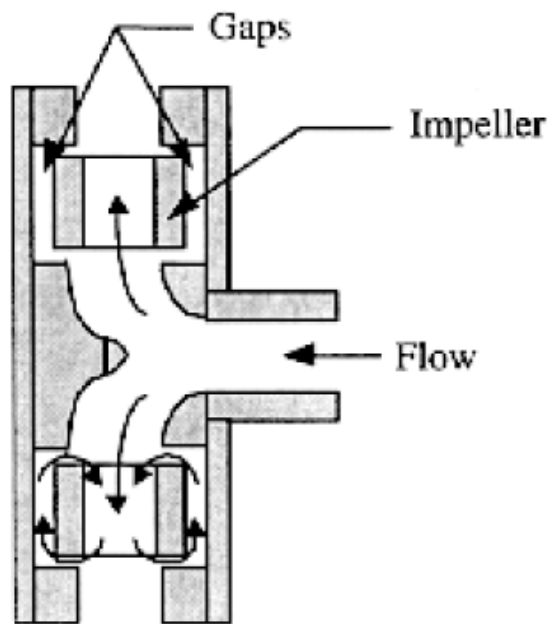
Οι χαρακτηριστικές της αντλίας φαίνονται στο παρακάτω σχήμα (4-39) για το 5:1 μοντέλο για ανάλογο αίματος, για αγελαδινό αίμα και για διάλυμα γλυκερόλης.



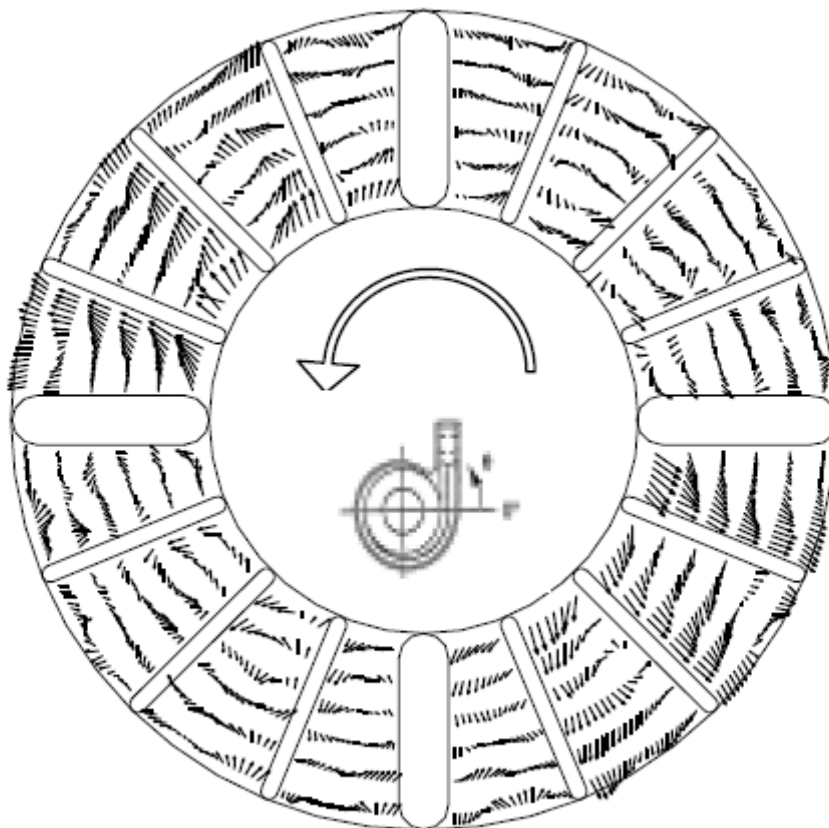
ΣΧΗΜΑ 4-39: ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΕΣ ΑΝΤΛΙΑΣ

Δεν ανιχνεύθηκε δημιουργία δινών μέσα στα κενά της πτερωτής και του κελύφους. Ένας ισχυρός αποπλυντικός μηχανισμός ανακαλύφθηκε μέσα στο κενό, γύρω από την αρχή του διαχωριστικού ελάσματος της διπλής σπείρας. Αυτό σημαίνει ότι ο σχηματισμός θρόμβων είναι ελάχιστος και έτσι η συγκεκριμένη αντλία υπερέχει σε αυτό τον τομέα, από άλλες φυγοκεντρικές αντλίες. Παρ' όλα αυτά, παρατηρήθηκε ανακυκλοφορία στη ροή στα περάσματα ανάμεσα στα πτερύγια της πτερωτής, λόγω του διαχωριστικού ελάσματος. Όμως η χρονική της διάρκεια, ήταν πολύ μικρή συνεπώς, μπορούμε να πούμε ότι ο κίνδυνος δημιουργίας θρόμβων λόγω ανακυκλοφορίας είναι αμελητέος.

Στα επόμενα σχήματα 4-40 έως 4-42, φαίνονται οι κατανομές ταχυτήτων και τάσεων καθώς και οι γραμμές ροής μέσα στην αντλία, όπως προέκυψαν από την πειραματική μελέτη της αντλίας.

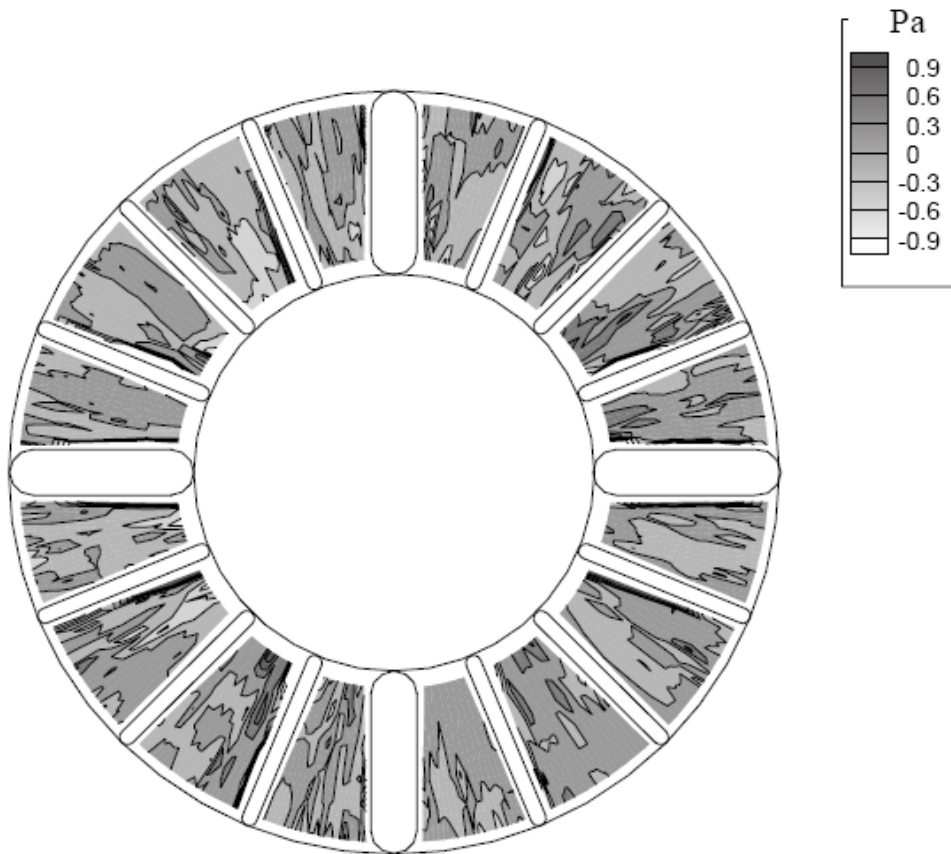


ΣΧΗΜΑ 4-40: ΠΑΡΑΣΤΑΤΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΗΣ ΡΟΗΣ ΣΤΗΝ ΕΙΣΟΔΟ, ΤΑ ΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΤΗΣ ΠΤΕΡΩΤΗΣ ΚΑΙ ΤΟ ΚΕΝΟ



ΣΧΗΜΑ 4-41: ΚΑΤΑΝΟΜΗ ΤΑΧΥΤΗΤΩΝ ΣΤΗΝ ΠΤΕΡΩΤΗ





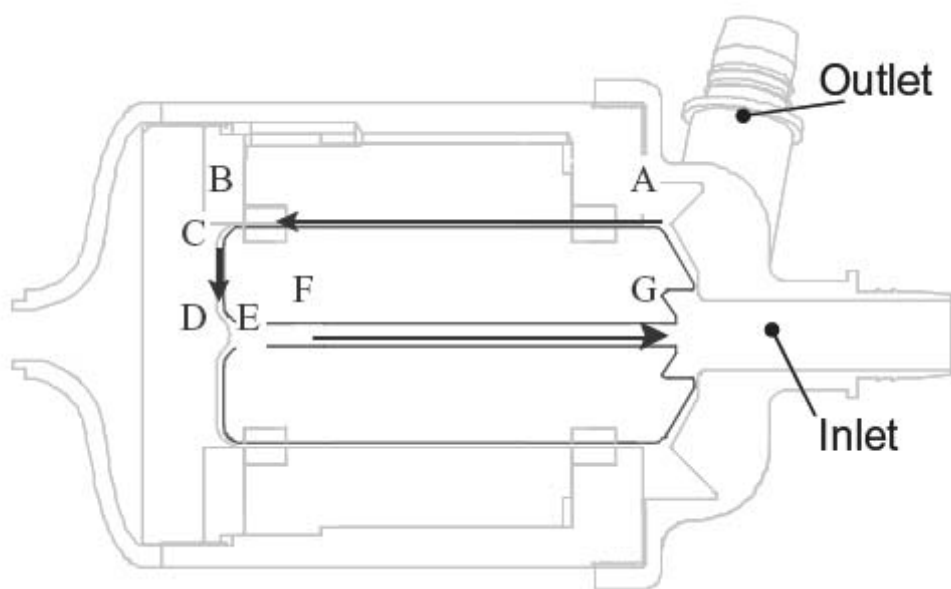
ΣΧΗΜΑ 4-42: ΚΑΤΑΝΟΜΗ ΔΙΑΤΜΗΤΙΚΩΝ ΠΙΕΣΕΩΝ ΣΤΗΝ ΠΤΕΡΩΤΗ

Κατά την βιβλιογραφική μας μελέτη, η πιο σύγχρονη εργασία σχεδιασμού φυγοκεντρικής αντλίας, έγινε στις ΗΠΑ με την συνεργασία του MiTiHeart Corporation και του Mohawk Innovative Technology Inc., το 2009.<sup>[4.43]</sup>

Σχεδιάστηκε μια αντλία αίματος με μαγνητικά αναρτώμενη πτερωτή. Με βάση τις επιθυμητές γεωμετρικές διαστάσεις, την επιθυμητή ταχύτητα λειτουργίας και το διάκενο μεταξύ πτερωτής και κελύφους, εκτιμήθηκαν οι διαστάσεις και τα χαρακτηριστικά του κινητήρα. Οι τιμές ακαμψίας των υλικών του κινητήρα, μαζί με το υδραυλικό φορτίο, χρησιμοποιήθηκαν για να καθοριστεί ο καλύτερος σχεδιασμός των αξονικών και ακτινικών εδράνων. Η ακτινική και η αξονική ισορροπία του πρωτοτύπου υπολογίστηκε με δυναμική ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων για την πτερωτή. Η ανάλυση έδειξε ότι η πτερωτή μπορούσε να είναι πλήρως ισορροπημένη και να

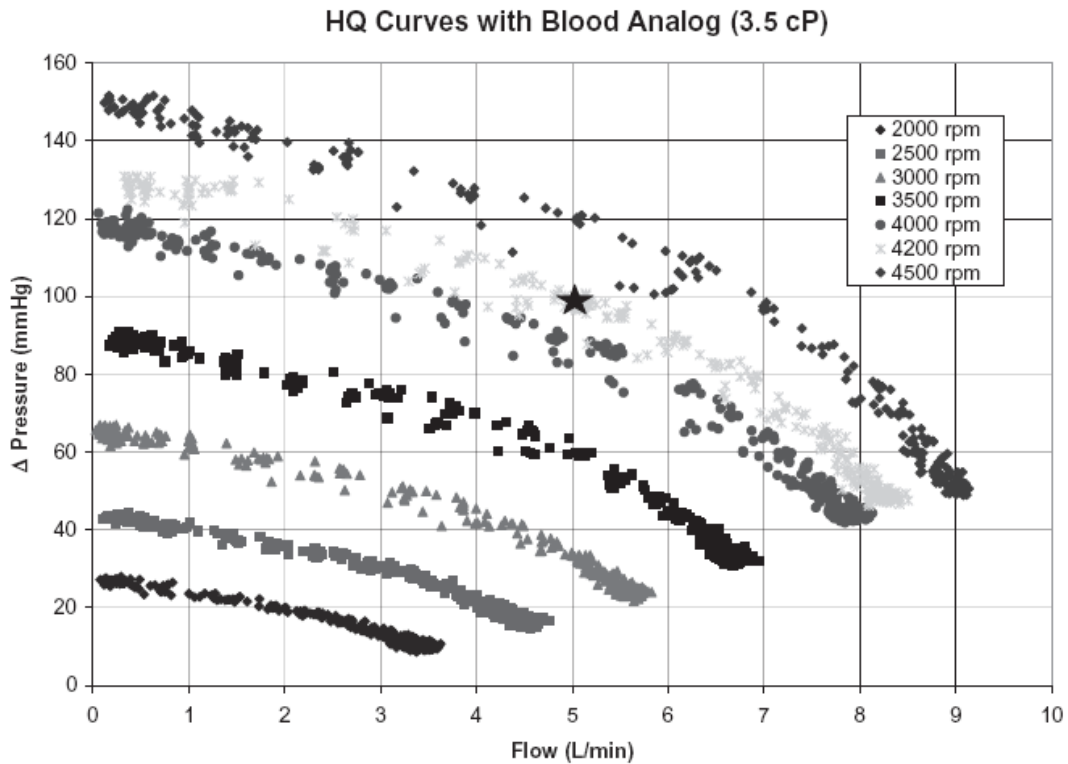
στρέφεται στην επιθυμητή ταχύτητα, με πολύ μικρές απώλειες ισχύος και χωρίς μηχανική επαφή. Τα πειράματα σε τεχνητό περιβάλλον (in vitro) εκτελεστήκαν για να αξιολογηθεί η απόδοση της νέας πρωτότυπης αντλίας αίματος.

Η μοναδική ιδιότητα της συσκευής υποστήριξης της αριστερής κυκλοφορίας της MiTiHeart, είναι η απλή και ευθεία κύρια ροή μέσα από την αντλία, αλλά και η δευτερεύουσα ροή αίματος. Η έλλειψη επαφής με τα μαγνητικά έδρανα, επιτρέπει στην ανάπτυξη ισχυρής αποπλυντικής δευτερεύουσας ροής, η οποία αποτρέπει λιμνάζουσες περιοχές που μπορεί να οδηγήσουν σε δημιουργία θρόμβων. (εικόνα 4-43)



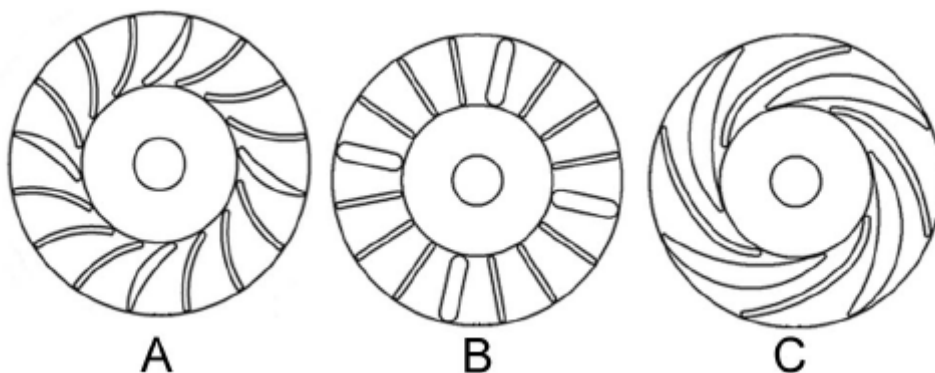
Εικόνα 4-43: ΔΕΥΤΕΡΕΥΟΥΣΑ ΡΟΗ ΣΤΗΝ ΑΝΤΛΙΑ ΜΕΤΑΞΥ ΡΟΤΟΡΑ ΚΑΙ ΣΤΑΤΟΡΑ (A-B), ΣΤΗΝ ΓΩΝΙΑ (B-C), ΩΣΤΙΚΟΥ ΕΔΡΑΝΟΥ (C-D) ΚΑΙ ΕΠΙΣΤΡΟΦΗΣ (F-G)

Η μελέτη έδωσε τελικά τα διαγράμματα H-Q της αντλίας που φαίνονται στο σχήμα 4-44.



ΕΙΚΟΝΑ 4-44: ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΕΣ ΑΝΤΛΙΑΣ ΜΕ ΑΝΑΛΟΓΟ ΑΙΜΑΤΟΣ ΣΕ ΘΕΡΜΟΚΡΑΣΙΑ ΔΩΜΑΤΙΟΥ. ΤΟ ΣΗΜΕΙΟ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΤΩΝ 5L/MIN ΚΑΙ 10mmHg ΣΗΜΕΙΩΝΕΤΑΙ ΜΕ ΤΟ ΑΣΤΕΡΙ.

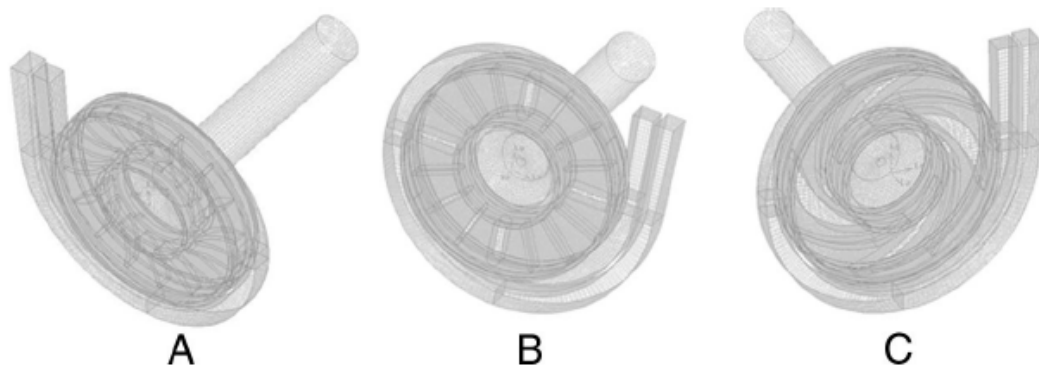
Μια πολύ ενδιαφέρουσα έρευνα, μελέτησε πτερωτές φυγοκεντρικής αντλίας καρδιάς, διαφορετικού προφίλ για να εξεταστεί η επίδραση του προφίλ στην εσωτερική ροή και στην απόδοση της αντλίας. <sup>[4.44]</sup> Παραθέτουμε τα αποτελέσματά τους.



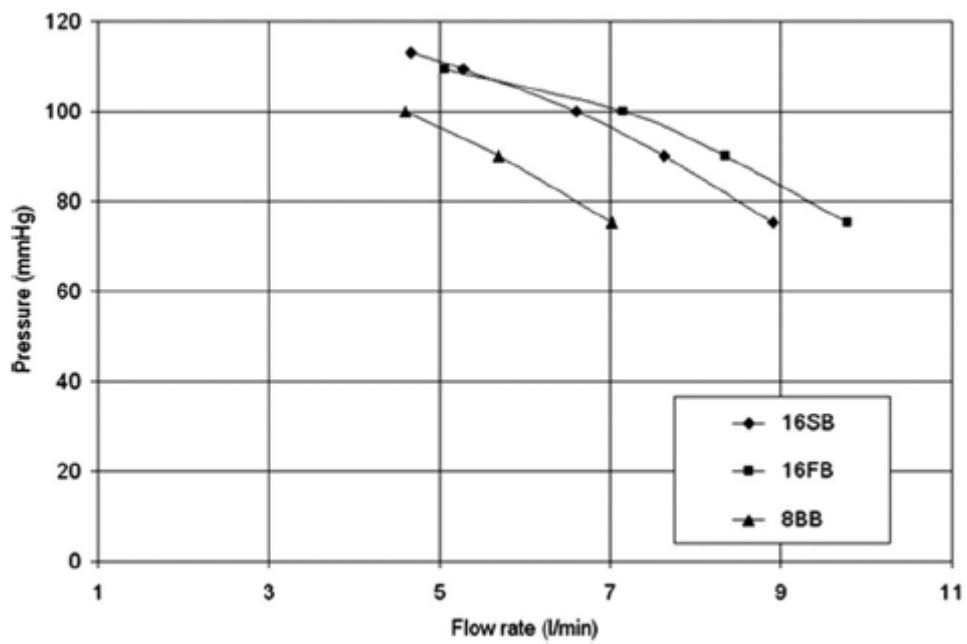
ΕΙΚΟΝΑ 4-45: ΠΡΟΦΙΛ ΠΤΕΡΩΤΩΝ ΠΕΙΡΑΜΑΤΟΣ

A.ΜΕ 16 ΕΜΠΡΟΣΘΟΚΛΙΝΗ ΠΤΕΡΥΓΙΑ (16FB), Β. 16 ΕΥΘΕΙΑ ΠΤΕΡΥΓΙΑ (16 SB) ΚΑΙ C. 8 ΟΠΙΣΘΟΚΛΙΝΗ ΠΤΕΡΥΓΙΑ (8BB)

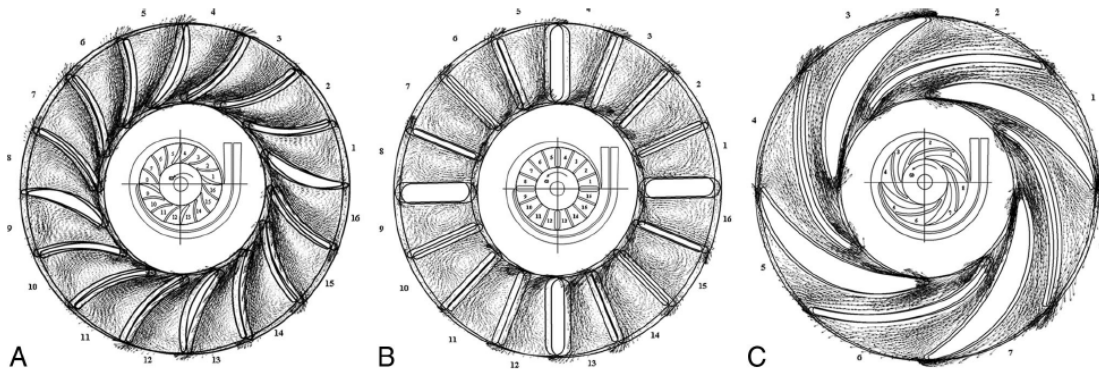
Τα μοντέλα που αναπτύχθηκαν από την αριθμητική ανάλυση φαίνονται παρακάτω:



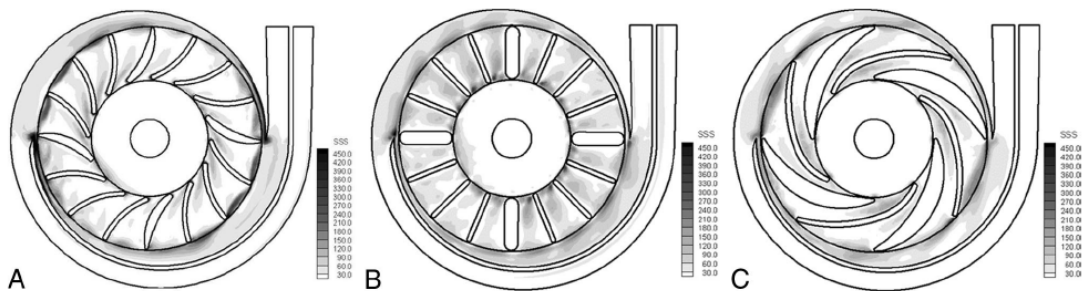
Και έδωσαν τις παρακάτω χαρακτηριστικές:



Τέλος μελετήθηκε η διανομή ταχυτήτων στις πτερωτές, όπου τα αποτελέσματα δίνονται σε 3-διαστατη όψη:



Επίσης μελετήθηκε η διανομή των διατμητικών τάσεων στις πτερωτές:



Η έρευνα καταλήγει ότι το προφίλ που για παροχή 5 L/min στις 2000rpm έδωσε την μικρότερη ποσότητα αίματος (ποσοστιαία) που βρίσκεται σε διατμητική τάση μεγαλύτερη των 250KPa είναι αυτή με τα 8 οπισθοκλινή πτερύγια, άρα αυτό ο προφίλ προξενεί την μικρότερη αιμόλυση.

Επειδή όμως παρουσιάζει το μικρότερο ύψος (98,5 mmHg), προτιμάται το προφίλ με τα ευθεία πτερύγια, διότι παρουσιάζει το μεγαλύτερο ύψος (113,5 mmHg) με ήπια τάση αιμόλυσης, όπως φαίνεται στον παρακάτω πίνακα:

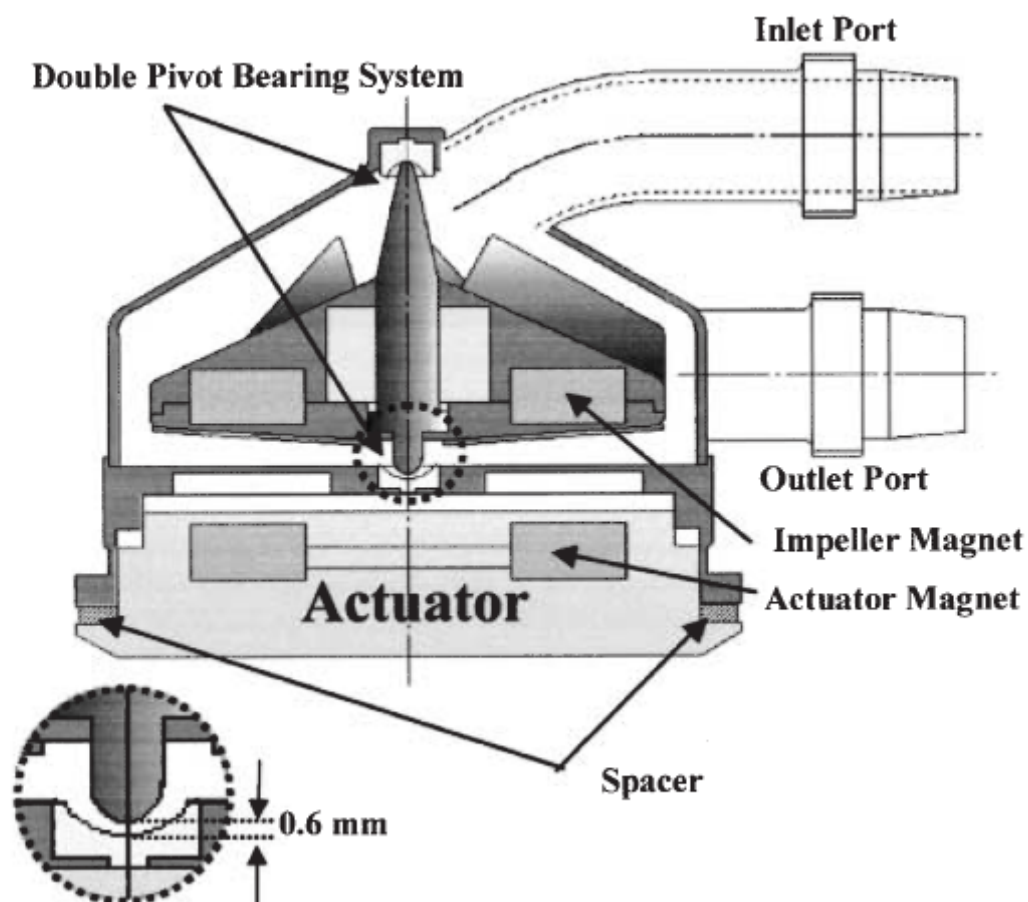
**Table 1. The Comparison of Flow Characteristics of the 16FB, 16SB, and 8BB Pump Models**

	16FB	16SB	8BB
Pressure head generated at pump flow rate of 5 L/min and impeller rotating speed of 2,000 rpm (mm Hg)	109.4	113.5	98.5
Recirculating flow in the impeller blade channels	Yes	Yes	No
Effect of double volute on the flow in the impeller	Yes	Yes	Yes
Peak shear stress induced in the flow (Pa)	1,150	920	980
Mass percentage of blood with shear stress >250 Pa (%)	0.717	0.502	0.250
Blood damage caused	High	Mild	Low

FB, forward-bending blade; SB, straight blade; BB, backward-bending blade.

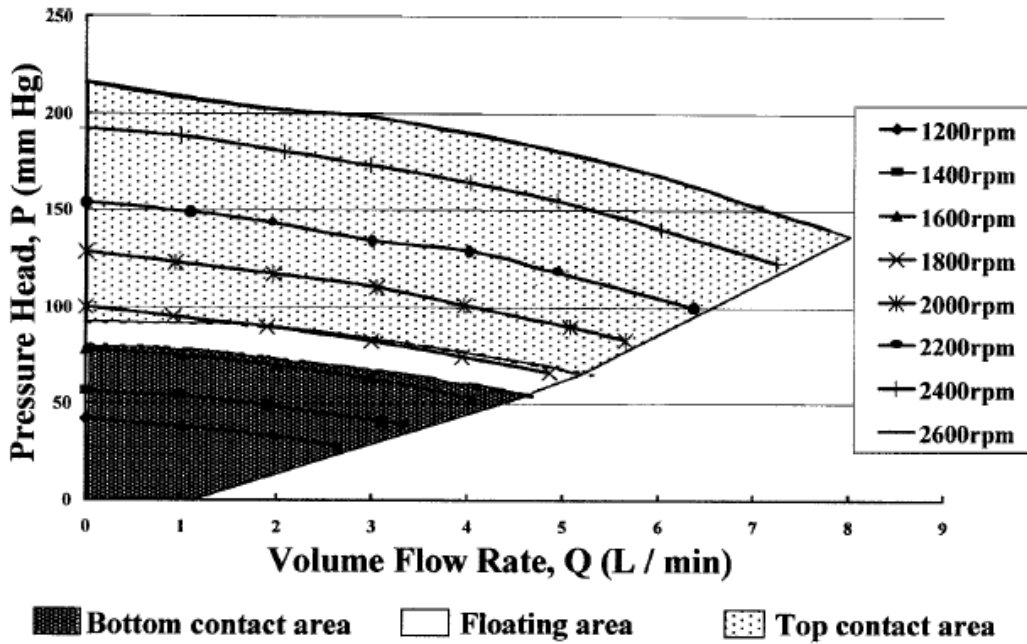
Οι φυγοκεντρικές αντλίες 3<sup>ης</sup> γενιάς, ήταν αυτές που ανέπτυξαν τις μαγνητικές αναρτήσεις, αποφεύγοντας την επαφή των μαγνητικών εδράνων με το αίμα και οι σχεδιασμοί τους, βελτίωναν την ροή αίματος, έτσι ώστε να αποφεύγεται κατά το δυνατόν η δημιουργία θρόμβων αλλά και η αιμόλυση. Οι 4<sup>ης</sup> γενιάς φυγοκεντρικές αντλίες καρδιάς, είναι αυτές που απλοποιούν τις πολύπλοκες μαγνητικές αναρτήσεις, διατηρώντας τις σχεδιαστικές καινοτομίες της 3<sup>ης</sup> γενιάς, η καινοτομία τους δηλαδή είναι ακριβώς αυτή η απλούστευση στον σχεδιασμό της ανάρτησης της πτερωτής. Πρόκειται για αντλίες μόνιμης εγκατάστασης, πλήρως εμφυτεύσιμες, και σημαντικά φθηνότερες από τις 3<sup>ης</sup> γενιάς μια και δεν είναι τόσο πολύπλοκες. Στο σχήμα 4-46, φαίνεται η τομή της αντλίας NERO Gyro PI, η οποία αναπτύχθηκε σχεδιαστικά το 1995 και δοκιμάστηκε σε πραγματικές φυσιολογικές συνθήκες το 2001, όπου εμφυτεύθηκε σε νεαρό μοσχάρι σαν BVAD, δηλαδή ως συσκευή υποστήριξης και των δύο κοιλιών για 3 μήνες. Περιλαμβάνει εσωτερική μπαταρία,

controller και ένα διαδερμικό σύστημα μεταφοράς ενέργειας και πληροφοριών.



ΕΙΚΟΝΑ 4-46: ΤΟΜΗ ΤΗΣ ΝΕΡΟ GYRI ΡΙ ΑΝΤΛΙΑΣ

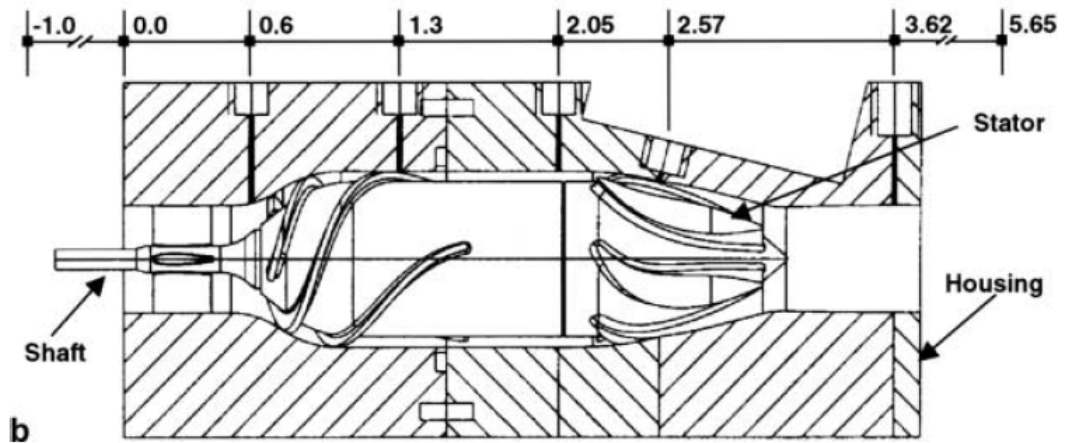
Η χαρακτηριστικές της αντλίας, σχεδιάστηκαν μετά το πείραμα, για την κατώτερη περιοχή επαφής, την ενδιάμεση περιοχή όπου αιωρείται η πτερωτή και για την ανώτερη περιοχή επαφής. Η παρακάτω χαρακτηριστικές σχεδιάστηκαν, όταν η αντλία χρησιμοποιήθηκε σαν αντλία υποστήριξης της αριστερής κοιλίας. Η μετατροπή της σε συσκευή υποστήριξης της δεξιάς κοιλίας, ήταν εύκολη, καθότι τοποθετήθηκε αποστάτης κατάλληλου πάχους ανάμεσα στην πτερωτή και τον επενεργητή.



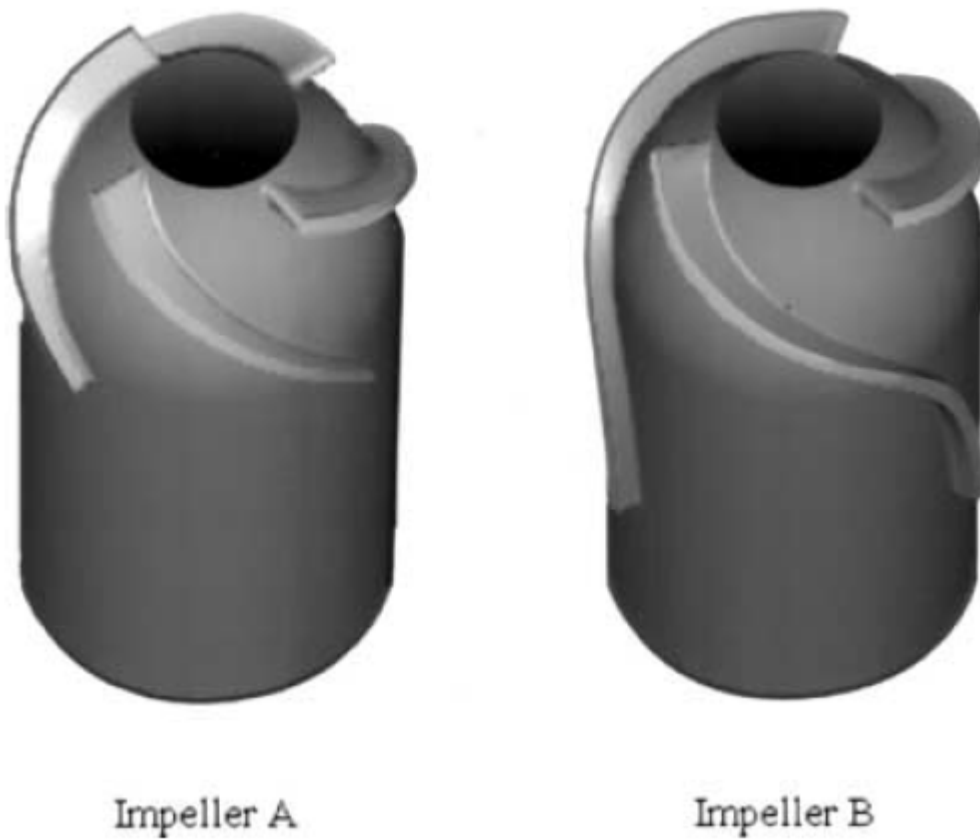
Εικόνα 4-47: Χαρακτηριστικές της αντλίας NERO GYRI PI

Σε πείραμα οπτικοποίησης της ροής με μια μέθοδο που ονομάζεται "oil dot", χρησιμοποιούνται σταγονίδια έγχρωμου λαδιού υψηλής συνεκτικότητας. Αυτά τοποθετούνται επάνω σε στερεή επιφάνεια που εφάπτεται της ροής (πχ στην πτερωτή) και λόγω των διατμητικών τάσεων που εμφανίζονται κοντά στην επιφάνεια, μετατοπίζονται κατά τις γραμμές ροής τα σταγονίδια και μας δίνουν την δυνατότητα να μελετήσουμε την ροή. Συγκεκριμένα ,μελετήθηκε αντλία μικτής ροής με δύο διαφορετικά προφίλ πτερωτών σε τρεις διαφορετικές συνθήκες λειτουργίας. [4.46]



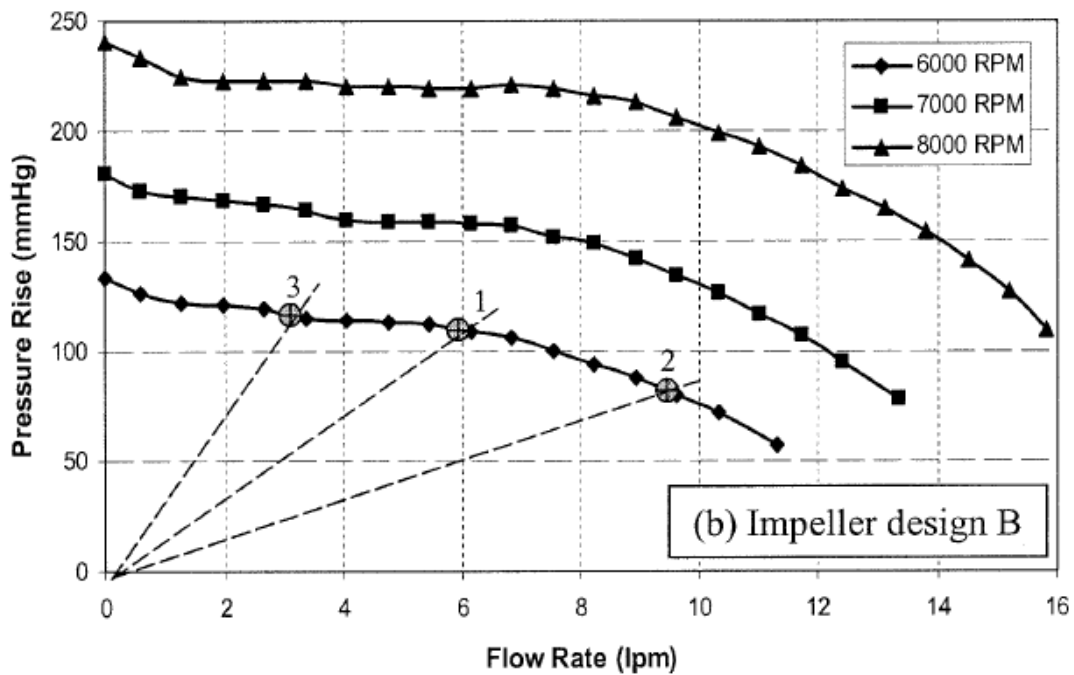
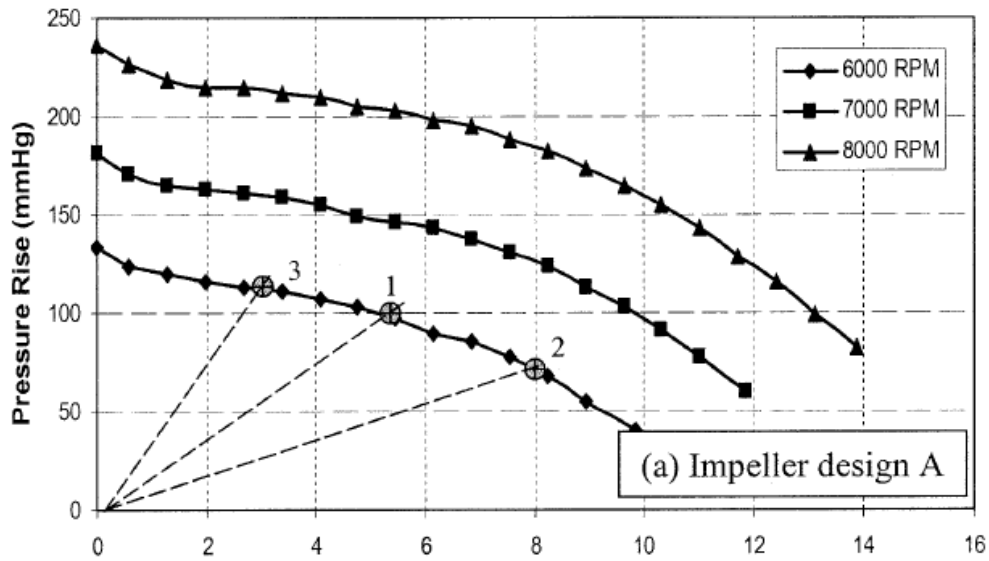


ΕΙΚΟΝΑ 4-48: ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΑΝΤΛΙΑ ΜΙΚΤΗΣ ΡΟΗΣ



ΕΙΚΟΝΑ 4-49: ΠΡΟΦΙΛ ΠΤΕΡΩΤΩΝ

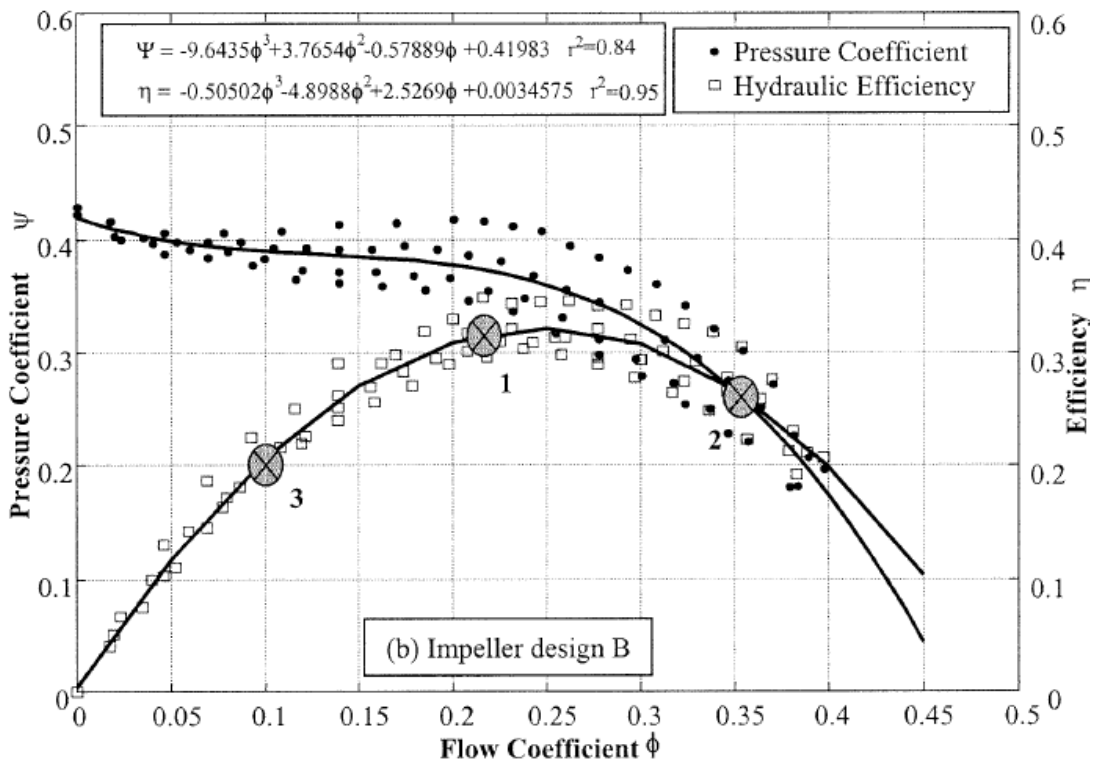
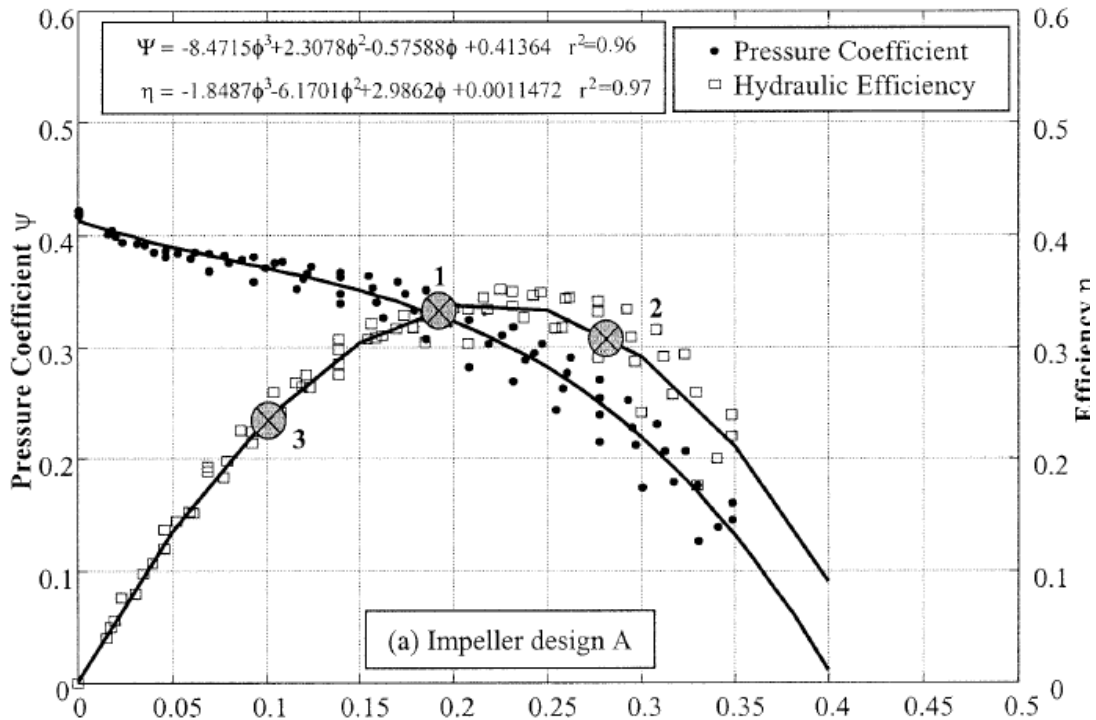
Οι χαρακτηριστικές των αντλιών που προέκυψαν ήταν οι εξής:



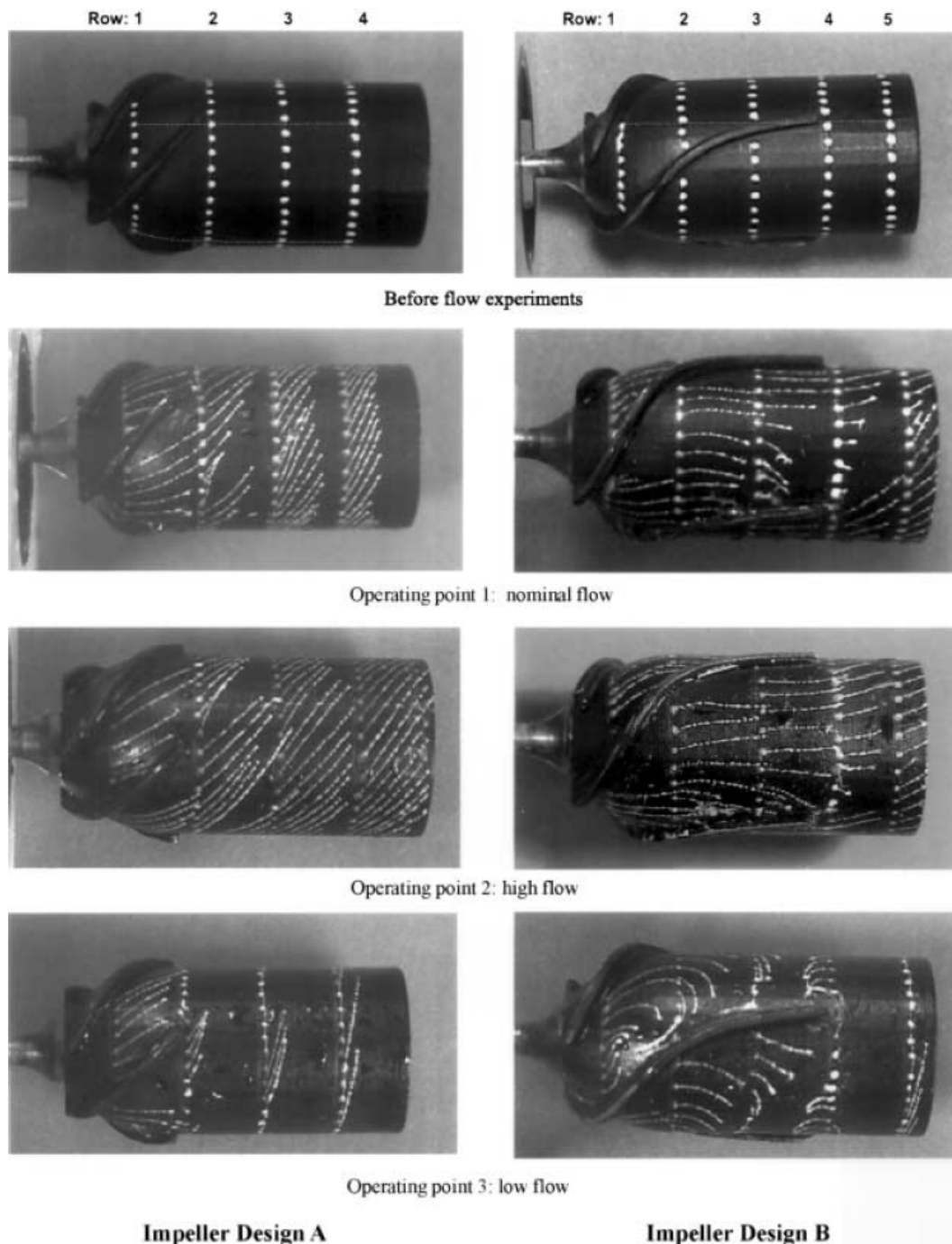
Τα τρία σημεία λειτουργίας που φαίνονται στα διαγράμματα, είναι: 1. το σημείο της μέγιστης απόδοσης, 2. χαμηλή ροή, 3. υψηλή ροή

Παρακάτω φαίνονται τα διαγράμματα αδιάστατων παραμέτρων και βαθμού απόδοσης (εικόνα 4-50). Στην εικόνα 4-51, ενδιαφέρον

δείχνουν οι πτερωτές και η μορφή που πήραν τα σταγονίδια ελαίου της μεθόδου oil dot, καθώς σχηματίζουν τις γραμμές ροής. Η μελέτη τελικά έδειξε ότι στην χαμηλή ροή παρατηρήθηκαν έντονα σημεία ανακυκλοφορίας και λιμνάζουσες περιοχές.



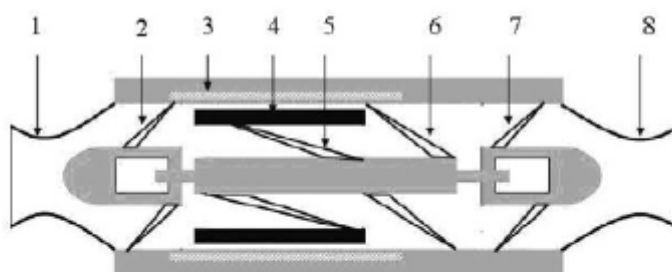
ΕΙΚΟΝΑ 4-50: ΑΔΙΑΣΤΑΤΕΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΚΑΙ ΒΑΘΜΟΣ ΑΠΟΔΟΣΗΣ



ΕΙΚΟΝΑ 4-51: ΜΟΡΦΗ ΣΤΑΓΟΝΙΔΙΩΝ ΣΤΙΣ ΠΤΕΡΩΤΕΣ ΣΕ ΤΡΙΑ ΣΗΜΕΙΑ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΣΤΙΣ 6000 rpm

Τον Ιούλιο 2009 το Πανεπιστήμιο Tongji της Σαγκάης σε συνεργασία με το Νοσοκομείο Sanghai East Hospital, παρουσίασαν μια καινοτόμα αντλία αξονικής ροής. [4.47] Η καινοτομία, έγκειται στην πτερωτή η οποία είναι μια σύνθετη πτερωτή που αποτελείται

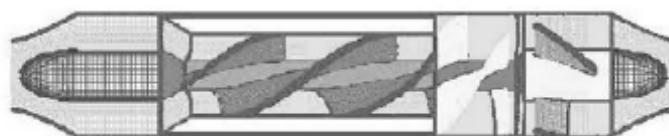
από διατεταγμένες σε σειρά πτερωτές μικρές και μεγάλες τοποθετημένες στο εσωτερικό κυλινδρικού μαγνήτη, με μοτέρ χωρίς ψύκτρες. Δεν υφίσταται μαγνήτης του μοτέρ μέσα στην κύρια ροή, οπότε η παροχή αυξάνεται, αφού περνά περισσότερος όγκος αίματος. Η απόδοση ανεβαίνει και το συνολικό βάρος μειώνεται δραστικά. Η εξωτερική διάμετρος είναι 29,6mm, το μήκος είναι 76 mm και το βάρος είναι 158 gr. Περιστρέφεται με 9000 rpm και δημιουργεί ύψος 100 mmg και δίνει παροχή 8L/min. Αναπτύχθηκε αριθμητική μέθοδος προσομοίωσης και έγινε πείραμα με νεαρό μοσχάρι. Τα αριθμητικά δεδομένα απείχαν από τα πειραματικά κατά 10%.



1— Inlet tie-in, 2— Inlet guide vane, 3— Motor stator,  
4 — Magnetic ring, 5— Small impeller, 6— Big rotor,  
7— Outlet guide vane, 8— Outlet tie-in  
Fig.1 Flow channel structure of the blood pump

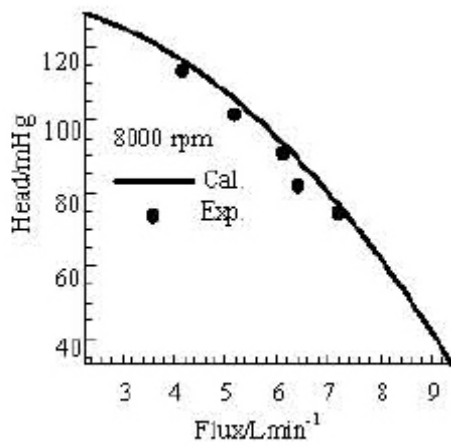
#### ΕΙΚΟΝΑ 4-52: ΤΟΜΗ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΑΝΤΛΙΑΣ

Τα πλέγματα της αριθμητικής ανάλυσης, φαίνονται στο παρακάτω σχήμα:

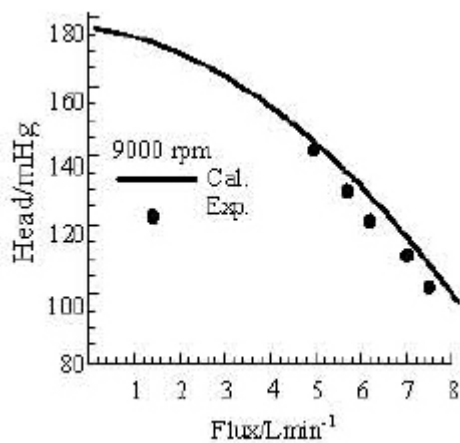


#### ΕΙΚΟΝΑ 4-53: ΠΛΕΓΜΑΤΑ ΑΡ.ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΜΕΣΑ ΣΤΗΝ ΑΝΤΛΙΑ

Η χαρακτηριστική στις 8000 στροφές/λεπτό φαίνεται στο επόμενο διάγραμμα:



Η χαρακτηριστική στις 9000 στροφές/λεπτό είναι:



Και στα δύο διαγράμματα φαίνονται τα πειραματικά και τα υπολογισμένα από την αριθμητική ανάλυση αποτελέσματα.

## **Συμπεράσματα**

Η καρδιακή ανεπάρκεια παραμένει στις μέρες μας, ένα σύνδρομο με μεγάλη νοσηρότητα και θνητότητα. Παρά την εξέλιξη της Ιατρικής στην αντιμετώπιση των επιμέρους προβλημάτων των ασθενών, το βασικό πρόβλημα της πάσχουσας καρδιάς δεν έχει αντιμετωπιστεί ολικά, τουλάχιστον με βιοχημικό τρόπο. Ίσως η γενετική μηχανική στο μέλλον να βοηθήσει στην ανάπτυξη οργάνων, αλλά η έρευνα σε αυτό το πεδίο, μόλις έχει αρχίσει τα πρώτα της βήματα, συνεπώς απέχει πολύ από το να δώσει συγκεκριμένα αποτελέσματα.

Από την άλλη μεριά η Ιατρική Μηχανική, έχει ήδη δώσει συγκεκριμένες λύσεις στο πρόβλημα, μέσω των συσκευών υποβοήθησης της κυκλοφορίας, είτε πρόκειται για εξωσωματική υποστήριξη της καρδιάς, είτε για εμφυτεύσιμα συστήματα που στοχεύουν στην υποστήριξη της αριστερής κοιλίας, της δεξιάς κοιλίας ή και των δύο.

Η πραγματικότητα, τουλάχιστον μέχρι πριν από λίγα χρόνια είναι ότι οι περισσότερες φυγοκεντρικές αντλίες, σχεδιάστηκαν με βάση τις δοκιμές (trial-error method). Επίσης δεν ήταν απόλυτα ξεκάθαρη η επίδραση της γεωμετρίας της πτερωτής στην ολική υδροδυναμική απόδοση της αντλίας. Με την υπολογιστική ρευστοδυναμική, μέσω της ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων ή και πεπερασμένων όγκων, δημιουργούνται αλγόριθμοι υπολογισμού της απόδοσης των αντλιών, αλλά κυριότερα της πρόβλεψης της ροής μέσα στην αντλία και συνεπώς αποτελεί ένα ισχυρό εργαλείο για τον σχεδιασμό των αντλιών.

Από την βιβλιογραφική μας μελέτη, καταλήγουμε ότι πεδία περαιτέρω έρευνας για τις φυγόκεντρες αντλίες είναι:

- 1) η γεωμετρία της πτερωτής
- 2) η έδραση της πτερωτής
- 3) η γεωμετρία του κελύφους

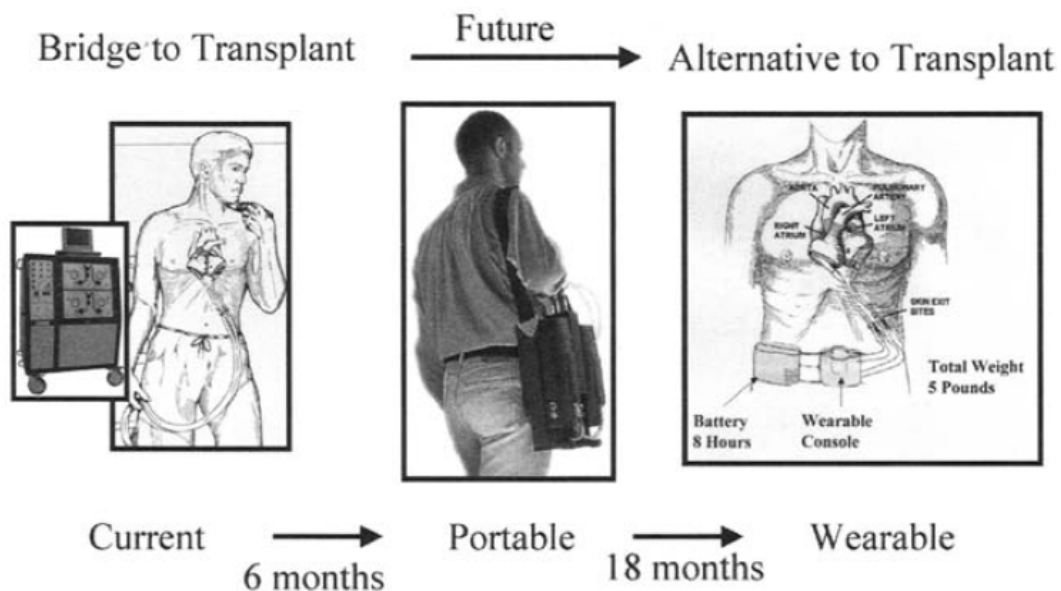


- 4) τα υλικά κατασκευής
- 5) ο κινητήρας
- 6) ο εσωτερικός σχεδιασμός της αντλίας (αποστάτες, τσιμούχες κλπ).
- 7) η τεχνική οπτικοποίησης της ροής

Όλα τα παραπάνω είναι θεμελιώδους σημασίας για την επιτυχία της αντλίας, δεδομένου ότι πειραματικά πρέπει να ελέγχεται για την δημιουργία θρόμβων και για την αιμόλυση, άρα χρειάζεται η ροή να μην δημιουργεί λιμνάζουσες περιοχές, ή περιοχές ανακυκλοφορίας, όπου δημιουργούνται οι θρόμβοι και θα πρέπει να μελετάται η κατανομή των διατμητικών τάσεων, έτσι ώστε να μην ξεπερνούν τα επιτρεπτά όρια δημιουργίας αιμόλυσης.

Σημαντικό πεδίο έρευνας επίσης, είναι ο σχεδιασμός φθηνότερων αντλιών, όπου η μείωση του κόστους θα προέρχεται από την απλότητα της κατασκευής. Επίσης πολύ χρήσιμος θα είναι και ο σχεδιασμός αντλιών, που θα παρουσιάζουν την δυνατότητα να προσαρμόζονται στις ειδικές ανάγκες κάθε ενός ασθενούς. Κάθε ασθενής, παρουσιάζει διαφορετικές ανάγκες πίεσης και παροχής, λόγω διαφορετικότητας του οργανισμού του, αλλά και της φαρμακευτικής αγωγής που λαμβάνει. Για παράδειγμα, μια θρομβολυτική αγωγή, σαφώς αλλάζει τις ιδιότητες του αίματος ως ρευστού, γεγονός που η αντλία θα έπρεπε να είναι σε θέση να συνυπολογίσει. Οι στροφές των σημερινών αντλιών, είναι προκαθορισμένες από το εργοστάσιο σε δυο ή τρεις διαφορετικές τιμές. Άρα ο ασθενής καλείται να προσαρμοστεί σε συγκεκριμένες συνθήκες λειτουργίας της αντλίας και όχι το αντίστροφο. Μεγάλο ενδιαφέρον θα παρουσίαζε λοιπόν, η ανάπτυξη μιας αντλίας με ενσωματωμένη «μεταβλητή» γεωμετρία, οπότε η ίδια αντλία θα απευθύνεται σε περισσότερες περιπτώσεις ασθενών. Ενδεχομένως έτσι, να μπορέσουμε να συνδυάσουμε τις αρετές των σφυγμικών και μη σφυγμικών αντλιών σε μία αντλία, η οποία θα μιμείται καλύτερα την λειτουργία της καρδιάς.

Τέλος, δεν μπορούμε να μην αναφέρουμε το πεδίο που υπήρξε ο στόχος αλλά και το όνειρο όλων όσων ασχολήθηκαν με την μηχανική υποστήριξη της καρδιάς. Ο σχεδιασμός μιας ολικά εμφυτεύσιμης μηχανικής καρδιάς που θα αντικαταστήσει μόνιμα την φυσική καρδιά. Η εφαρμογή πρέπει να είναι φορητή, μικρή σε μέγεθος, όσον αφορά στα περιφερειακά της κομμάτια (κονσόλα, μπαταρίες, καλωδιώσεις), όπως φαίνεται και στο παρακάτω σχήμα 4-47 όπου φαίνεται η εξέλιξη της συσκευής που τώρα υφίσταται ως γέφυρα για μεταμόσχευση, στο μέλλον όπου θα τοποθετείται μόνιμα στον ασθενή, θα επαναφορτίζεται κάθε 8 ώρες και θα ζυγίζει συνολικά 2,3 κιλά περίπου.



ΣΧΗΜΑ 4-47: ΕΞΕΛΙΞΗ ΟΛΙΚΑ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΗΣ ΤΕΧΝΗΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ

#### **Βιβλιογραφία Κεφαλαίου 4**

- [4-1] Koller T., Hawrylenko A.: Contribution to the in vitro testing of pumps for extracorporeal circulation, *J Thorac Cardio-vasc Surg* 1967;54:22-7
- [4-2] Kenji Araki, Yoshiyuki Taenaka, Toru Masuzawa, Eisuke Tatsumi, Yoshinari Wakisaka, Masanobu Watari, Takeshi Nakatani, Haruhiko Akagi, Yuzo Baba, Hirofumi Anai, Young Hwan Park, Kazuhiro Eya, Koichi Toda, and Hisateru Takano, Hemolysis and Heat Generation in Six Different Types of Centrifugal Blood Pumps, *Artificial Organs* 19(9):928-932, Blackwell Science, Inc., Boston 01995, *International Society for artificial organs*
- [4-3] J E.F. Bernstein, L.C. Cosentino, S. Reich, P. Stasz, I.D Levine, D.R. Scott, F.D. Dorman and P.L. Blackshear Jr., A compact, low hemolysis, nonthrombogenic system for non-thoracotomy prolonged left ventricular bypass, *ASAIO Trans.*, 20 ( 1974) 643-652.
- [4.4] R. Yozu, L.A.R. Golding, G. Jacobs, H. Harasaki and Y. Nose, Experimental results and future prospects for a nonpulsatile cardiac prosthesis, *World J. Surg.*, 9(1) (1985) 116-127.
- [4.5] Y. Ohara and Y. Nose, The next generation Baylor C-Gyro Pump: antithrombogenic free impeller design for long-term centrifugal VAD, *Artif. Organs* 18(3) (1994) 238-243.
- [4.6] Y. Taenaka, E. Tatsumi, H. Nakamura, T. Nakatani, A. Yagura, H. Sekii, E. Sasaki, H. Akagi, M. Goto and H. Takano, Physiologic reactions of awake animals to an immediate switch from a pulsatile to nonpulsatile systemic circulation, *ASAIO Trans.*, 36 ( 1990) M541-M544.
- [4.7] K. Araki, Y. Taenaka, T. Masuzawa, K. Inoue, T. Nakatani, M. Kinoshita, H. Akagi, Y. Baba, Y. Matsuo, M. Sasaki, H. Anai and H. Takano, A flow visualization study of centrifugal blood

- pumps developed for long-term usage, *Artific. Organs*, 17(5) ( 1993) 307-312.
- [4.8]** T. Akamatsu, T. Nakazeki and H. Itoh, Centrifugal blood pump with a magnetically suspended impeller, *Artific. Organs* 16(3) ( 1992) 305-307.
- [4.9]** T. Yamane, T. Ikeda, T. Tsutsui and T. Jikuya, Fundamental characteristics of the mono-pivot magnetic-suspension centrifugal blood pump, &n. J. *Artific. Organs*, 24 (in press)
- [4.10]** K. Mizuguchi, G.A. Damm, R.J. Bozeman, J.W. Akkerman, G.S. Aber, P.A. Svejksky, J.W. Bacak, Y. Orime, S. Takatani, Y. Nose, G.P. Noon and M.E. DeBakey, Development of the Baylor/NASA axial flow ventricular assist device: in vitro performance and systematic hemolysis test results, *Artific. Organs* 18(1) ( 1994) 32-43.
- [4.11]** Y. Mitamura, R. Yozu, T. Tanaka and K Yamazaki, The Valvo-Pump, an axial, nonpulsatile blood pump, *ASAIO Trans.*, 37 ( 199 1) M5 I& M512.
- [4.12]** K. Yamazaki, M. Umezu, H. Koyanagi, M. Kitamura, K. Eishi, A. Kawai, O. Tagusari, H. Niinami, T. Akimoto, C. Nojiri, K. Tsuehiya, T. Mori, H. Iiyama and M. Endo, A miniature intraventricular axial flow blood pump that is introduced through the left ventricular apex, *ASAIO J.*, 38 (1992) M679-M683.
- [4.13]** T. Masuzawa, Y. Taenaka, M. Kinoshita, T. Nakatani, H. Akagi, H. Takano, Y. Fukui, H. Sasagawa and K. Takahashi, A motor integrated regenerative pump as the actuator of an electrohydraulic totally implantable artificial heart, *ASAIO J.*, 38 ( 1992) M232-M236.
- [4.14]** A.J. Stepanoff, Centrifugal and axial flow pumps, Krieger, Malabar, FL, 2nd edn., 1993, pp.69-89.
- [4.15]** Δ.Ε. Παπαντώνη, Υδροδυναμικές μηχανές Αντλίες Υδροσρόβιλοι, Εκδόσεις Συμewων, σελ128-131

- [4.16]** K.X. Qian, K.D. Pi, Y.P. Wang, M.J. Zhao, *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs*, 33, pp 704-707 (1987)
- [4.17]** K. Affeld, *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs*, 32, pp 269-273 (1986)
- [4.18]** R.M. Bolman and J.L. Coc, *Ann. Thorac. Surg.*, 47, pp 108-112 (1989)
- [4.19]** M. Dixon, L.R. Kao and G.J. MacGovern, *J. Extra-Corp. Technol.*, 18, pp 117-121 (1986)
- [4.20]** B.P. Griffith, B.W. Shaw and R.L. Hardesty et al, *Surg. Gynecol. Obstet.*, 160, 271-274 (1985)
- [4.21]** Y. Morsi, W. Yang, P.J. Witt, A. Ahmed, M. Umezu, Numerical analysis of the flow characteristics of rotary blood pump, Swinburne University of Technology, Australia, *J Soc. of Artif Organs* (2001) 4:54-60
- [4.22]** Hellums GD, Brown CH, Blood cell damage by mechanical forces In: Wang V, Normann NA (eds) *Cardiovascular flow dynamics and measurement*. Baltimore: University Park Press, 1977; 799-823
- [4.23]** Golding LB, Groves LK, Peters M, Jacobs G, Sukalac R, Nose Y, Loop FD. Initial clinical experience with a new temporary left ventricular assist device. *Ann Thorac Surg* 1980;29:66-69
- [4.24]** Baldwin JT, Deutsch S, Geselowitz DB, Tarbell JM. Estimation of Reynolds stresses within the Penn State left ventricular assist device. *Trans ASAIO* 1990;36:M274-M278
- [4.25]** Jin W, Clark C. Experimental investigation of unsteady flow behaviour within a sac-type ventricular assist device (VAD). *J Biomech* 1993;26:697-707
- [4.26]** Wernicke J, Metier D, Mizuguchi K, Damm G, Aber G, Benkowski R, Nose Y, Noon G, DeBakey M. A fluid dynamic analysis using flow visualisation of the Baylor/NASA implantable axial flow blood pump for design improvement.

Artif Organs 1995;19:161-177

- [4.27]** Yamane T, Asztalos B, Nishida M, Masuzawa T, Takiura K, Taenaka Y, Konishi Y, Miyazone Y, Ito K. Flow visualisation for saving the number of hemolysis tests in the development of centrifugal blood pump. *Artif Organs* 1998;22:375-380
- [4.28]** Takiura K, Masuzawa T, Endo S, Wakisaka Y, Tatsumu E, Taenaka Y, Takano H, Yamane T, Nishida M, Asztalos B, Konishi Y, Miyazoe Y, Ito K. Development of design methods of a centrifugal blood pump with in vitro tests, flow visualisation and computational fluid dynamics: results in hemolysis tests. *Artif Organs* 1998; 22:393-398
- [4.29]** Schima H, Huber L, Glekas JP, Siegl H, Muller MR, Wieselthaler G, Losert U, Thoma H, Wolner E. Three approaches for flow evaluation in centrifugal blood pumps: numerical calculation, visualization and in-vitro thrombus formation (abstract). *Artif Organs* 1993;17:471
- [4.30]** M.L.J. Rose, T.G. Mackay, D.J. Wheatley Evaluation of four blood pump geometries: fluorescent particle flow visualization technique, University Department of Cardiac Surgery, *Medical Engineering & Pphysics* 22;201-214 (2000)
- [4.31]** Treichler J, Rosenow SE, Datum G, Naito K, Ohara Y, Mizuguchi K, Makinouchi K, Takatani S, Nose Y. A fluid dynamic analysis of a rotary blood pump for design improvement. *Artif Organs* 1993;17:797-808
- [4.32]** Pinotti M, Panone N, Tomasini EP. Laser Doppler velocity measurements in a centrifugal ventricular assist device. In: Durao DFG, Heitor MV (eds) *Proceedings of the 7th International Symposium on Applications of Laser Techniques to Fluid Mechanics*. Lisbon, Portugal: Instituto superior Tecnico 1994;321-325
- [4.33]** Pinotti M, Paone N. Estimating mechanical blood trauma in a centrifugal blood pump: laser doppler anemometer

measurements of the mean velocity field. *Artif Organs* 1996;20:546-552

- [4.34]** Nishida H, Yamaki F, Naktani H, Endo M, Koyanagi H, Oshiyama H, Horiuchi K, Kijima T, Nojiri C, Fukasawa H, Akutsu T. Development of the Terumo Capiox centrifugal pump and its clinical application to open heart surgery: a comparative study with the roller pump. *Artif Organs* 1993; 17:323-327
- [4.35]** Bludszweit C. Three-dimensional numerical prediction of stress loading of blood particles in a centrifugal pump. *Artif Organs* 1995;19:590-596
- [4.36]** Miyazoe Y, Sawairi T, Ito K, Yamane T, Nishida M, Asztalos B, Masuzawa T, Tsukiya T, Endo S, Taenaka Y. Computational fluid dynamics analysis to establish the design process of a centrifugal blood pump: Second report. *Artif Organs* 1999;23:762-768
- [4.37]** AEA Technology, CFX 4.1 Flow Solver User Guide, Harwell Laboratory, UK, 1995
- [4.38]** Morsi YS, Holand PG, Clayton BR. Prediction of turbulent swirling flows in axisymmetric annuli. *J Appl Math Model* 1995; 19:M613-M620
- [4.39]** E.G. Perpetuo Bock,A.J. Pazin de Andrade,E.A. Eugenio Wada,J.W.Gomes da Fonseca,J Leme,D.E.c.Nikolosi,J.F. Biscegli,A.C.Foseca de Arruda, A New Concept of centrifugal blood pump using pivot bearing system: the conversion of the spiral pump inlet port, *Technology meets Surgery International*, July 18-19, 2005 Sao Paolo
- [4.40]** G.W.Burgreen,H.M.LoreeII,K.Bourque,C.Dague,V.Poirier,D. Farrar,E.Hampton,Z.Jon Wu,T.M. Gempp,R.Schoeb, Computational Fluid Dynamics Analysis of a Maglev Centrifugal LVAD, *Art.Organs* 28(10):874-880 (2004)
- [4.41]** Y.Takami, G. Otsuka, J.Mueller, Y.Ohashi, E.Tayama, H.

Schima, H.Schmallengger, E.Wolner, Y.Nose, Flow characteristics and required control algorithm of an implantable centrifugal LVAD, *Heart Vessels* 12:92-97 (1997)

- [4.42]** K.S. Ong, L.p.Chua,S.C.M. Yu, In-vitro study of a bio-centrifugal ventricular assist device model, Proceedings of the 10<sup>th</sup> Asian Congress of Fluid Mechanics 17-21 May 2004, Shri Lanka
- [4.43]** Said Jahanmir, Andrew Z. Hunsberger, Zhaohui Ren, Hooshang Heshmat, Crystal Heshmat, Michael J. Tomaszewski, and James F. Walton, Design of a Small Centrifugal Blood Pump WithMagnetic Bearings, *Artificial Organs* 33(9):714–726, Wiley Periodicals, Inc.© 2009, Copyright the AuthorsJournal compilation © 2009, International Center for Artificial Organs and Transplantation and Wiley Periodicals Inc
- [4.44]** G. Song, L.P.Chua, T.M.Lim, Numerical study of a centrifugal Blood Pump with different impeller profile, School of Mechanical and Aerospace Engineering, Nanyang Technological University, Singapore, *ASAIO Journal* 2010; 56:000-000 (September 2009)
- [4.45]** S.Ichikawa, K.Watanabe,Y.Nose, The fourth generation centrifugal blood pump, *J Artif Organs* (2002) 5:208-210
- [4.46]** Z.J. Wu,K.Gottlieb, G.W. Burgreen, J.A. Holmes, D.C.Borzelleca, M.V. Kameneva,B.P.Griffith, J.F.Antaki, Investigation of fluid dynamics within a miniature mixed flow blood pump, *Experiments in Fluids* 31 (2001)615-629 Springer Verlag
- [4.47]** YE Liang, LIU Zhong-min, Design of implantable axial flow blood pump and numerical studies on its performance, *ScienceDirect J of Hydrodynamics* (2009),21(4):445-452
- [4.48]** Jarbas J. Dinkhuysen; Aron José Pazin de Andrade;



Ricardo Manrique; Claudia Sanches; Medina Saito;  
Juliana Leme; Francisco Biscegli Spiral blood pump:  
conception, development and clinical application of  
the original project, Revista Brasileira de Cirurgia  
Cardiovascular vol.22 no.2 São José do Rio  
Preto Apr./June 2007