

ΕΚ ΤΟΥ DEPARTMENT OF SURGERY, HARVARD MEDICAL SCHOOL,
HARVARD SURGICAL UNIT, BOSTON CITY HOSPITAL, BOSTON, MASS.
ΔΙΕΥΘΥΝΤΗΣ: Ο ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ W. V. McDERMOTT, Jr., M.D.

CARDIOVASCULAR DIVISION, SEARS SURGICAL LABORATORIES, HARVARD SURGICAL UNIT,
BOSTON CITY HOSPITAL, BOSTON, MASS ΔΙΕΥΘΥΝΤΗΣ: Ο ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ J. C. NORMAN, M.D.

ΠΥΡΗΝΙΚΟΝ ΣΥΣΤΗΜΑ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ ΔΙ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΟΥΣ ΒΟΗΘΗΤΙΚΑΣ ΤΗΣ ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΑΣ ΣΥΣΚΕΥΑΣ

ΥΠΟ
ΠΑΝΑΓΙΩΤΟΥ Ι. ΑΣΗΜΑΚΟΠΟΥΛΟΥ
ΙΑΤΡΟΥ

ΔΙΑΤΡΙΒΗ ΕΠΙ ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΑ

ΑΘΗΝΑΙ 1978

THE KENTUCKY HISTORICAL SOCIETY
HAS THE HONOR TO ANNOUNCE THAT
THE 1911-1912 SEASON'S EXHIBITION
WILL BE OPENED ON MONDAY, SEPTEMBER 10, 1912.

THE EXHIBITION WILL BE HELD IN THE
GALLERY OF THE SOCIETY BUILDING,
COLUMBIA UNIVERSITY, COLUMBIA, MISSOURI.

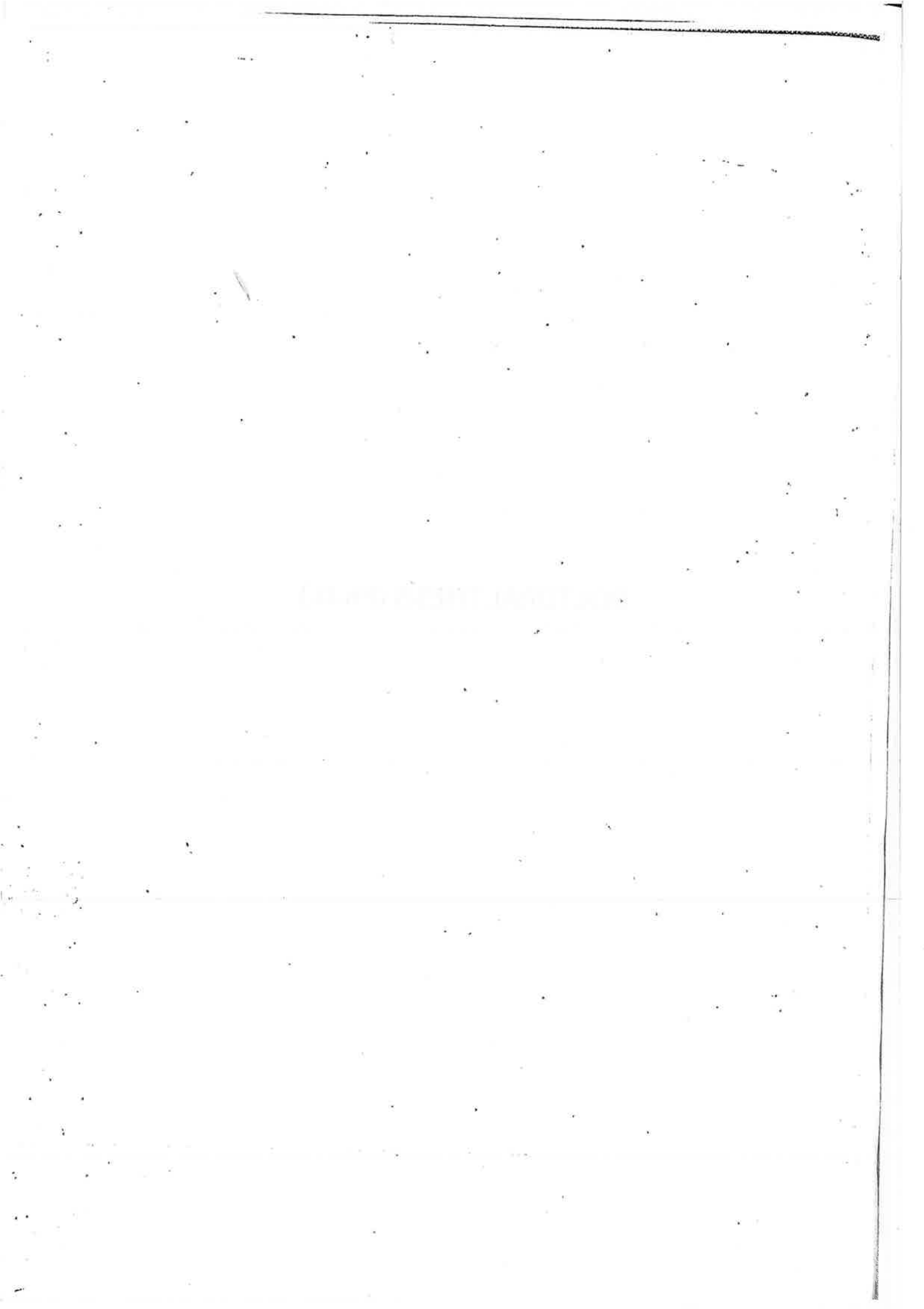
THE KENTUCKY HISTORICAL SOCIETY
IS PLEASED TO ANNOUNCE THAT
THE 1911-1912 SEASON'S EXHIBITION
WILL BE OPENED ON MONDAY, SEPTEMBER 10, 1912.

THE KENTUCKY HISTORICAL SOCIETY
HAS THE HONOR TO ANNOUNCE THAT
THE 1911-1912 SEASON'S EXHIBITION
WILL BE OPENED ON MONDAY, SEPTEMBER 10, 1912.

THE KENTUCKY HISTORICAL SOCIETY

THE KENTUCKY HISTORICAL SOCIETY

DOCTORAL THESIS (Ph.D.)



FROM THE DEPARTMENT OF SURGERY, HARVARD MEDICAL SCHOOL, HARVARD SURGICAL
UNIT, BOSTON CITY HOSPITAL, BOSTON, MASS.
CHAIRMAN: PROFESSOR W. V. McDERMOTT, Jr., M.D.

CARDIOVASCULAR DIVISION, SEARS SURGICAL LABORATORIES, HARVARD SURGICAL UNIT, BOSTON CITY
HOSPITAL, BOSTON, MASS.
CHAIRMAN: PROFESSOR J. C. NORMAN, M.D.

NUCLEAR (Plutonium-238) POWER SYSTEM FOR IMPLANTABLE ASSIST DEVICES FOR CIRCULATION (ARTIFICIAL HEART)

BY
PANAYIOTIS J. ASIMACOPOULOS
PHYSICIAN

DOCTORAL THESIS (Ph.D.)

ATHENS 1978

THE UNIVERSITY OF CHICAGO
DIVISION OF THE PHYSICAL SCIENCES
DEPARTMENT OF CHEMISTRY
530 SOUTH EAST ASIAN AVENUE
CHICAGO, ILLINOIS 60607
(312) 937-1234
FAX (312) 937-1235
WWW.CHEM.UCHICAGO.EDU

RECEIVED
JAN 10 1997

1000 SOUTH EAST ASIAN AVENUE

CHICAGO, ILLINOIS 60607

SUMMARY

(DOCTORAL THESIS: NUCLEAR SYSTEM FOR ARTIFICIAL HEART)

This thesis in short describes the development status (Biologically and mechanically) of the heart assist system. In vivo experiments with Simulated Thermal System provided the pertinent information for the development and implantation of the nuclear system. For testing the nuclear-powered circulatory assist system has been implanted in calves. The first short-term implant (6 Hours) has demonstrated synchronization of the system with the Biologic left ventricle and feasibility of working as a circulatory assist system.

In brief, the nuclear system consists of two modules: (1) H-TAH pump, accepting blood from the left ventricular apex and propeling it into the descending thoracic aorta, is positioned on the left hemidiaphragm. The pumping chamber has a Dacron flocked surface with inlet and outlet tricuspid valves. The pump also services as a blood-cooled heat exchanger, pressure - volume transformer, a position sensor (a Hall effect sensor provides control information) for the control logic and a compliance system; and (2) a power source (consisting of the ^{238}Pu fuel capsule, Tidal Regenerator Engine, thermoelectric module, and electronic logic) suspended from the left psoas tendon, retroperitoneally.

The left ventricular assist device (LVAD) is hydraulically driven by a high pressure output of the engine (up to 1/100 horsepower). The engine (Tidal Rige-

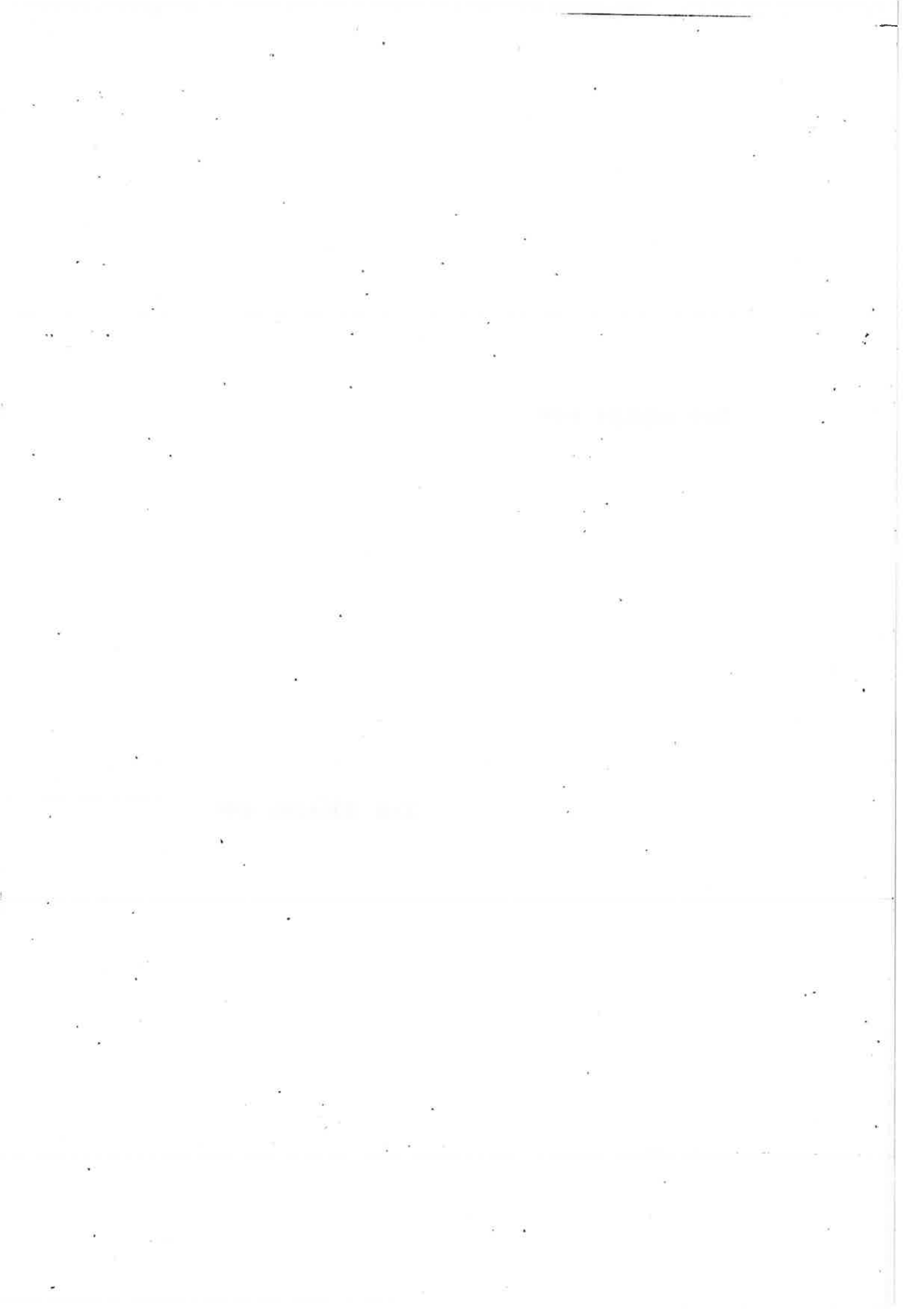
nerator Engine), without valves or sliding seals, is electronically controlled and converts the heat of fission of 120 grams or 1.600 curies of ^{238}Pu oxide (52 thermal Watts) into hydraulic power for driving the blood pump. The blood pumping power is about 10.000 times that required to drive a pacemaker. The engine vaporization requires only 1 drop (0.015 ml) of water.

The TRE pressurization (typically from 5-160 psia) is controlled by an electromechanical actuator (torque motor) coupled to a displacer. The electrical power for the position sensor (Hall effect), electronic logic and actuator is provided by a thermoelectric module interposed between the superheater and the boiler. The T 1/2 of the fuel is 89.0 years. The projected design life to the nuclear system is 10 years. The engine operating temperature is 900°F . Engine efficiencies of $>7\%$ have been achieved.

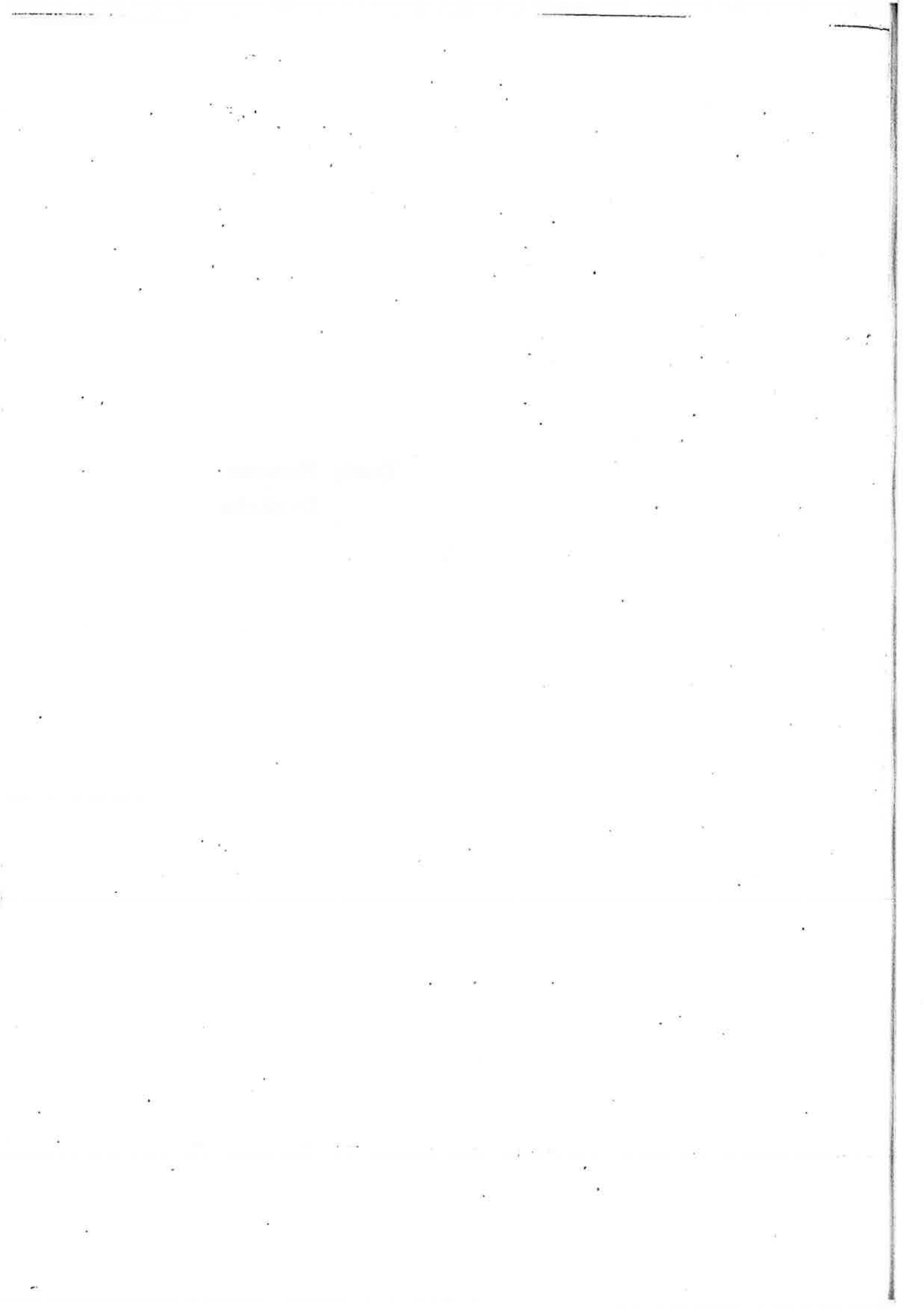
The function of the implantable Plutonium - 238 fueled heart assist system is to assume a large fraction of the work of the natural heart by removing the entire cardiac output of the left ventricle at low pressure and boosting it in pressure so that it can perfuse the systemic circulation.

Στή μητέρα μου

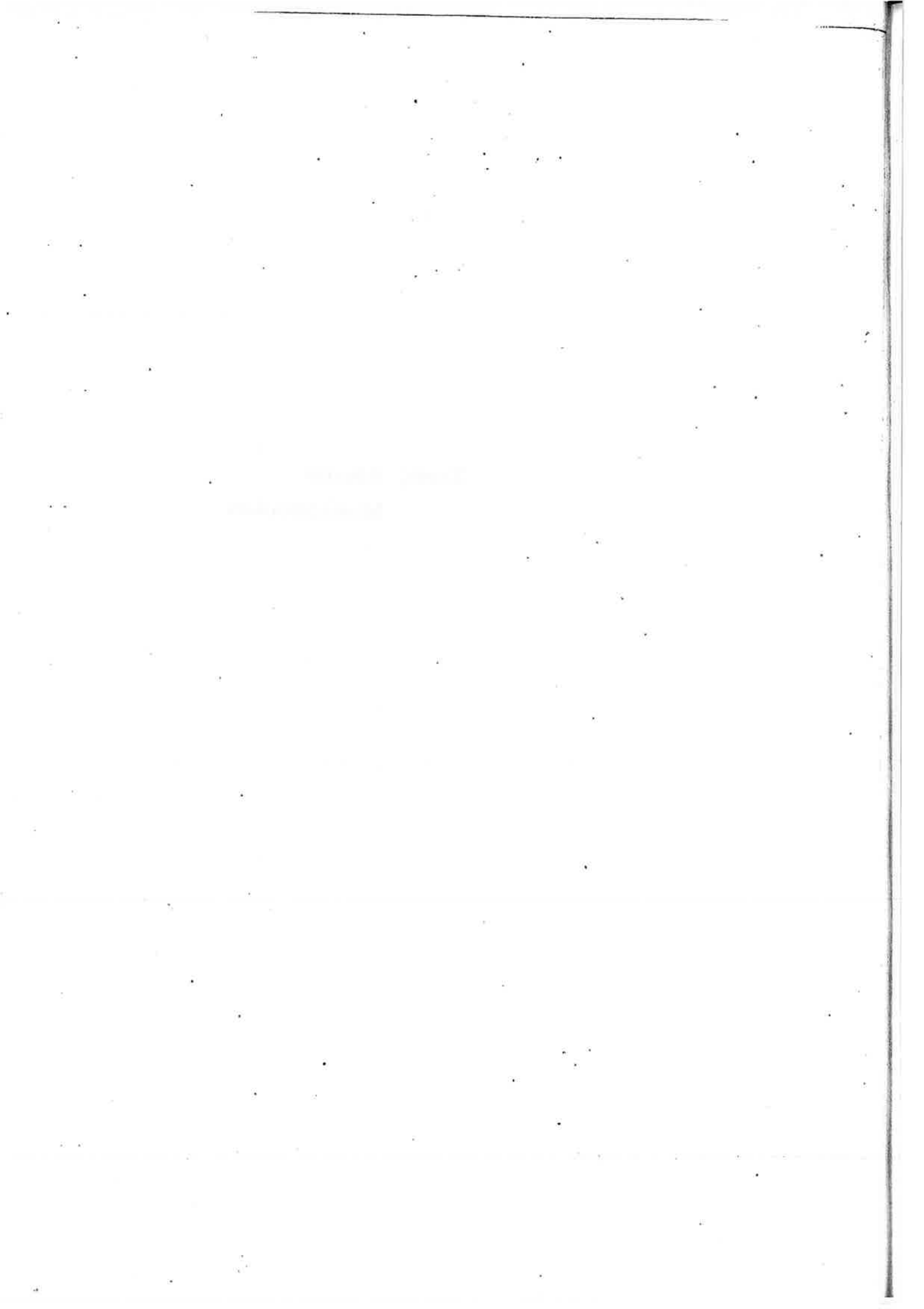
Στά αδέρφια μου



Στούς Norman
Σκαλκέα



Στούς Δάικον
Μουλόπουλον



ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΓΕΝΙΚΟΝ ΜΕΡΟΣ

Άντί Προλόγου	Σελίς
Acknowledgements	15
Βιογραφικόν σημείωμα	17
Κεφάλαιον 1 Αίτιολόγησις τῆς ἐφαρμογῆς μηχανικῆς ὑποστηρίξεως τῆς κυκλοφορίας ἢ ὀλι- κῆς ἀντικαταστάσεως τῆς καρδίας.....	29
Κεφάλαιον 2 Ἱστορία τῆς τεχνητῆς καρδίας (Μηχα- νικῆς ὑποστηρίξεως τοῦ κυκλοφοριακοῦ) .	37
Κεφάλαιον 3 Ταξινόμησις μηχανικῶν μέσων ὑποστη- ρίξεως τοῦ κυκλοφοριακοῦ συστήματος...	45
Κεφάλαιον 4 Σύστημα Τεχνητῆς Καρδίας (Γενεαλογία) .	51
Κεφάλαιον 5 α) Στοιχεῖα ἀνατομικῆς.....	55
β) Στοιχεῖα φυσιολογίας.....	68
γ) Ἀκτινοβολία καὶ βιολογικαὶ ἐπιδρά- σεις.....	76
δ) Στοιχεῖα φυσικῆς.....	77
Κεφάλαιον 6 Προβλήματα ἐγείρομενα κατὰ τὴν ἐφαρ- μογὴν τοῦ συστήματος τῆς τεχνητῆς καρ- δίας.....	80
Κεφάλαιον 7 Αἰτιολόγησις τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας βο- ηθητικῆς ἀντλίας (ἀριστερᾶς κοιλίας- πρὸς- Ἀορτὴν)	87

ΕΙΔΙΚΟΝ ΜΕΡΟΣ

Εἰσαγωγή	95
Περιγραφή τοῦ συστήματος (T.R.E καὶ ἀντλίας αἵματος).	100
Βασικὴ ἰδέα καὶ θεωρητικὴ λειτουργία τοῦ T.R.E....	109

Η-ΤΑΗ Βοηθητική άντλία τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας	123
Πειράματα μέ ὑποκατάστατον θερμικόν Σύστημα (Υ.Θ.Σ.)	132
In Vivo ἐκτίμησης τοῦ ἡμετέρου πυρηνικοῦ συστή- ματος.....	171
Περίληψις εἰς Ἑλληνικὴν	183
Summary.....	187
Βιβλιογραφία	189

ΑΝΤΙ ΠΡΟΛΟΓΟΥ

Ὡς γνωστόν αἱ καρδιαγγειακαὶ νόσοι διεθνῶς ἀποτελοῦν τὴν κυριώτεραν αἰτίαν θανάτου. Στατιστικαὶ ἀναφέρουν ὅτι εἰς τὰς Ἡνωμένας Πολιτείας τῆς Ἀμερικῆς ὑπάρχουν περίπου 1 ἑκατομμύριον θάνατοι, κατ' ἔτος, ἀπὸ πρωταρχικὰς καρδιαγγειακὰς αἰτίας, ἐκ τῶν ὁποίων τὸ ἥμισυ ἀπονέμεται εἰς τὴν στεφανιαίαν ἀρτηριακὴν νόσον.

Ἡ προληπτικὴ Ἱατρικὴ καταβάλλει μεγάλας προσπάθειας διὰ τὴν ὑπερνίκησιν τοῦ προβλήματος αὐτοῦ, ἀλλὰ αὗται δὲν φαίνεται νὰ δίδουν ἀμέσους λύσεις. Διὰ τοῦτο αἱ προσπάθειαι στρέφονται εἰς τὴν ὑποστήριξιν τῆς καρδιακῆς λειτουργίας καὶ τὴν θεραπείαν τῆς καρδιαγγειακῆς νόσου. Αἱ δυνατότητες θεραπείας σήμερον συμπεριλαμβάνουν ἐκτὸς τῶν φαρμακολογικῶν, χειρουργικὰς καὶ μηχανικὰς προσεγγίσεις.

Ἡ μεταμόσχευσις τῆς καρδίας, ἐπιβεβαρυμένη ὑπὸ μερικῶν περιοριστικῶν ἐμποδίων, καὶ ἰδιαιτέρως ἐκ τοῦ λίαν μικροῦ ἀριθμοῦ ἐπιζήσαντων μετὰ τὴν ἐγχείρησιν ἀσθενῶν, μέ τὴν πάροδον τοῦ χρόνου ἐγκαταλείπεται καὶ δίδει τὴν θέσιν τῆς εἰς τὴν ἐξαιρετικῶς ἐλπιδοφόρον, τεχνητὴν καρδίαν.

Ἐπειδὴ τὸ θέμα "τεχνητὴ καρδία" ἐμφανίζεται ἐξαιρετικῶς ἐλπιδοφόρον καὶ εἶναι σχετικῶς ἀνεξερεῦνητον, τὸ Ἑθνικὸν Ἰνστιτοῦτον Καρδίας τῶν Η.Π.Α. "National heart institute" ἤρχισε τὸ 1964 τὸ "Artificial heart Program" διὰ τὴν ἐρευναν τῶν βοηθητικῶν τῆς κυκλοφορίας συσκευῶν, ἀργότερον δὲ τὴν ἐρευναν τῶν τροφοδοτουμένων διὰ πυρηνικῆς ἐνεργείας συσκευῶν μέ τὴν σκέψιν ὅτι, ὅσοι περισσότεροι ἀσθενεῖς κρατοῦνται ἐν τῇ ζωῇ διὰ τῶν φαρμάκων, χειρουργικῶν ἐπεμβάσεων ἢ προσκαίρων βοηθητικῶν συσκευῶν καρδίας, τόσοι θὰ εἶναι ἐκεῖνοι οἱ ὅποιοι θὰ χρειάζονται ὀλικὴν ἀντικατάστασιν καρδίας εἰς τὸ μέλλον.

Ἡ παροῦσα διατριβή ἀποτελεῖ μία συμβολή εἰς τό μέγαλο αὐτό θέμα τῆς τεχνητῆς καρδίας.

Ἐπιθυμῶ νά ἐκφράσω τήν εὐγνωμοσύνην μου πρὸς τόν Διευθυντήν τῆς Harvard Surgical Unit καί Sears Surgical Laboratory τοῦ Boston City Hospital, Dr W.V. McDermott, Jr., τακτικόν καθηγητὴν τῆς Χειρουργικῆς τῆς Ἱατρικῆς σχολῆς τοῦ Πανεπιστημίου τοῦ Harvard διὰ τήν συμπαράστασίν του εἰς τήν ἐπιστημονικὴν μου προσπάθειαν.

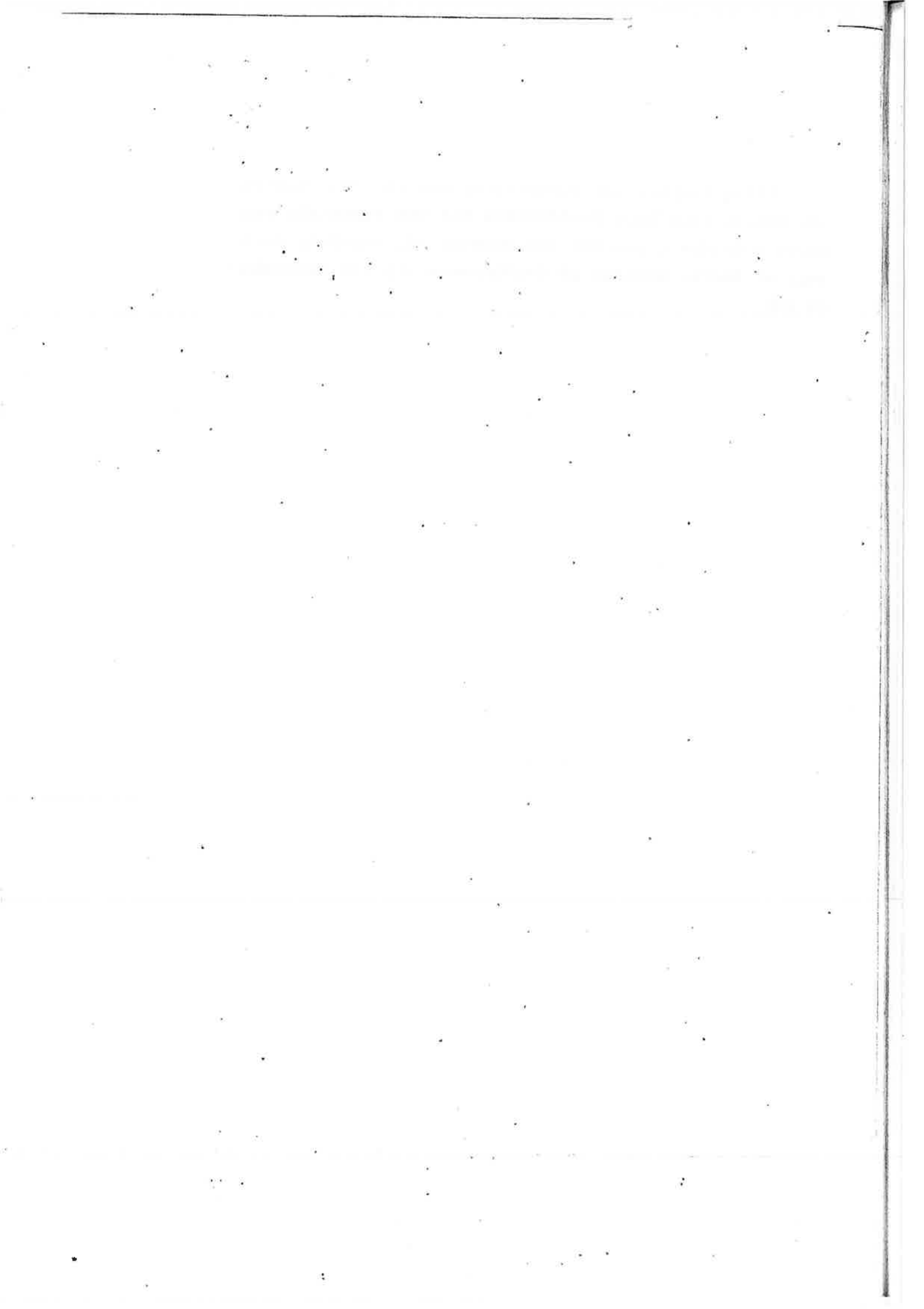
Τόν Διευθυντήν τοῦ Καρδιαγγειακοῦ χειρουργικοῦ τμήματος, Sears Surgical Laboratories, Harvard Surgical Unit, Boston City Hospital, Καθηγητὴν τῆς χειρουργικῆς τῆς Ἱατρικῆς Σχολῆς τοῦ Πανεπιστημίου τοῦ Harvard, Dr. J.C. Norman εὐχαριστῶ, διὰ τήν εὐκαιρίαν τήν ὁποίαν μοῦ ἔδωσεν νά ἐργασθῶ καί νά ἐκπονήσω τήν παρούσαν διατριβὴν εἰς τό παραγωγικόν καί λίαν ἐνδιαφέρον Καρδιαγγειακόν Χειρουργικόν Ἐρευνητικόν ἐργαστήριόν του καί διὰ τό πρὸς ἐμέ ἐνδιαφέρον, τήν ἐνθάρρυνσιν καί τήν καθοδήγησίν του.

Θά ἤθελα ἐπίσης νά εὐχαριστήσω τόν ἐπεκεφαλῆς τῆς ομάδος τῶν μηχανικῶν διὰ τό πρόγραμμα Τεχνητῆς Καρδίας τοῦ Thermo-electron Research and Development Center, Waltham, Mass., USA, Dr. Fred Huffman διὰ τήν ἀπεριόριστον καλωσύνην του καί τήν πολύτιμον βοήθειάν του εἰς τό μηχανολογικόν μέρος τῆς παρούσης ἐρεύνης, καθὼς καί τόν κ. Robert Whalen τοῦ ὡς ἄνω ἐργαστηρίου.

Ὅφειλω εὐχαριστίας εἰς τό πρόσωπικόν τοῦ Sears Surgical Laboratory κ.κ. W.J. Robinson, J.E. Martin, τήν δεσποινίδα Carolyn Cox καί τήν Dr. D. Jeffery διὰ τήν ἀνεκτίμητον προσφοράν των.

Ὅπως ἰδιαιτέρως εὐχαριστῶ τοὺς Καθηγητάς μου Κυρίους Γεώργιον Δαῖκον καί Γρηγόριον Σκαλκέαν, διὰ τὰς θερμὰς συστάσεις τοὺς δι' ἐμέ, εἰς τοὺς ἐν Ἠνωμέναις Πολιτείας καθηγητάς μου.

Τέλος εκφράζω τὰς εὐχαριστίας μου εἰς τὸν Καθηγη-
τὴν Κύριον Σπυρίδωνα Μουλόπουλον διὰ τὰς ἐπωφελεῖς μετ'
αὐτοῦ συζητήσεις μου ἐπὶ τοῦ θέματος τῆς παρούσης ἐρεῦ-
νης, αἱ ὁποῖαι μεγάλως μέ ἐνεθάρρυναν εἰς τὴν προσπάθει-
άν μου.



Acknowledgements

I must express sincere gratitude to Dr. W.V. McDermott, Jr., who kindly gave me the opportunity of working under his leadership at Harvard Surgical Unit, Boston City Hospital, MASS., U.S.A.

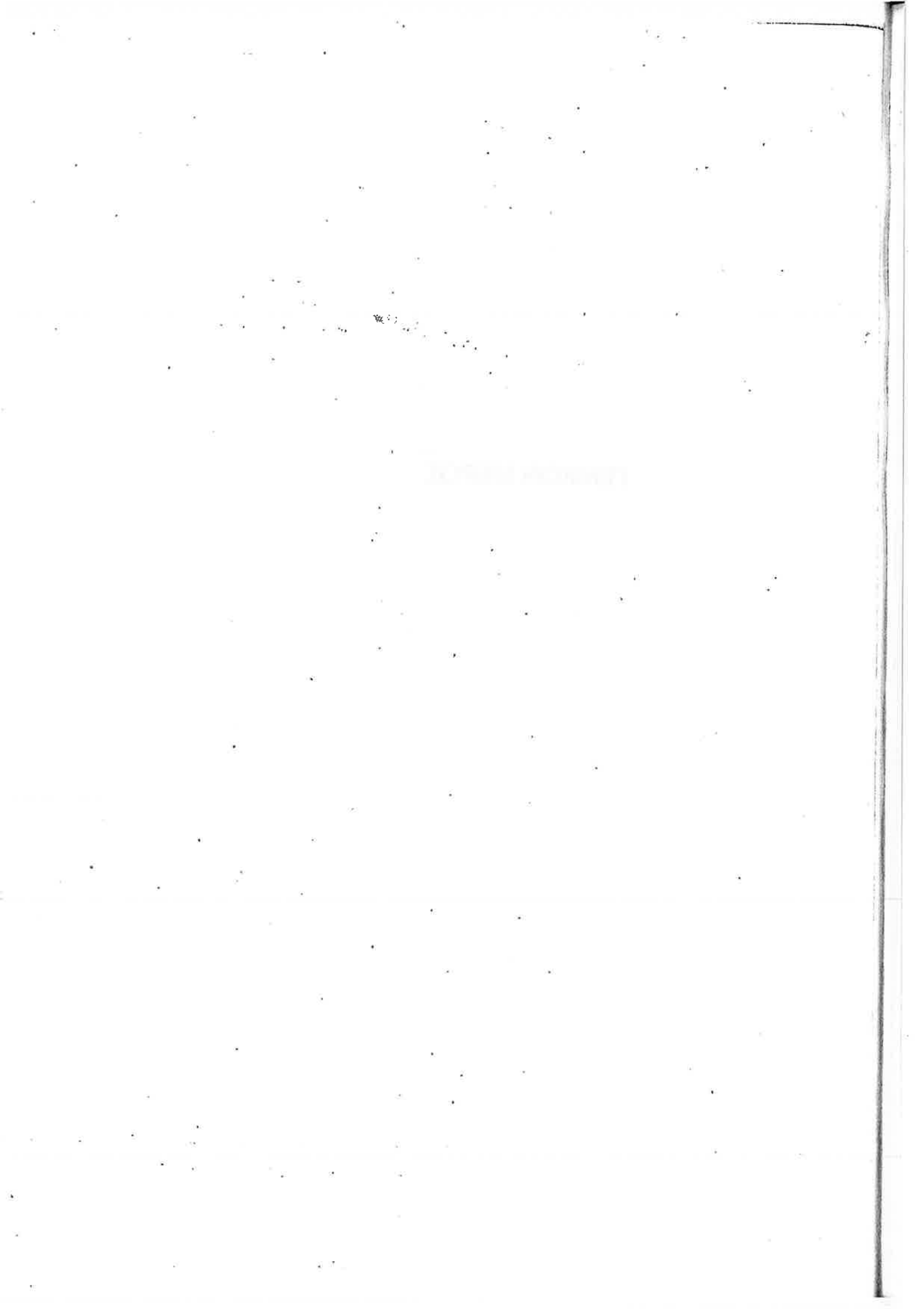
I am grateful for the opportunity of working in the incredibly productive and stimulating laboratory of Dr. John C. Norman at Harvard Surgical Unit, Cardiovascular Division, Sears Surgical Laboratories, Boston City Hospital.

I would like to express my appreciation to Dr. J.C. Norman who helped me with his superb teaching, guidance, encouragement and council to prepare this Thesis.

Similarly, I must also express gratitude to Dr. Fred N. Huffman, head of the Artificial Heart Division of Thermo Electron for the endless kindness, invaluable teaching and assistance.

The author gratefully acknowledges the continuing help, advice and assistance of Dr. W. Hood, Dr. R. Liss, Dr. R. Ponn, Dr. W. Scott, Dr. D. Jeffery, Miss Carolyn Cox, Mr. W. Robinson, Mr. R. Whalen and Mr. James E. Martin.

ΓΕΝΙΚΟΝ ΜΕΡΟΣ



ΚΕΦΑΛΑΙΟΝ 1

ΑΙΤΙΟΛΟΓΗΣΙΣ ΤΗΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΥΠΟΣΤΗΡΙΞΕΩΣ ΤΗΣ ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΑΣ Ἡ ΟΛΙΚΗΣ ΑΝΤΙΚΑΤΑΣΤΑΣΕΩΣ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ

Ἡ ἀρτηριοσκληρυνσις τῶν στεφανιαίων ἀγγείων εἶναι μία νόσο τῆς ἀρχαιότητος, ὅπως τεκμηριοῦται ἀπὸ μίαν μούμιαν 50 ἐτῶν ἀπὸ τὴν ΧΧΙῃν Αἰγυπτιακὴν Δυναστείαν (περίπου 1000 π.Χ.) ἡ ὁποία ἐδειξε πάχυνσιν καὶ ἀποτιτάνωσιν δι' ἀσβεστίου τῶν στεφανιαίων ἀρτηριῶν (1).

Ἀρχαῖοι Αἰγυπτιακοὶ πάπυροι, ἐπιτάφιοι ἀνάγλυφαι καὶ ἐπιτάφια ἀφιερώματα περιέχουν περιγραφὰς στεφανιαίας νόσου καὶ αἰφνιδίου θανάτου (2).

Ἡ νόσος τῶν στεφανιαίων ἀγγείων συνεχίζει νὰ εἶναι ἕνα μέγιστον πρόβλημα καὶ πρὸς τὸ παρὸν εἶναι ἡ ὑπ' ἀριθμὸν πρώτη αἰτία θανάτου εἰς τὰς Ἑνωμένας Πολιτείας τῆς Ἀμερικῆς. Τουλάχιστον 25 ἑκατομ. Ἀμερικανῶν ἔχουν ἀρτηριοσκληρυνσιν τῶν στεφανιαίων ἀρτηριῶν, 900.000 ὑφίστανται ἔμφραγμα μυοκαρδίου ἑκαστον ἔτος, 450.000 ἐξ αὐτῶν ἀποθνήσκουν καὶ 250.000 ποτέ δέν προσεγγίζουν τὸ νοσοκομεῖον (3).

Ὁ Francis D. Moore λέγει (4): εἰς Η.Π.Α. καὶ τὴν Δυτικὴν Εὐρώπην ἡ τῶν στεφανιαίων ἀγγείων νόσος εἶναι μεγάλης σημασίας παρατηρεῖται δέ εἰς τὸ 30% περίπου τοῦ ἄρρενος πληθυσμοῦ, τοῦ πλησιάζοντος τὴν ἡλικίαν τῶν 55 ἐτῶν. Εἰς ἑκαστον ἀσθενῇ ἡ νόσος εἶναι δυναμικὴ, ἀλλάσει καὶ ἀναπτύσσεται ἀπὸ ἔτους εἰς ἔτος.

Ὁ De Bakey ἔγραφε (5): "Τὸ 1966 πάνω ἀπὸ τὸ ἡμισυ ἑκατομμύριον ἀτόμων εἰς τὰς Η.Π.Α. θὰ ἀποθάνουν ἐξ αἰτίας καρ-

διακῆς νόσου καί τό ἕν τέταρτον τοῦ ἐνηλίκου πληθυσμοῦ θά ἀπειλῆται ἀπό τό συμβάν τῆς νόσου αὐτῆς. Τό 1962 τό ποσόν τῶν εὐθέων δαπανῶν καί ἐπὶ πλέον αἱ ἀπώλειαι ἀποδόσεως ὑπό τῶν ἐργατικῶν χειρῶν ὀφειλομένων εἰς καρδιακὴν νόσον, συνεποσοῦντο εἰς 22,4 δισεκατομ. δολλαρίων ἢ 4% τῆς μαζικῆς ἐθνικῆς παραγωγῆς (Gross National Product) τῶν Η.Π.Α. Αὐτά εἶναι θλιβερά γεγονότα τὰ ὅποια δέν δύνανται εὐκόλως νά ἀγνοηθοῦν. Τῷ ὄντι, μᾶς προσφέρουν μεγίστην ὠθησιν νά συνεχίσωμεν καί ἐντείνωμεν τήν προσπάθειαν ἐρεύνης διὰ τήν τεχνητὴν καρδίαν.

Στατιστικά τῆς Ὑπηρεσίας Ὑγείας τῶν Η.Π.Α. (6) δεικνύουν ὅτι εἰς τὰς Ἑνωμένας Πολιτείας ὑπάρχουν περίπου 1 ἑκατομμύριον θάνατοι, ἀνά ἔτος, ἀπό πρωταρχικὰς καρδιαγγειακὰς αἰτίας, τό ἥμισυ ἐξ αὐτῶν ἀπονέμονται εἰς τήν στεφανιαίαν ἀρτηριακὴν νόσον μόνον. Αὐτό ἀνέρχεται εἰς 54% ὅλων τῶν θανάτων εἰς αὐτήν τήν χώραν καί εἶναι ἀσυγκρίτως ἡ πλέον συνήθης αἰτία τῶν θανάτων εἰς τήν Ἀμερικὴν· αὕτη εἶναι ἡ μείζων πηγὴ τῆς νοσηρότητος ὡσαύτως. Τό τοῦ καρκίνου ποσοστὸν εἶναι 16%.

Ἡ ἐθνικὴ ἐπισκόπησις ὑγείας (National Health Survey), τό 1960-62 ἀπεκάλυψεν ὅτι 14.621.000 Ἀμερικανοὶ μεταξὺ τῶν ἡλικιῶν 18 καί 79 εἶχον σαφὴ καρδιακὴν νόσον καί ἄλλα 12.979.000 ὑποψιάζοντο ὅτι εἶχον καρδιακὴν νόσον. Τοῦτο σημαίνει, ὅτι περίπου 25% τῶν Ἀμερικανῶν ἐνηλίκων δυνατόν νά ἔχουν καρδιαγγειακὴν νόσον. Περίπου 2 ἑκατομμύρια ἀτόμων εἶναι σοβαρῶς ἀνάπηροι, λόγω τῆς καρδιακῆς παθήσεώς των καί ἡ Ὁμοσπονδιακὴ Κυβέρνησις πληρώνει περίπου 300 ἑκατομμύρια δολλάρια τό ἔτος διὰ τὰ ἐπιδόματα κοινωνικῆς ἀσφαλίσεως εἰς ἄτομα κάτω τῆς ἡλικίας τῶν 65 ἐτῶν μέ μόνιμον καί ὀλικῶς ἀναπηρικὴν καρδιακὴν νόσον (7).

Εἰς τόν Καναδᾶν (8) πλεῖστα ἄτομα ἀποθνήσκουν ἀπό καρδιακὴν νόσον ἑκαστον ἔτος παρὰ ἀπὸ οἰανδήποτε ἄλλην αἰτία. Τό 1969 π.χ. 76.664 ἐκ τοῦ συνόλου 154.477 θανάτων εἰς τόν Καναδᾶν, ἀπεδόθησαν εἰς καρδιοπαθείας. Αὐταί αἱ στατιστικά

σημαίνουν ότι εάν η καρδιακή νόσος δεν ελεγχθῇ, ένας εἰς τούς δύο Καναδούς προσδοκᾶται νά ἀποθάνῃ ἐξ αὐτῆς.

Συμφώνως πρὸς τὰς στατιστικάς (8), ἡ ἱσχαιμική καρδιακή νόσος μόνον, ἦτο ὑπεύθυνος διὰ τὰς 48.394 ἐκ τῶν 76.664 καρδιαγγειακῶν θανάτων πού συνέβησαν εἰς τόν Καναδᾶν τό 1969. Αἱ στατιστικάί θνησιμότητος παρέχουν μόνον μίαν μερικήν εἰκόνα τῆς σημασίας πού ἡ καρδιακή νόσος ἔχει εἰς τὰ ἄτομα, οἰκογενείας καί τήν κοινωνίαν ἐν τῇ ὁλότητι. Αἱ στατιστικάί νοσηρότητος θά ἔπρεπε ἐπίσης νά ληφθοῦν ὑπ' ὄψιν εἰς τήν ἐκτίμησιν τοῦ μεγέθους τοῦ προβλήματος τῆς καρδιαγγειακῆς νόσου, ἀφοῦ ἡ καρδιακή νόσος εἶναι γενικῶς προοδευτική.

Ἡ καρδιοπάθεια εἶναι ἓνα πρόβλημα μεγάλης ἐθνικῆς (Η.Π.Α.) σπουδαιότητος καί ἀποτελεῖ δημόσιον ἐνδιαφέρον τό νά ἀνακαλύπτονται, ἐπαρκῆ μέσα καί νά ἀντιμετωπίζονται αἱ καρδιακαί παθήσεις. Ἡ τελική λύσις τοῦ προβλήματος εὐρίσκεται εἰς τήν προληπτικήν ἱατρικήν καί πολλάί προσπάθειαι πρέπει νά γίνουν διὰ τήν λύσιν του. Μόλα ταῦτα ἐπειδὴ αἱ ιδέαι τῆς προλήψεως δέν ἔχουν ἀναπτυχθῇ καλῶς μέχρι τοῦδε καί ἐπειδὴ μακρά καθυστέρησις δύναται νά ἀναμένεται μεταξὺ τῆς ἀνακαλύψεως τῶν ἀποτελεσματικῶν προληπτικῶν μέτρων καί τῆς σημασίας των ἐπὶ τοῦ πληθυσμοῦ, γενικῶς εἶναι ἐνδιαφέρον ὥστε αἱ προσπάθειαι νά κατευθύνωνται εἰς τήν ἀνάπτυξιν περισσότερον ἀποτελεσματικῶν μέτρων ἀγωγῆς τῆς καρδιαγγειακῆς νόσου. Δυνατότητες θεραπείας συμπεριλαμβάνουν φαρμακολογικά, χειρουργικά καί μηχανικά προσεγγίσεις. Ἐπειδὴ ἡ τελευταία ἐμφανίζεται ἐξαιρετικῶς ἐλπιδοφόρος καί σχετικῶς ἀνεξερεύνητος, Τό Ἐθνικόν Ἰνστιτούτον Καρδίας ("National Heart Institute") τῶν Η.Π.Α. ἤρχισε τό πρόγραμμα Τεχνητῆς Καρδίας (Artificial Heart Program) τό 1964 (9).

Ὅσον περισσότεροι ἀσθενεῖς διατηροῦνται ἐν τῇ ζωῇ διὰ τῶν φαρμάκων, χειρουργικῶν ἐπεμβάσεων ἢ βοηθητικῶν συσκευῶν καρδίας, τόσοι θά εἶναι ἐκεῖνοι οἱ ὁποῖοι θά χρει-

άζωνται όλικήν αντικατάστασιν καρδιάς (9).

Ο M.E. De Bakey (5) λέγει: 'Υπό τό ευρύτερον πρίσμα της θεραπείας της καρδιακής νόσου, ή τεχνητή καρδιά πρέπει νά θεωρηθῇ ἔν προσωρινόν μέτρον. Τό τελικόν καί ἐπιθυμούμενον μέτρον πρέπει νά εἶναι ἡ πρόληψις. Ἀλλά μέχρι ἐκείνου τοῦ χρόνου ὁπότε θά ἔχωμεν εἰς τάς χεῖρας μας ἐπαρκεῖς πληροφορίας ἀφορῶσας εἰς τήν πορείαν καί ἐξέλιξιν τῆς νόσου καί οὕτω θά εἴμεθα ικανοί νά λάβωμεν προληπτικά μέσα, προσπάθεια πρὸς ἀνάπτυξιν μιᾶς τεχνητῆς καρδιάς εἶναι δικαιολογημένα καί πρέπει νά συνεχισθῇ. Αἰότι καί ἐάν ὅλα τά μέσα τῆς προλήψεως τῆς νόσου θά εἶναι εἰς τήν διάθεσίν μας αὐριον, παραταῦτα ἡ παροῦσα γενεά θά ἔχῃ τήν ἀνάγκη μιᾶς τεχνητῆς καρδιάς τότε, ἐφ' ὅσον δέν ἔτυχε τῶν εὐεργετημάτων τῆς προλήψεως τῆς καρδιακῆς νόσου κατὰ τήν περίοδον πού ἐχρειάζετο.

Ἡ μεταμόσχευσις τῆς καρδιάς εἶναι ἐν τούτοις ἐπιβεβαρυμένη, ὑπὸ μερικῶν περιοριστικῶν ἐμποδίων: ὥς (1) Ἡ προμήθεισις τῶν ὀργάνων τοῦ δότου, (2) ἡ ἐναποθήκευσις καί διατήρησις τῶν ἱστῶν καί (3) ἡ ἀπόρριψις τοῦ μόσχεύματος. Μερικά ἐξ αὐτῶν δύνανται νά ὑπερνικηθοῦν καί ἄλλα ἴσως εἶναι ἀνυπέρβλητα (10).

Ο Lower (11) λέγει, ὅτι εἰς τά μέσα τοῦ ἔτους 1971, 171 μεταμοσχεύσεις καρδιάς εἶχον πραγματοποιηθῇ εἰς 168 ἀσθενεῖς ὑπὸ 59 χειρουργικῶν μονάδων εἰς ὅλον τόν κόσμον, ὁ δέ ὀλικός ἀριθμός ἐπιζησάντων μετὰ τήν ἐγχείρησιν εἶναι ἀπογοητευτικός, μέ μόνον 25 ἐκ τῶν 168 ἀσθενῶν. Περίπου 2/3 ἔχουν ἀποθάνει ἐντός τῶν πρώτων 3 μηνῶν ἐξ ἀπορρίψεως τοῦ μόσχεύματος, λοιμώξεως ἢ ἀπὸ ἐπιπλοκᾶς τῆς ἐπὶ μακρόν ὑφισταμένης καρδιακῆς νόσου των. Μέχρις ὅτου ἀνευρεθῇ ὁ κατάλληλος δότης τό πρόβλημα δύναται προσωρινά νά ἐπιλυθῇ διὰ τῆς ἐφαρμογῆς ὑποβοηθητικῶν τῆς κυκλοφορίας μέσων.

Ο Harken (12) λέγει, ὅτι ὑποβοηθήσεις τῆς λειτουργίας τῆς καρδιάς ἢ τοῦ μυοκαρδίου διὰ βραχείας ἢ μακράς περιόδους εἶναι διαθέσιμος. Τοιαύτη μηχανικὴ ὑποστήριξις δύνα-

ται μερικώς ή όλικώς να αντικαταστήση τήν λειτουργίαν του μυοκαρδίου είτε οριστικώς ή ως υποστήριξις μέχρις ότου υπό άγγειογραφίας και άλλων μέσωσ καταστή δυνατός ο καθορισμός των περιοχών του άγγειακού αποκλεισμού και των περιοχών της ανατρεπτής μυϊκής ισχαιμίας ή νεκρώσεως. Η υποστήριξις υπό των της κυκλοφορίας υποβοηθητικών μέσωσ διά μίαν διαγνωστικήν αποσαγήνισιν δύναται να παραταθῇ μέχρις ότου δοθῇ εύκαιρία δι' ιατρικήν ή χειρουργικήν επέμβασιν.

Είς περίπτωσιν άδυναμίας της καρδίας να επαναλειτουργήσῃ και ούτως να αποσυνδεθῇ ο άσθενής εκ της συσκευῆς εξωσωματικής κυκλοφορίας, μία πρόσκαιρος σύνδεσις τους προς μίαν υποβοηθητικήν της κυκλοφορίας συσκευήν θα ἦτο σωτήριος έως ότου η καρδιά αναλάβῃ μετά από ώρισμένον χρόνον οτε ο άσθενής θα δύναται να αποσυνδεθῇ μονίμως (13).

Μηχανικά υποβοηθητικά της κυκλοφορίας συστήματα (άριστεράς κοιλίας βοηθητική άντλία, άριστεράς και δεξιᾶς κοιλίας βοηθητική άντλία ή όλική της καρδίας αντικατάστασις) παρέχουν τήν δυνατότητα παρατάσεως της ζωῆς ενός μεγάλου αριθμοῦ άσθενών μέ προκεχωρημένας καρδιαγγειακάς νόσους (14).

Μηχανική υποβοήθησις θα έπρεπε πιθανώς να εἶναι ή πρώτη σκέψις όταν μία πραγματικώς μηχανική κάμψις αναπτύσσεται είς ένα υδραυλικόν σύστημα τοιούτον όπως εἶναι τό κυκλοφοριακόν σύστημα (15,16,17).

Έκαστον έτος πλέον των 600.000 ανθρώπων είς τάς Η.Π.Α. αποθνήσκουν εκ νόσου των στεφανιαίων άγγείων. Έχει υπολογισθῇ ότι πλέον από τό ήμισυ αύτοῦ τοῦ αριθμοῦ θα ήδύνατο να σωθοῦν και να επιστρέψουν είς μίαν παραγωγικήν ζωήν διά της ταχείας εφαρμογῆς μιᾶς είτε προσκαίρου ή μονίμου τύπου μηχανικῆς υποβοηθήσεως της κυκλοφορίας (18).

Ένας αριθμός μερικώς ή όλικώς έμφυτευσίμων ηλεκτρικῶν (19,20,21,22,23,23) ή θερμικῶν (25,26,27,28,29) πηγῶν ενεργείας διά τήν τροφοδότησιν τριούτων συσκευῶν υφίστανται έρευναν έντατικήν.

Αἱ μὲν συσκευαί αἱ ὁποῖαι δὲν ἔχουν ἐμφυτεύσιμον πηγὴν ἐνεργείας στεροῦν τὸν φέροντα ἀπὸ κάποιον βαθμὸν ἐλευθερίας αἱ δὲ μὲ ἐμφυτεύσιμον ἀλλὰ ἠλεκτρικὴν ἐνέργειαν χρειάζονται ἐπανοφόρησιν κατὰ τακτὰ χρονικὰ διαστήματα.

Εἰς τὴν κατηγορίαν τῶν ὀλικῶς ἐμφυτευσίμων θερμικῶν πηγῶν ἐνεργείας ἡ χρῆσις τοῦ ραδιοϊσοτόπου Πλουτώνιον - 238, ὡς μιᾶς θερμοπυρηνικῆς πηγῆς ἐνεργείας εἶναι πολὺ ἐλκυστικὴ διότι (30) ἔχει:

- (1) Ὑψηλὴ πυκνότης ἐνεργείας (High energy density) 3,5 watts/cc.
- (2) σχετικῶς χαμηλὴν ἀπόδοσιν ἀκτινοβολίας
- (3) μακρὸν χρόνον λειτουργίας (χρόνος ὑποδιπλασιασμοῦ = 89,5 ἔτη) καὶ ὡς ἐκ τούτου δὲν ἀπαιτεῖται ἐπαναφόρτησις
- (4) σχετικῶς χαμηλὴν τιμὴ (\$ 1.000/gram).

Ὑπάρχουν βεβαίως ἐνδεχόμενοι κίνδυνοι μὲ τὴν χρῆσιν τοιούτων θερμοπυρηνικῶν πηγῶν ἐνεργείας, π.χ. ἡ δυνατότης ἐπιβλαβῶν ἀποτελεσμάτων ἐκ τῆς ἐπὶ μακρὸν ἐνδοσωματικῆς θερμότητος καὶ ἀκτινοβολίας. Τὰ προβλήματα τῆς ἐνδογενοῦς θερμότητος καὶ ἀκτινοβολίας ἔχουν ὑπάρξει τὰ ἀντικείμενα συνεχῶν ἐρευνῶν ἐπὶ μακρὸν εἰς τὸ ἡμέτερον ἐργαστήριον, (Sears Surgical Laborator, Harvard Surgical Cluit, Boston City Hospital).

Ὁ M.E. De Bakey λέγει (5): "Ἀπαξ εἶναι διαθέσιμος διὰ χρῆσιν εἰς ἄνθρωπον ἡ τεχνητὴ καρδία θὰ ἀπαιτήσῃ μελέτη ἢ ὁποῖα θὰ προσκρούσῃ εἰς τὴν σκέψιν καὶ τὴν συνείδησιν ὄχι μόνον ἰατρῶν ἀλλὰ ἐπίσης φιλοσόφων, θεολόγων, κοινωνιολόγων, ἀνθρώπων τοῦ δικαίου καὶ ἄλλων πολλῶν. Ἀπὸ τὸ ἓνα μέρος ἔχομεν τὸ ἐργαλεῖον καὶ ἀπὸ τὸ ἄλλο τὸν ὑποψήφιον. Θὰ ἔπρεπε αὕτη ἡ τὴν ζωὴν σώζουσα συσκευή νὰ γίνῃ διαθέσιμος εἰς κάθε ἀσθενῇ, ἀκόμη καὶ διὰ τὸ χωρὶς ἐλπίδα θῦμα ἐγκεφαλικοῦ ἀγγειακοῦ ἐπιδιοδίου (Stroke), καρκίνου ἢ βαθέος γήρατος; Ἡ θὰ ἔπρεπε ἓν ἀκαμπτὸν καὶ περιοριστικόν

κριτήριο δια τήν χρῆσιν νά σκιαγραφηθῇ;

Πότε καί πῶς κανεῖς ὀρίζει θάνατον ὀφειλόμενον εἰς ἄλλας αἰτίας; Καί ποῖος ἀποφασίζει πότε νά σταματήσῃ τήν παροχήν ἐνεργείας εἰς τοιαύτας περιπτώσεις;

Τέλος περαίνοντες τοῦτο τό κεφάλαιον, θά ἀναφέρωμεν ὡς μίαν σύνοψιν τάς ἐνδείξεις καί ἀντενδείξεις τῆς ἐφαρμογῆς μηχανικῶν μέσων πρὸς ὑποστήριξιν τῆς κυκλοφορίας:

Ἐνδείξεις καί ἀντενδείξεις τῶν μηχανικῶν μέσων ὑποστήριξεως τοῦ κυκλοφοριακοῦ (31).

Ἐνδείξεις

Τρέχουσai

1.- Καρδιογενές shock δευτερογενῶς:

A. Ὁξέος ἐμφράγματος τοῦ μυοκαρδίου.

B. Δυσπραγία μυοκαρδίου μετὰ ἀπό καρδιακὴν χειρουργικὴν επέμβασιν.

2.- Ὁξεία καρδιακὴ ἀνεπάρκεια μὴ ὑπακούουσα εἰς τὴν φαρμακευτικὴν θεραπείαν.

3.- Ὑποτροπιάζουσα καί τὴν ζωὴν ἐπαπειλοῦσα κοιλιακὴ ἀρρυθμία μὴ ὑπακούουσα εἰς φαρμακολογικὴν θεραπείαν.

4.- Βαρεῖα, τριῶν στεφανιαίων ἀγγείων, χρόνιος ἀσθενεία.

Δυνητικαί

1.- Ὑποστήριξις τοῦ κυκλοφορικοῦ ἀσθενῶν πρὶν ἀπὸ μίαν ὀλικὴν καρδιακὴν ἀντικατάστασιν.

2.- Σύνδρομα στήθαγκης (ἀσταθῆ, "πρὸ ἐμφράγματος") (; προάγει παράπλευρον κυκλοφορίαν).

3.- Ὁξύ ἐμφράγμα μυοκαρδίου (; ἐλαττώνει μέγεθος ἐμφράγματος)

Ἀντενδείξεις

1.- Μὴ ἀναστρέψιμος ἐγκεφαλικὴ βλάβη.

2.- Χρόνιος τελικοῦ σταδίου καρδιακὴ νόσος (π.χ. μυοκαρδιοπάθεια).

3.- Βαρεΐα σχετιζομένη νόσος.

4.- Άνεπαρκής άορτική βαλβίς.

ΚΕΦΑΛΑΙΟΝ 2

ΙΣΤΟΡΙΑ ΤΗΣ ΤΕΧΝΙΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ (ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΥΠΟΣΤΗΡΙΞΕΩΣ ΤΟΥ ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΑΚΟΥ)

Τά τεχνητά ὄργανα καί ὡς ὑποβοηθητικά συσκευαί καί ὡς συσκευαί ἀντικαταστάσεως ἔχουν ἱστορίαν τόσον παλαιάν ὥσον καί ἡ ἱστορία σχεδόν τοῦ ἀνθρώπου. Πολύ πρὶν ἀρχί-
σῃ ὁ Δυτικὸς Πολιτισμὸς, τεχνητά ὄργανα ἐνός ἢ ἄλλου εἴ-
δους κατασκευάζοντο εἰς τὴν Ἀσίαν, Ἰνδίας καί Μέσην Ἀ-
νατολήν διὰ τὴν ἀντικατάστασιν τμημάτων τοῦ σώματος τὰ ὁ-
ποῖα εἶχον ἀπωλεσθῇ λόγῳ ἀσθενείας ἢ τραύματος (32).

Τὸ ὄνομα τοῦ Gibbon θά ἀναγνωρίζεται διὰ πολλὰς δεκα-
ετίας. Τὸ 1937 ἐπαρουσίασε μίαν ἀνακοίνωσιν διὰ τὴν τεχνη-
τὴν διατήρησιν τῆς κυκλοφορίας κατὰ τὴν διάρκειαν πειρα-
ματικῆς ἀποφράξεως τῆς πνευμονικῆς ἀρτηρίας. Αὐτὸς ὁ πρω-
τοπόρος τῆς ἐργασίας εἰς τὸ ἐργαστήριον ἐγίνε πρωτοπόρος,
καί εἰς τὴν χειρουργικὴν αἰθούσαν ὅταν εἰς τὰς 6 Μαΐου
1953 ἐπιτυχῶς ἐκλείσεν ἓνα εὐρὺ ἔλλειμα μεσοκολπικοῦ δια-
φράγματος εἰς μίαν νέαν 18 ἐτῶν, διὰ καρδιο-πνευμονικῆς πα-
ρακάμψεως διὰ τῆς χρησιμοποίησεως τῆς μηχανῆς "πνεύμων -
- καρδία" (33,34,35).

Ὁ πρῶτος ἐρευνητὴς ποὺ ἐπεχείρησε νὰ ἐμφυτεύσῃ μηχαν-
νικὴν καρδίαν ἐντὸς τοῦ σώματος, ἦτο ἓνας Ρῶσος ὀνόματι
Demikhov (36). Εἰς τὸ βιβλίον του ὁ Demikhov (37) περιγράφει
τὰ πρῶτα του πειράματα:

"Ἐν ὧσιν τοῦ γεγονότος ὅτι ἡ καρδία εἰς τὴν φυ-
σικὴν τῆς κατάστασιν εἶναι μία ζῶσα ἀντλία, εἴ-
χομεν τὴν ἰδέαν νὰ ἐπιχειρήσωμεν νὰ ἀντικατα-
στήσωμεν τὴν καρδίαν ὑπὸ μιᾶς μηχανικῆς ἀντλίας.
Δι' αὐτόν τὸ σκοπὸν, τὸ 1937, ἡμεῖς ἐπενοήσαμεν καί

κατεσκευάσαμεν μίαν συσκευήν, εἰς τό μέγεθος τῆς φυσικῆς καρδίας, συνισταμένην ἀπό 2 γειτονικὰς μέ μεμβράνην ἀντλίας, αἱ ὁποῖαι ἐπιτελοῦν τὰς λειτουργίας τῶν κοιλιῶν τῆς καρδίας. Ἡ συσκευή ἐτοποθετήθη ἐντός τοῦ θώρακος τοῦ κυνός εἰς τήν θέσιν ἀπό τήν ὁποίαν αὐτή καθ' ἑαυτή ἡ καρδιά τοῦ κυνός ἀφηρέθη. Ὁ ἄξων τῆς συσκευῆς ἐξήχθη διὰ μέσου τοῦ τοιχώματος τοῦ θώρακος διὰ τήν σύνδεσιν του πρὸς ἓνα ἠλεκτρικόν κινητήρα. Ἀφοῦ ὁ ἄξων ἐξῆλθεν, τό θωρακικόν τοίχωμα συνερράφη ἐρμητικῶς. Ἐπετελέσαμεν 3 πειράματα κατ' αὐτόν τόν χρόνον καί ἐπὶ πλέον 5 τό 1958.

Μία τεχνητή κυκλοφορία διετηρήθη ἐπὶ 51/2 ὥρας εἰς ἓναν σκύλο (χωρίς τήν ἰδικήν του καρδίαν) καί ὅλα τὰ σημεῖα τῆς ζωῆς παρατηρήθησαν.

Ἀπ' ὅτι εἶναι γνωστόν ὁ Demikhov δέν ἔχει περαιτέρω ἐξακολουθήσει τήν ἐργασίαν του.

Εἰς τὰς Ἠνωμένας Πολιτείας ἡ πρώτη πρότασις διὰ μίαν τεχνητὴν ἀντλίαν αἵματος διὰ μόνιμον ἐμφύτευσιν εἰσῆχθη ὑπὸ τοῦ Salisbury τό 1957 (38). Εἰς τήν Προεδρικήν του προσφώνησιν εἰς τήν Ἀμερικανικὴν Ἐταιρείαν διὰ Τεχνητὰ Ἐσωτερικά Ὁργανα. Οὗτος περιέγραψε τοὺς ὑδραυλικῶς ὁδηγούμενους U - σχήματος - συμπιεστάς, ἐκ Silastic κοιλίας καί πιθανὰς μεθόδους διὰ νὰ προσφερθῇ ἰσχύς πρὸς λειτουργίαν των.

Ἡ ἔννοια τοῦ μέ διαφορὰν φάσεως (Counterpulsation), τήν φυσικὴν καρδίαν λειτουργοῦντος ὑποβοηθητικοῦ τῆς καρδίας συστήματος κατενοήθη τό πρῶτον ὑπὸ τοῦ Harken (39, 39α) τό 1958 καί ἀργότερον ὑπὸ τοῦ Claus (39β). Δηλαδή ἡ ὑποβοηθητικὴ τῆς καρδίας συσκευή παράγει ἓνα παλμικόν κύμα μεταξὺ δύο καρδιακῶν παλμῶν κατὰ τήν διάρκειαν τῆς διαστολῆς ἀπομακρύνοντας αἷμα ἐκ τῆς ἀορτῆς.

Τό 1958 ὁ Kusserow περιέγραψεν τήν πρώτην ἑνδο - κοιλιακὴν ἀντλίαν διὰ νὰ παράσχῃ μερικὴν λειτουργίαν διὰ τήν

δεξιάν πλευράν τῆς καρδίας (40).

Ἐπίσης τό 1958, οἱ Kolff καί Akutsu ἀνεκοίνωσαν πείραμα ἐπιτελεσθέν εἰς τήν Cleveland Clinic, τό ὁποῖον ἦτο ἡ πρώτη ὀλική ἀντικατάστασις μιᾶς φυσικῆς καρδίας ἐνός κυνός (41). Ἡ ἐκ Polycinyl Chloride καρδία ἐνεργοποιήθη ὑπό αέρος ὑπό πίεσιν φερομένου ὑπό ἐνός πλαστικοῦ σωλήνος διά μέσου τοῦ θωρακικοῦ τοιχώματος εἰς μίαν παλινδρομικήν (reciprocating) ἀντλίαν (42). Μέ τήν μηχανικήν ἀντλίαν ὁδηγοῦσα τό αἷμα διά μέσου τῆς τοῦ κυνός κυκλοφορίας, τό ζῶον ἐξῆσεν ἐπὶ 90 λεπτά. Αὐτό ἦτο τό πρῶτον ἐκ τῶν πολλῶν πειραμάτων πού διεξήχθησαν ὑπό τήν διεύθυνσιν τοῦ Kolff.

Ἐκτοτε παρόμοιαι ἔρευναι ἔχουν ἀρχίσει ὄχι μόνον εἰς τὰ ἀμερικανικά κέντρα, ἀλλά ἐπίσης εἰς τήν Ἀργεντινήν (43) Καναδᾶν (44), Γερμανίαν (45), Μεγάλην Βρεττανίαν (46), Ἰαπωνίαν (47) καί τήν Σοβιετικήν Ρωσίαν (48).

Μέ τήν ἐξαίρεσιν τῆς πρώτης καρδίας τοῦ Kolff, ὅλα τὰ ἀρχικά σχέδια ἀπό τήν κλινικήν τοῦ Cleveland ἦσαν ἠλεκτρικῶς κινούμενα διά νά ἀποφευχθοῦν ἐπιπλοκαί τῶν μεγάλων σωλήνων αέρος πού διήρχοντο τό θωρακικόν τοίχωμα. Αὐτά περιελάμβανον μίαν ἠλεκτρο-μαγνητικήν ἀντλίαν σχεδιασθεῖσαν ὑπό τοῦ Norton (49). Καί μίαν τύπου ἐκκρεμοῦς σχεδιασθεῖσα ὑπό τοῦ Kolff καί τῆς Glebe Industries (50, 51). Ὁ Kolff ἐπίσης ἐδοκίμασεν μίαν ἀντλίαν τύπου -Roller (50), παρέχουσα μίαν περισταλτικήν κίνησιν ἀλλά αὕτη ἐπίσης ἐπαρουσίαζε τὰς ἰδίας ἀνεπαρκείας ὅπως αἱ ἄλλαι διά τοῦ ἠλεκτρισμοῦ ὁδηγούμεναι καρδίαι. Αὗται ἦσαν ὅλαι ἀπογοητευτικῶς βαρεῖαι, ἀδύνατοι, ἀνεπαρκεῖς καί παρήγαγον πάρα πολύ μεγάλην θερμότητα.

Τό 1959 ἄλλοι ἐρευνηταί ἤρχιζαν νά ἔχουν μερικά εὐνοϊκά ἀποτελέσματα. Ὁ Liotta ἐκ Cordoba, τῆς Ἀργεντινῆς, εἶχεν ἤδη ἀναπτύξει ἀντλίας χρησιμοποιοῦν μεμβράνας, φουσητήρας καί κυλίνδρους, ἐπιτυχάνων χρόνον ἐπιβιώσεως διά σκύλους 13 ὥρας (43).

Έχοντες προσωρινώς εγκαταλείψει καρδιάς κινουμένας με αέρα, λόγω της ανάγκης χρησιμοποίησεως μεγάλων σωλήνων διερχομένων δια μέσου του θωρακικού τοιχώματος, οι Kolff και Akutsu επέστρεψαν εις τόν συμπεπιεσμένον αέρα με τήν ένθάρρυνσιν τών μηχανικών της N.A.S.A.¹, οι οποίοι έδειξαν ότι εις σωλήν μόνον 1/8 ίντσας έσωτερικης διαμέτρου θά άρκοϋσε νά μεταβιβάση τήν ισχύν του άέρος (42). Χρησιμοποιών πηγάς έξωσωματικης ισχύος έξήλειψε τάς τότε πελωρίας επιπλοκάς της υπερβολικης παραγωγής της θερμότητος και τήν άνεπαρκή ένέργειαν τών ήλεκτρικώς κινουμένων συσκευών. Ο συμπεπιεσμένος άήρ εισήγαγεν μίαν νέαν άρχήν επί της όποιας έβασίσθη ή έργασία: Έκείνη του συμπίπτοντος κοιλιακού σάκκου (52). Η άρχή χρησιμοποιεί σάκκους, έξ έλαστικού ή πλαστικού, περιβεβλημένους από δύσκαμπτον ή ήμιδύσκαμπτον κάλυμμα. Όταν άήρ συμπιέζεται μεταξύ του σάκκου και του περιβλήματος τό περιεχόμενον του σάκκου έξωθεΐται, ή ροή έλέγχεται υπό 2 δικλείδων άσφαλείας μιās κατευθύνσεως. Οι Akutsu και Kolff έπρωτοπόρησαν εις αύτήν τήν άρχήν και κατά τό 1964 έπετύχανον χρόνον επιβιώσεως μέχρι 27 ώρας εις τούς κύνας, οι όποιοι έτρωγον, έπινον και συμπεριφερόντο φυσιολογικώς κατά άλλας άπόψεις (53, 54, 55, 56, 57).

Αυτοί οι μικρότεροι χρόνοι επιβιώσεως εισήγαγον νέα προβλήματα. Τά ζώα δέν ήδύναντο νά επιζήσουν ούχί λόγω της κακής λειτουργίας του μηχανισμού άντλήσεως αλλά λόγω του σχηματισμού θρόμβων αίματος, οι όποιοι άπεσπώντο διά νά σχηματίσουν έμβολα έσφηνούμενα εις διάφορα τμήματα του σώματος, αποφράσσοντα τήν κυκλοφορίαν (57α). Αυτό τό πρόβλημα συνεκέντρωσε τήν προσοχήν επί του τύπου της ροής πέριξ τών βαλβίδων και έντός τών κοιλιών, και επί της άναπτύξεως τών υλικών τά όποια προήγον όλιγώτερον τήν θρόμβογένεσιν.

1 : National Aeronautics and Space Administration

Κατά τόν ίδιον περίπου χρόνον οἱ Debakey (58) καί Hall (59) εἰς τὸ Baylor University College of Medicine ἀνέπτυσσον ἑξωκοιλιακὰς καὶ ἐνδοκοιλιακὰς βοηθητικὰς συσκευὰς τῶν μὲ ἀέρα ὀδηγουμένων τύπου-σάκκου. Ἡ πρώτη ἐκ τῶν μερικῶν ἐμφυτεύσεων μιᾶς τεχνητῆς συσκευῆς τῆς κοιλίας εἰς ἄνθρωπον ἔλαβεν χώραν τὸν Ἰούλιον τοῦ 1963 ὑπὸ τὴν Διεύθυνσιν τοῦ Debakey (60). Αὐτός δὲ τύπος τῆς ἐρεύνης τῆς τεχνητῆς καρδίας, πού εὐνοοῦσεν τὴν ὑποστήριξιν τῆς καρδίας καὶ οὐχὶ ὀλικὴν ἀντικατάστασιν, ἠρευνᾶτο συγχρόνως.

Κατὰ τὰς ἀρχὰς τῆς δεκαετίας τοῦ 1960 ὑπῆρξαν πολλά σχέδια, τὰ ὅποια ταχέως ἐγκαταλείφθησαν. Ὁ Saxton ἐσχεδίασε μίαν ἀντλίαν δίκην φυγοκέντρου, ἡ ὁποία προκαλοῦσε σοβαρὰν βλάβην τῶν ἐρυθροκυττᾶτων (61). Ὁ Hastings ἀνέπτυξε μίαν ὑδραυλικῶς ὀδηγουμένην ἀντλίαν μὲ διάφραγμα ἐπιτυχάνοντας ἐπιβίωσιν 34 ὥρῶν εἰς σκύλους (62). Μία μὲ ἀέρα ὀδηγουμένην ἐπιστρεφόμενην ἀντλίαν μὲ διάφραγμα (Rolling diaphragm) σχεδιασθεῖσαν ὑπὸ τοῦ Seidel ἐκράτησεν σκύλους ἐν ζωῇ μέχρι 20 ὥρας (52). Εἰς τὴν Ἰαπωνίαν, ὁ Atsumi (47) καὶ Kimoto καὶ συν. (63) ἐπειραματίσθη μὲ τὰς δι' ὕδατος-ὀδηγουμένας ἀντλίας τύπου - φυσοτῆρος καὶ τὰς μὲ ἠλεκτρικοῦς κινήτηρας ὀδηγουμένας κυλινδρικούς τοιαύτας (motor-driven roller pump) μὲ πενιχρά ἀποτελέσματα. Μία ἐνδιαφέρουσα ἐφαρμογὴ τῶν διμῶρφων (dimorphs), εἰσήχθη ὑπὸ τοῦ Loehr (64) εἰς τὴν πιεζοηλεκτρικὴν τεχνητὴν καρδίαν του ἀλλὰ ὑπέφερεν ἀπὸ ἀνεπαρκῆ παροχὴν ἐνεργείας.

Ὁ Barila καὶ συν (65) τοῦ United States Army's Harry Diamond Labs ἀνέπτυξε μίαν ἀντλίαν βασιζομένην ἐπὶ τῆς τεχνικῆς ἐπαυξήσεως (fluid amplification technique) μὲ χρόνον ἐπιβιώσεως εἰς τὰ ζῶα μέχρι 24 ὥρας (65α). Περαιτέρω ἐκτίμησις τῆς ἀντλίας αὐτῆς ἐγένετο ὑπὸ τοῦ Castaneda, A., (66).

Οἱ Burns καὶ Shumacker (67, 68, 69, 70) τῆς Indiana University School of Medicine ἀνέπτυξε μίαν ἠλεκτροῦδραυλικὴν ἀντλία δεικνύουσαν φαινομενικῶς αὐνοϊκά ἀποτελέσματα. Παρ' ὅλα ταῦτα, αἱ ἠλεκτρικῶς ὀδηγούμεναι καρδίαι ἦσαν ὑπερβο-

λικά, είς βάρος καί μέγεθος, προκαλοῦσαι προβλήματα ἐμφυτεύσεως (71).

Κατά τό μέσον τῆς δεκαετίας τοῦ 1960 συμπεπλεγμένους ἀήρ μέ ἐξωσωματικές συσκευάς ἐλέγχου ἐγένοντο καλῶς ἀποδεκτά, τουλάχιστον, ὡς ἕνας ἐνδιάμεσος τρόπος ἐνεργείας διὰ τήν ὀλικήν ἀντικατάστασιν τεχνητῶν καρδιῶν. Αἱ ὁδηγούμεναι μέ ἀέρα ἀντλίας ἦσαν ὅλαι μικρότεραι, ἐλαφρότεραι, περισσότερο ἐξιόπιστοι καί εὐκολώτερον νά ἐγκατασταθοῦν ἐν ἀντιθέσει πρὸς τὰς ἠλεκτρικῶς ὁδηγουμένας ἀντλίας. Αἱ λειτουργοῦσαι μέ ἀέρα, σχεδιασθεῖσαι συσκευαί διέθετον ἐνδογενεῖς μηχανισμούς ἐλέγχου βασιζομένους ἐπὶ τῆς φλεβικῆς πιέσεως ἢ τῆς πιέσεως πληρώσεως. Τοιοῦτος ἀπλοῦς ἐλεγχος τῆς καρδιακῆς παροχῆς δέν ἠδύνατο νά γίνη κατανοητός μέ οἰασδήποτε ἐκτῶν μέ θετικόν ὄγκον ἠλεκτρικῶς ὁδηγουμένων ἀντλιῶν. Ὁ ἐλεγχος τῆς κοιλιακῆς παροχῆς, ἡ ἰσορροπία μεταξὺ ἀριστερᾶς καί δεξιᾶς ἐγένετο ἕνα μεγάλο ζήτημα ἐνδιαφέροντος. Θετικοῦ ἐκτοπίσματος ἀντλίας ἐχρειάζοντος περισσότερο περιπλόκους μηχανισμούς δι' ἐλεγχον (65, 71, 72, 73, 74) ἐνῶ αἱ ἀπλούστεραι μέ σάκκον καί τύπου διαφράγματος μέ ἀέρα-ὁδηγούμεναι καρδίαι, ἐνεφανίζοντο λίγο ἢ πολὺ νά ὑπακούουν εἰς τὸν νόμον τοῦ Starling, ἐξαλείφοντας τὴν ἀνάγκην διὰ ἐξωτερικᾶς συσκευᾶς ἐλέγχου (41, 65α, 73, 75, 76, 77, 78).

Ὁ Liotta εἶχεν κατ' αὐτὸν τὸν χρόνον συμμετάσχει εἰς τὴν ὁμάδαν τῶν Hall καί DeBakey καί ἤρχισαν νά ἀναπτύσσουν μίαν τύπου διαφράγματος καρδίαν, ἡ ὁποία ἠδύνατο νά χρησιμοποιεῖται εἴτε ὡς μία βοηθητικὴ συσκευή ἢ ὡς μία ὀλικὴ καρδία ἀντικαταστάσεως (60α, 79, 80, 81, 82). Οὗτοι ἐπίσης ἐπειραματίζοντο μέ τὰς ἐσωτερικὰς ἐπικαλύψεις διὰ νά βελτιώσουν τὰς θρομβογενεῖς ιδιότητες τοῦ αἵματος-διαφράγματος ἐνδοεπιφανείας (80, 83). Οὗτοι ἐπικάλυψαν τὰς ἐσω ἐπιφανείας τῶν ἀντλιῶν μέ νάυλον ἢ "Dacron Velour". Τό ὁποῖον προάγει τὴν πρόσφυσιν (attachment) μιᾶς βιολογικῆς ἐπιστρώσεως (neo-intima) ἀποφεύγοντας τὸν σχηματισμό

θρόμβου. "Εν έκλεπτυσμένον (τύπου διαφράγματος) πρωτότυπον τής άντλίας (84) ένεφυτεύθη όρθοτοπικώς εις έναν 47 έτών άνδρα (85) υπό του Cooley εις τό Houston του Texas, τήν "Ανοιξιν του 1969, καί διετηρήθη εις τήν ζωήν επί 64 ώρας ό άσθενής άφ' ότου έτοποθετήθη εις αυτόν καρδιακόν άλλομοσχευμα (Cardia Allograft). Αύτη ή μεμονωμένη περίπτωση ει- ναι ή μόνη ένδειξις τής προόδου ή όποία ειχεν έπιτευχθῆ εις διάστημα 12 έτών από τήν πρώτην υπόδειξιν όλικῆς άν- τικαταστάσεως καρδίας εις τό American Society for Artifi- cial Internal Organs (A.S.A.I.O.) συνέδριον 1957. Δέν έπε- τελέσθησαν περαιτέρω έμφυτεύσεις εις ανθρώπους, γεγονόςς τό όποιον δηλώνει ότι ή πρώτη περίπτωση του 1969, ή κάπως τολμηρά, δυνατόν νά ήτο πρόωρος.

Κατά τά παρελθόντα 3 έτη έχουν δοθῆ μερικά βελτιωμέ- να σχέδια τηχνητῆς καρδίας μέ έκτεταμένους χρόνους έπι- βιώσεως. Τρεῖς Αμερικανικά όμάδες μέ επικεφαλῆς τούς Aki- tsu, DeBakey, καί Kolff έχουν όλαι άναφέρει χρόνον έπιβιώ- σεως περισσότερο από 100 ώρας εις τούς μόσχους (86, 87, 88 89, 90, 91, 92).

Τό σχέδιον Akutsu είναι εις σάνκος τύπου 2 κοιλιών κα- τασκευασθείς από Silastic (93, 94). "Αν καί αι πλείσται εκ- τών έμφυτεύσεων του έχουν γίνει εις πρόβατα (77) πλέον προσφάτως, ούτος έχει άνακοινώσει χρόνους έπιβιώσεως μέχρι 247 ώρας εις τούς μόσχους (91). Ούτοι παρατήρησαν έπιπλο- κας λοιμώξεως καί βλάβας τής συσκευῆς.

Η όμάς DeBakey έχει άνακοινώσει έπιβίωσιν μέχρι 124 ώ- ρας εις τούς μόσχους μέ ένα 2 κοιλιών τύπου-διαφράγματος σχέδιον. Αι άντλίες των κατασκευάζονται από Acrylics καί ά- πό Silicone καί επικαλύπτονται εις τό έσωτερικόν μέ "Da- cron Velour". Η όμάς έχει άντιμετωπίσει μέγιστα προβλήμα- τα τραύματος του αίματος, πήξεως, σχεδίου άντλίας, άποτυχίας άντλίας καί έλέγχου τής άντλίας (89).

Η όμάς του Kolff έχει καταρρίψει έν παγκόσμιον ρεκόρ

διά τήν ὀλικήν ἀντικατάστασιν τεχνητῆς καρδίας 264 ὥρας (92) εἰς ἓν μόσχον. Τό σχέδιον τῆς ομάδος αὐτῆς εἶναι μία ἐκ Silastic 2 κοιλιῶν συσκευή μέ ἡμισφαιρικᾶς κοιλίας φέρουσα ἐνσωματωμένα διαφράγματα (88,95).

Εἰς τινὰς περιπτώσεις ἡ καρδία τῶν ἔχει ἐπικαλυφθῇ, ἐσωτερικῶς μέ λινίδια ἐκ Dacron (90) ἢ "Nylon velour" καί ἐνίοτε εἶναι ἐσπαρμένη μέ ζῶντας λινοβλάστας (92). Ἐχουν ἀνακοινῶσαι μέγιστα προβλήματα διαχύτου ἐνδοαγγειακῆς πήξεως, πνευμονικῆς ἀνεπαρκείας, νεφρικῆς ἀνεπαρκείας μέ ἐφρακτον, λοίμωξιν, ἀσκίτην, οἴδημα καί αἰμόλυνσιν (90,92, 96,97).

Αὐτά τὰ 3 πλέον ἐπιτυχῆ σχέδια ἔχουν ὅλα ἐνέργειαν μέ ἐξωσωματικὴν παροχὴν συμπεπιεσμένου ἀέρος καί χρησιμοποιοῦν τοὺς κανόνας τοῦ Starling (98) διά νὰ παρέχεται μία μορφή ἐνδογενοῦς ρυθμίσεως τῆς καρδιακῆς παροχῆς (99,100), ἐξαρτωμένης ἀπὸ τήν φλεβικὴν ἐπιστροφὴν μόνον. Ἄν καί συσκευαί ὀλικῶς ἐμφυτευόμεναι μέ πυρηνικὴν ἐνέργειαν ἔχουν περιγραφῇ (101,102,103,104) αὗται εἶναι τοῦ βοηθητικοῦ τύπου καί δέν ἔχουν χρησιμοποιηθῇ δι' ὀλικήν ἀντικατάστασιν τῆς καρδίας (ὡς τό ἡμέτερον σύστημα).

Τό πλεῖστον τῆς βελτιώσεως ὅσον ἀφορᾷ τὸν χρόνον τῆς ἐπιβιώσεως καί τήν λειτουργίαν τῆς τεχνητῆς καρδίας, ὀφείλεται εἰς τὰς βελτιώσεις ταύτοχρόνως τῶν ὑλικῶν τῶν χρησιμοποιουμένων διὰ προσθέσεις, τῶν μηχανισμῶν ἐλέγχου τῆς παροχῆς ἐνεργείας καί τῶν τῶν χειρουργικῶν τεχνικῶν.

Ὅμως ὁ μακρότερος χρόνος ἐπιβιώσεως ἔχει εἰσαγάγει προφανῶς νέα προβλήματα πρὸς λύσιν (87,88,89,90,105,106) συνοδευόμενα μέ ἀνεπάρκειαν τοῦ σχεδίου, τῶν ὑλικῶν καί τοῦ ἐλέγχου τῆς καρδίας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟΝ 3

ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΙΣ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΜΕΣΩΝ ΥΠΟΣΤΗΡΙΞΕΩΣ ΤΟΥ ΚΥΚΛΟΦΟΡΙΑΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

ΟΡΙΣΜΟΣ (15)

Μηχανική υποστήριξις τοῦ κυκλοφορικοῦ συστήματος, ὅπως τό κατανοοῦμεν σήμερον, εἶναι ἡ ἐφαρμογή κάποιου εἴδους (τύπου) συσκευῆς παραγωγῆς μηχανικῆν ἐνέργειαν εἰς τό ἐν ἀνεπαρκείᾳ εὗρισκόμενον κυκλοφορικόν σύστημα. Αὐτός ὁ ὁρισμός εἶναι βασισμένος ἐπὶ τῆς ὑποθέσεως ὅτι ἡ ἐνέργεια ἡ ὁποία γίνεται διαθέσιμος ὑπὸ τῆς καρδιακῆς δράσεως (action) καί ὑπὸ ἄλλων μειόνων περιφερικῶν συμβαλόντων πηγῶν εἶναι ἀνεπαρκῆς νά κυκλοφορήσῃ τό αἷμα καταλλήλως διὰ μέσου ἐνός κατὰ τὰ ἄλλα φυσιολογικοῦ ἢ μή φυσιολογικοῦ κυκλοφορικοῦ συστήματος, εἴτε ἐν ἡρεμίᾳ ἢ κατὰ τὴν διάρκειαν ἀσκήσεως.

ΣΚΟΠΟΣ

Σκοπός τῶν μηχανικῶν μέσων υποστηρίξεως τοῦ κυκλοφορικοῦ συστήματος εἶναι τριπλοῦς (107) :

- 1.- Νά υποστηρίξῃ τὴν συστηματικὴν ροὴν αἵματος καί προσφοράν ὀξυγόνου εἰς ἓνα ἐπίπεδον σταθερόν ὥστε νά διατηρῇ φυσιολογικὴν λειτουργίαν τῶν ὀργάνων.
- 2.- Νά ἐλαττώσῃ τό ἔργον τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας.
- 3.- Νά βελτιώσῃ τὴν συσταλτικότητά τοῦ μυοκαρδίου (contractility) αὐξάνοντας τὴν στεφανιαίαν πίεσιν ἀρδεύσεως εἰς τὰς ἰσχαιμικὰς περιοχὰς τοῦ μυοκαρδίου.

Τρόποι μηχανικής υποστήριξεως τοῦ κυκλοφορικοῦ συστήματος καὶ ταξινομήσεις αὐτῶν.

Λόγῳ τοῦ μεγάλου ἀριθμοῦ μηχανικῶν μέσων υποστήριξεως τοῦ κυκλοφορικοῦ συστήματος καὶ ταξινομήσεως αὐτῶν θά ἀρκεσθῶμεν εἰς τὸ νὰ ἀναφέρωμεν δύο ἀπὸ τὰ πλέον ἀντιπροσωπευτικὰ εἶδη ταξινομήσεως τῶν μέσων μηχανικῆς υποστήριξεως τοῦ κυκλοφορικοῦ συστήματος. Ἡ πρώτη ταξινόμησις εἶναι ἡ ὑπὸ τῶν W.J.Kolff, S.D.Moyloroulos, καὶ συνεργατῶν των (15) καὶ ἡ δευτέρα εἶναι ἡ ὑπὸ Sanders καὶ συνεργατῶν του (108).

Ἡ πρώτη ταξινόμησις μηχανικῶν μέσων υποστήριξεως τῆς κυκλοφορίας (15).

A.- Ἄνευ τραύματος

Ἐξωτερικῶς ἐφαρμοζόμενοι μέθοδοι

- 1.- Ἐξωτερικὴ μάλαξις καρδίας (109,110)
- 2.- Συγχρονισμένη ἐξωτερικὴ μέ διαφοράν φάσεως πρὸς τὴν φυσικὴν καρδίαν υποστήριξις, (ἐξωσωματικός παλόμενος ἀεροθάλαμος) (111,112,113,114,115).
- 3.- Βαλλιστοκαρδιογραφικῶς πυροδοτούμενη μηχανικὴ υποστήριξις (Ballisto cardiographic waves) (116)
- 4.- Ὑποστήριξις διαμέσου τοῦ Ἀναπνευστικοῦ συστήματος (117).

B.- Μετὰ τραύματος

I.- Διὰ διατρήσεως τοῦ δέρματος μέθοδοι

Μέθοδοι χρησιμοποιεῖσαι μίαν ἀντλίαν αἵματος μετὰ ἢ ἄνευ ὀξυγονοτοῦ ἐξῶθεν τοῦ σώματος.

- 1.- Ἀριστερᾶς κοιλίας παράκαμψις (φλεβο-ἀρτηριακὴ ἐξωσωματικὴ κυκλοφορία) μετὰ ὀξυγονοτοῦ ἄνευ θωρακοτομῆς (118).
- 2.- Ἀριστερᾶς κοιλίας παράκαμψις (ἀριστεροῦ κόλπου-ἀρτηριακὴ ἐξωσωματικὴ κυκλοφορία) ἄνευ ὀξυγω-

νωτοῦ, ἄνευ θωρακοτομῆς (διὰ τοῦ μεσοκολπικοῦ διαφράγματος) (119).

3.- Ἀριστερᾶς κοιλίας παράκαμψις (ἀριστερᾶς κοιλίας - ἀρτηρίακή ἐξωσωματική - κυκλοφορία) ἄνευ ὀξυγονωτοῦ, ἄνευ θωρακοτομῆς (διὰ τῆς βραχιονίου ἀρτηρίας, ἀορτικῆς (120) βαλβίδος εἰς ἀριστεράν κοιλίαν).

4.- Ἀρτηριο-ἀρτηριακή (μηνιαία ἀρτηρία ἢ μηνιαῖαι ἀρτηρίαι) διαστολική ἀντλῆσις, (μέ διαφορά φάσεως πρὸς φυσικὴν καρδίαν) ἄνευ θωρακοτομῆς ἄνευ ὀξυγονωτοῦ (Harken in 1958) (121). Τροποποιήσις τῆς ἀνωτέρω μεθόδου εἶναι ἡ Jacobey et al (122).

5.- Ἀπὸ ἀορτῆς-εἰς-στεφανιαίαν ἀρτηρίαν ἀντλῆσις (ὄχι πραγματική παράκαμψις), ἄνευ θωρακοτομῆς ἄνευ ὀξυγονωτοῦ (123, 124). Ἡ ἀντλῆσις ἐντὸς τῶν στεφανιαίων ἀρτηριῶν ἔχει προταθῇ ἀρχικῶς ὑπὸ S. Moulouropoulos (15).

6.- Φλεβο-φλεβική ἄρδευσις μετὰ ὀξυγονωτοῦ, ἄνευ θωρακοτομῆς (125). Ἀρτηριο-ἀρτηριακή ἀντλῆσις μετὰ ὀξυγονωτοῦ, ἄνευ θωρακοτομῆς ἔχει ἐπιχειρηθῇ (126).

II.- Ἐνδοσωματικαὶ βοηθητικαὶ συσκευαὶ μετὰ θωρακοτομῆς ἢ βοηθητικαὶ κοιλίαι μετὰ Ἀορτικο - Ἀορτικὴν σύνδεσιν.

1.- Ἐνδοθωρακικαὶ ἀριστερᾶς κοιλίας-πρὸς-ἀορτήν, βοηθητικαὶ ἀντλῆαι (127, 128).

2.- Παραθωρακικαὶ ἀντλῆαι πρὸς παράκαμψιν ἀριστερᾶς καρδίας (ἀριστεροῦ κόλπου-πρὸς ἀορτήν) (120).

3.- Βοηθητικαὶ κοιλίαι μετὰ ἀορτικο-ἀορτικῆς συνδέσεως (130, 131).

4.- Έπαναληπτική συμπίεσις μυοκαρδίου άνευ τής χρήσεως άντλίας αίματος (τύπος άμέσου καρδιακής μάλαξεως) (132,133,134,135) κατά τήν διάρκειαν τής συστολής.

III.- Ένδοαορτικός άεροθάλαμος παλλόμενος μέ διαφοράν φάσεως (Intraaortic counterpulsating Balloon) πρός τήν καρδίαν, άνευ τής χρήσεως άντλίας αίματος.

Η άνωτέρω συσκευή ώς σύλληψις περιεγράφει καί έτέθη είς έφαρμογήν άρχικώς υπό S. L. Μουλοπουλος τό 1962 (136,137). Βελτίωσιν τής τεχνικής τής έμφυτεύσεως του άεροθαλάμου πραγματοποιήθη υπό Kantrowitz καί συνεργατών (138).

Συνδυασμός παρακάμψεως άριστεράς κοιλίας καί ένδοαορτικού άεροθαλάμου επίσης έχει περιγραφεί (139).

Δευτέρα ταξινόμησις μέσων μηχανικής ύποστηρίξεως του κυκλοφορικού συστήματος (108).

Η ανάπτυξις των διαφόρων μεθόδων διά τήν μηχανική ύποστήριξιν τής κυκλοφορίας έχει βασισθί επί τριών καλώς γνωριζομένων φυσιολογικών άρχών: (1) Έλάττωσις φλεβικής έπανόδου (preload), (2) Έλάττωσις τής άορτικής άντιστάσεως (after load ή aortic impedance) καί (3) άμέσου καρδιακής συμπίεσεως. Αμφότερα (1) καί (2) προκαλούν μίαν έλάττωσιν του διαστολικού όγκου τής άριστεράς κοιλίας, καί ούτως οδηγούν είς τήν έλάττωσιν τής ένδομυοκαρδιακής τάσεως (intramyocardial tension) καί είς τήν σμίκρυνσιν τής υπό μυοκαρδίου καταναλώσεως όξυγόνου (MVO_2).

Έκείναι αι συσκευαί αι όποίαι σμικρύνουν τήν άορτικήν άντίστασιν "aortic impedance afterload" συνήθως έχουν τήν επιπρόσθετον επίδρασιν τής αύξήσεως τής διαστολικής άρτηριακής (καί τής στεφανιαίας τοιαύτης πιέσεως αίματώσεως). Αύται αι συσκευαί λειτουργούν αποτελεσματικώς διά του παλμού μέ διαφοράν φάσεως (counterpulsation) πρός τήν φυσικήν καρδίαν. Αυτό άπαιτεί μία λειτουργούσα άριστερά κοιλία, ούτω ή συσκευή λειτουργεί έν σειρᾷ ("in series") μέ τήν φυ-

σικήν καρδίαν. Ὁ παλμός μέ διαφοράν φάσεως πραγματοποιεῖ:
(1) ἐλάττωσιν τῆς καταναλώσεως ὀξυγόνου ὑπὸ τοῦ μυοκαρδίου καί (2) αὐξήσιν τῆς πιέσεως αἱματώσεως τῶν στάφηνιαίων ἀρτηριῶν.

Ἐκεῖναι αἱ συσκευαί αἱ ὁποῖαι ἐλαττώνουν τήν φλεβικήν ἐπάνοδον ("preload") ἐπιτυχάνουν τόν σκοπόν των διὰ μεταβολῆς τῆς φορᾶς τῆς ῥοῆς τοῦ αἵματος ἢ διὰ παρακάμψεως τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας εἰς τρόπον ὥστε ἡ συσκευή ἐργάζεται "ἐν παραλλήλῳ" μέ τήν καρδίαν. Αἱ συσκευαί αὗται λειτουργοῦν κατά τήν διάρκειαν κοιλιακῆς μαρμαρυγῆς.

Αἱ συσκευαί μηχανικῆς ὑποστηρίξεως τοῦ κυκλοφορικοῦ συστήματος ταξινομημέαι συμφώνως τῶν φυσιολογικῶν ἀρχῶν δεικνύονται κατωτέρω:

Ταξινόμησις συσκευῶν μηχανικῆς ὑποστηρίξεως κυκλοφορικοῦ συστήματος (Μ.Υ.Κ.Σ.)

Ι.- Ἐλάττωσις φλεβικῆς ἐπανάδοου ("preload")

Α.- Φλεβο-ἀρτηριακή ἀντλήσις (ὀλική καρδιοπνευμονική παράκαμψις) (140, 141, 142).

Β.- Ἀριστεροῦ κόλπου-ἀριστερᾶς κοιλίας παράκαμψις.

1.- Κλειστή διὰ τοῦ μεσοκολπικοῦ διαφράγματος σωλήνωσιν (cannulation) (143).

2.- De Bakey ἀντλία

(ἀριστερός κόλπος-εἰς-βραχιόνιον ἀρτηρίαν. παραθωρακική ἀντλία) (144).

Γ.- Ἀριστερᾶς κοιλίας-εἰς-ἀρτηρίαν παράκαμψις.

1.- Κλειστή διὰ μιᾶς ἀρτηρίας ἀριστερᾶς κοιλίας διασωλήνωσις* (ἀριστερᾶς κοιλίας παράκαμψις) (145).

Ὑποσημείωσις: * Συσκευαί μέ κλινικὴν χρῆσιν.

Τροποποιηθεῖσαι ἵνα λειτουργοῦν μέ διαφοράν φάσεως εἰς μερικά συστήματα.

2.- 'Αριστεράς κοιλίας-είς-άορτήν παράκαμψις τῇ
χρήσει ἀντλίας αἵματος (81,146).

II.- 'Ελάττωσις ἀορτικῆς ἀντιφάσεως ("afterload").

A.- Παλμός μέ διαφοράν φάσεως (147,148).

1.- 'Αρτηριο-ἀρτηριακή ἀντλησις* (149,150).

2.- 'Ενδοαορτικός ἀεροθάλαμος* (151,152,153,154
155,156,157).

3.- 'Εξωτερική τοπική ἀλλαγὴ πιέσεως (ἐξωτερι-
κῶς παλλόμενος ἀεροθάλαμος* (148,158,159,
160).

B.- 'Επιτάγχυσις τοῦ σώματος συγχρόνως πρὸς τὸν καρ-
διακὸν παλμόν* (161).

III.- 'Αμεσος καρδιακή συμπίεσις (μάλαξις) (162,163).

A.- Anstadt cup (164).

'Επ'εὐκαιρία τῆς τελευταίας μεθόδου θά ἀναφέρωμεν καί
τὴν τεχνικὴν τῆς αὐξήσεως τῆς στεφανιαίας κυκλοφο-
ρίας διὰ ἀμέσου καρδιακῆς μαλάξεως μετὰ διαφορᾶς φά-
σεως μαλάξεως τῆς ἀορτῆς (165).

*Υποσημείωσις: * Συσκευαί μέ κλινικὴν χρῆσιν

ΚΕΦΑΛΑΙΟΝ 4

ΣΥΣΤΗΜΑ ΤΕΧΝΗΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ (ΓΕΝΕΑΛΟΓΙΑ)

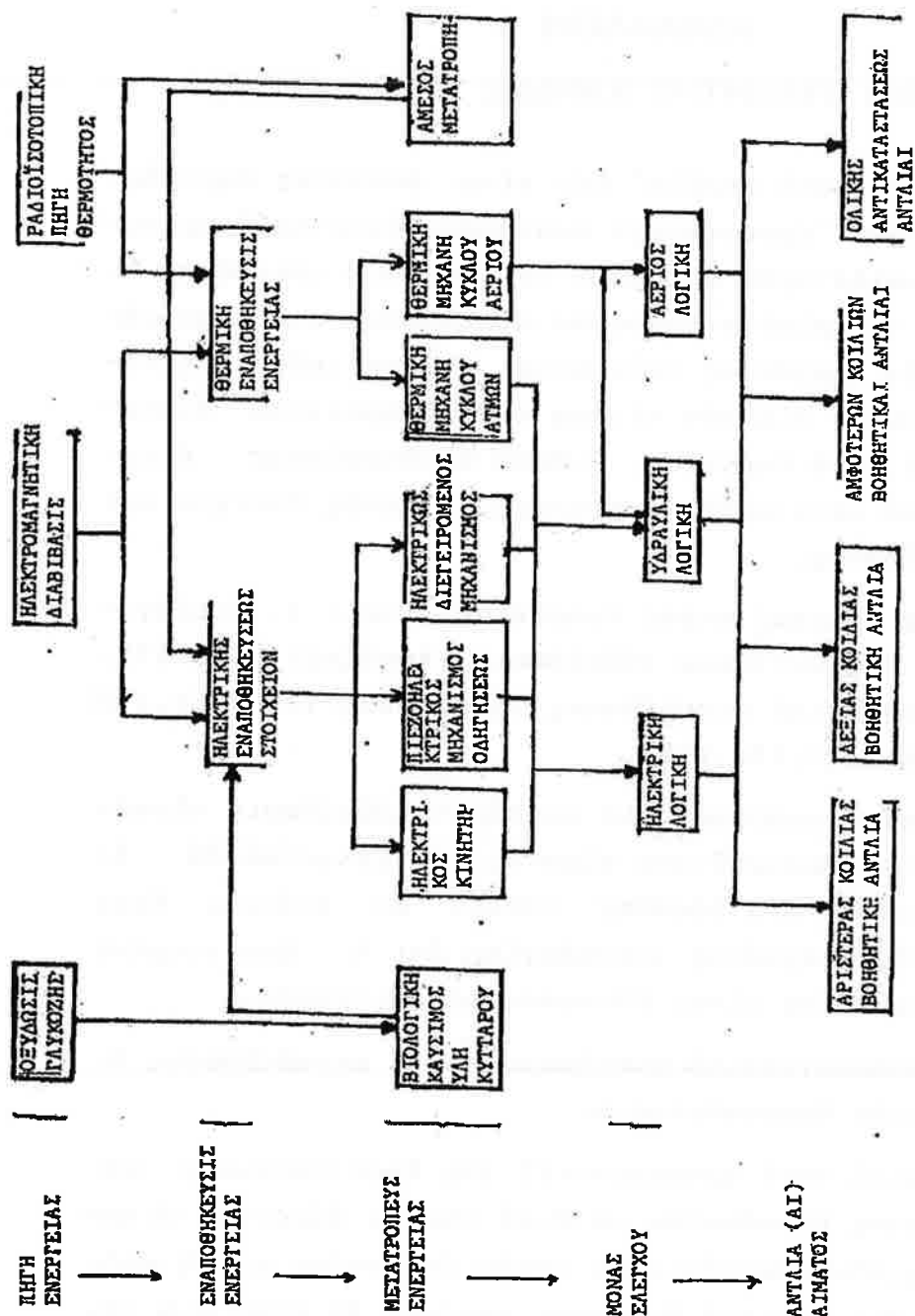
Ὁ ὅρος "Τεχνητή Καρδιά" δέν εἶναι ἀπολύτως ἀκριβής. Οἱ γενικοὶ ὅροι "ἐμφυτεύσιμα συστήματα ὑποστηρίξεως κυκλοφορίας" καλλίτερον ἀρμόζουν καί ὀρίζουν τρεχούσας ἐξελίξεις. Ἡ γενεαλογία τοιούτων συστημάτων καί σχεδιάσεων τὰ ὅποια τρεχόντως ὑφίστανται ἐνεργητικῶς ἐξελίξεις δεικνύονται εἰς τόν πίνακα 1. Τά ἀπαραίτητα συστατικά εἶναι: 1. Πηγή ἐνεργείας, 2. Μέσα ἀποθηκεύσεως ἐνεργείας, 3. Μέσα μετατροπῆς ἐνεργείας, 4. Μονάς ἐλέγχου καί 5. Ἀντλία αἵματος.

Αἱ τρεῖς ἀρχικαί πηγαί ἐνεργείας εἶναι: 1. Βιολογική καύσιμος ὕλη κυττάρων (ὁξείδωσις γλυκόζης) (166, 167), 2. Ἡλεκτρομαγνητική μεταβίβασις (ἡλεκτρική) (168, 169, 170) καί πυρηνική (171, 172, 173).

Ἡ βιολογική καύσιμος ὕλη κυττάρων (ὁξείδωσις γλυκόζης) ἐκ τοῦ κυκλοφοροῦντος αἵματος τοῦ ξενιστοῦ θά ἐφαίνετο νά εἶναι μία ἰδεώδης λύσις. Ἐν τούτοις ἔχει δειχθῇ ἐκ τῆς τρεχούσης τεχνολογίας ὅτι ἡ ἀπαιτουμένη πυκνότης ἐνεργείας εἶναι δύσκολον νά ἐπιτευχθῇ.

Τά ἡλεκτρομαγνητικά συστήματα (174) μεταβιβάσεως ἀπαιτοῦν συχνήν ἐπαναφόρτωσιν.

Ἡ πυρηνική πηγή χρησιμοποιεῖ τὰς ἐμφυτευσίμους κάψας θερμότητος Πλουτωνίου -238, αἱ ὅποια δύνανται νά προμηθεύουν σχεδόν ἀπεριόριστον πηγήν ἐνεργείας, π.χ. ἡ καύσιμος αὐτή ὕλη ἀπαιτεῖ διάστημα περίπου 89 ἐτῶν διὰ τήν μείωσιν εἰς τό $1/2$ τῆς ἀρχικῆς τῆς τιμῆς. Ἐνέργεια ἐκ τινος τῶν ἀρχικῶν αὐτῶν πηγῶν (βιολογικῆς, ἡλεκτρομαγνητικῆς καί πυρηνικῆς) δύναται νά ἐναποθηκευθῇ εἰς ἓν



Πίνακας 1. Έμφυτα συστήματα υποστήριξης κυκλοφορικού (Γενεπαλόνια)

στοιχείον (battery) (175,176) εις τήν θερμότητα συντήξεως (in the heat of fusion) (177). Μετατροπή ἐνεργείας θά ἤδη-
 νατο νά πραγματοποιηθῇ μέ καύσιμον ὕλην κυττάρου (a fuel
 cell) (178) ἢ μέ ἠλεκτρομηχανικόν σύστημα κινήσεως (actu-
 ator) π.χ. ἕναν ἠλεκτροκινητήρα (179,180,181), ἕναν πιε-
 ζοηλεκτρικόν ὁδηγόν (182,183), μέ συστήματα διεγχειρομένων
 ὑπό ἠλεκτρισμοῦ (pulse solenoid) (184) ἢ ἀμεσον θερμοη-
 λεκτρικὴν μετατροπὴν (185,186). Αἱ θερμικαί μηχαναί δύ-
 νανται συνήθως νά χαρακτηρισθοῦν εἴτε ὡς κύκλος ἀτμοῦ,
 (187,188,189) εἴτε ὡς κύκλος ἀερίου (190,191,192,193).
 Πολλαί προσπάθειαι ἔχουν καταβληθῇ εἰς αὐτὴν τὴν περιοχὴ
 καὶ τὰ συμπεράσματα αὐτῶν τῶν μελετῶν θά ἀναφερθοῦν μετὰ
 λεπτομερείας εἰς τὸ εἰδικόν μέρος. Αἱ μονάδες ἐλέγχου δύ-
 νανται νά χρησιμοποιοῦν εἴτε ἠλεκτρονικὴν, ἀέριον ἢ ὑδραυ-
 λικὴν λογικὴν (194). Ἡ ἀντλία αἵματος δυνατόν νά εἶναι
 μία βοηθητικὴ συσκευή, ἀριστερᾶς (195) ἢ δεξιᾶς ἀντλίας
 (196) κεχωρισμένως ἢ ἐν συνδυασμῷ (197) ὡς ἐπίσης εἰς ὁ-
 λικὴν ἀντικατάστασιν. Ἐπειδὴ ἡ ἀριστερά κοιλία πραγματο-
 ποιεῖ περίπου τὸ 80% τοῦ ὁλικοῦ ἔργου τῆς καρδίας (198),
 πλεῖσται προσπάθειαι ἔχουν στραφῇ ἐπὶ τῶν ἐμφυτευσίμων
 βοηθητικῶν συσκευῶν τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας. Δεξιᾶς κοιλίας
 βοηθητικαὶ ἀντλῖαι ἔχουν ἐπίσης ἀναπτυχθῇ. Ἀμφοτέρων κοι-
 λιῶν συστήματα μέ (συνδυασμὸν ἀριστερᾶς ἢ δεξιᾶς κοιλίας
 βοηθητικῆς ἀντλίας) δύνανται νά λειτουργοῦν ὡς ὁλικά ἀν-
 τικαταστάσεις μέ τὴν βιολογικὴν καρδίαν in situ ὡς ἕνα κύ-
 κλωμα. Ὡς ὁλικῆς ἀντικαταστάσεως καρδιακαὶ προσθέσεις ὁ-
 ρίζονται συσκευαί αἱ ὁποῖαι ἀντικαθιστοῦν τὴν ἐξαιρεθεῖ-
 σαν βιολογικὴν καρδίαν.

Ἀριστερᾶς καὶ δεξιᾶς κοιλίας βοηθητικαὶ ἀντλῖαι δυνα-
 τόν νά εἶναι πρόσκαιροι ἢ μόνιμοι. Αἱ ἀμφοτέρων κοιλιῶν καὶ
 ὁλικῆς ἀντικαταστάσεως συσκευαί εἶναι μόνιμοι. Εἶναι προ-
 φανές ὅτι πολλοὶ συνδυασμοὶ καὶ ἀνταλλαγαί εἰς τὴν ἐκλο-
 γὴν τῶν συστατικῶν εἶναι δυναταί (Πίναξ I). Ἄν καὶ τὰ πυ-
 ρηνικά συστήματα ὡς ἐμφυτεύσιμα τοιαῦτα ἔπρεπε νά χορη-
 γοῦν στοὺς δέκτας ἕνα βαθμὸν ἐλευθερίας -πράγμα ἀδύνατον

νά επιτευχθῇ μέ τά επαναφορτιζόμενα συστήματα- εγείρουν μερικά ερωτήματα, ως τῆς επιδράσεως τῆς χρονίας ενδοσωματικῆς ακτινοβολίας (199, 200, 201, 202) ακτινοβολειακῆς ασφαλείας (203) καί τῆς οίκονομίας τῆς παραγωγῆς καυσίμου ὕλης. Ὁ πίναξ I δεικνύει μία καταληπτὴ περίληψι ὀλικῶς ἐμφυτευσίμων βοηθητικῶν συστημάτων τῆς κυκλοφορίας τὰ ὁποῖα εἶναι τώρα ὑπὸ ἐρευνᾶ εἰς τὰς ΗΠΑ. Ὅλα τὰ μέ πυρηνικὴν καύσιμον ὕλην συστήματα ἐκμεταλλεύονται ἓνα κλάσμα τῆς θερμότητος ἐκ τῆς ραδιοϊσοτοπικῆς ἀποσυνθέσεως τοῦ Πλουτωνίου -238 τὸ ὁποῖον μετατρέπεται εἰς ὑδραυλικὴν ἰσχύν, διὰ τὴν ὁδήγησιν τῆς βοηθητικῆς τῆς ἀριστερέας κοιλίας συσκευῆς, μέσῳ μιᾶς μικρογράφικῆς ἐμφυτεύσιμου θερμικῆς μηχανῆς (ἀτμομηχανῆς).

ΚΕΦΑΛΑΙΟΝ 5

α) ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΝΑΤΟΜΙΚΗΣ

ΚΥΤΟΣ ΘΩΡΑΚΟΣ

Τό κύτος τοῦ θώρακος σχηματίζεται ὀπίσθεν ὑπό τῶν θωρακικῶν σπονδύλων, ἔμπροσθεν ὑπό τοῦ στέρνου καί τῶν πλευρικῶν χόνδρων καί κατὰ τὰ πλάγια ὑπό τῶν πλευρῶν καί τῶν μεσοπλευρίων διαστημάτων. Πρός τά ἄνω ἐπικοινωνεῖ διὰ τῆς θωρακικῆς εἰσόδου (thoracic In let) μετά τῆς ρίζης τοῦ τραχήλου. Πρός τά κάτω τό κύτος τοῦ θώρακος χωρίζεται ἀπό τῆς κοιλιακῆς κοιλότητος διὰ τοῦ διαφράγματος.

ΠΛΕΥΡΑΙ: Τό μεγαλύτερον μέρος τοῦ θώρακος σχηματίζεται ὑπό τῶν 12 ζευγῶν τῶν πλευρῶν. Ἐκ τούτων αἱ πρῶται ἐπτά συνδέονται πρὸς τά πρόσω ἀμέσως πρὸς τό στέρνον διὰ τῶν πλευρικῶν χόνδρων (γνήσιαι πλευραί). Ἡ σύνδεσις τῶν πλευρικῶν χόνδρων τῶν τριῶν ἐπομένων, δηλαδή τῆς 8ης, 9ης, 10ης, γίνεται ἐμμέσως. Αἱ δύο τελευταῖαι πλευραί ὀνομάζονται νόθοι ἀσύντακτοι.

ΣΤΕΡΝΟΝ: Τό ὅστυν τοῦτο, σχηματίζον τό πρόσθιον τμήμα τοῦ κύτους τοῦ θώρακος ἐμφανίζει σχῆμα ἐγχειριδίου καί ἀποτελεῖται ἀπό τρία μέρη: λαβήν, σῶμα, ξιφοειδῆ ἀπόφυσιν.

ΜΕΣΟΠΛΕΥΡΙΑ ΔΙΑΣΤΗΜΑΤΑ: Ἐκαστον τούτων πληροῦται ὑπό τριῶν μυῶν καί ἓν ἀγγειονευρῶδες δεμάτιον.

Ἐντός τῆς ὑποπλευρίου αὐλακος πορεύεται τό ἀγγειονευρῶδες δεμάτιον. Τά ἀγγεῖα περιλαμβάνουν τὰ πρόσθια καί τὰ ὀπίσθια μεσοπλεύρια. Αἱ ὀπίσθια μεσοπλεύρια ἀρτηρίαι τῶν ἐννέα κατωτέρων διαστημάτων εἶναι κλάδοι τῆς θωρακικῆς ἀορτῆς, ἐνῶ αἱ δύο πρῶται προέρχονται ἐκ τοῦ πλευρο-αύχενικοῦ στελέχους τῆς ὑποκλειδίου ἀρτηρίας. Αὐτοί οἱ κλάδοι φερόμενοι πρὸς τά πρόσω ἀναστομοῦνται πρὸς τὰς πρόσθιας μεσοπλευρίους. Αἱ πρόσθια μεσοπλεύριοι ἀρτηρίαι εἶναι κλά-

δαι τῆς ἔσω μαστικής (διά τόν 1ον-δον μεσοπλεύριον διάστημα) καί τῆς μυοφρενικῆς ἀκρεμόνος τῆς ἔσω μαστικής διά τόν 7ον-9ον μεσοπλεύριον διάστημα.

Αἱ μεσοπλεύριοι φλέβες ἐκβάλλουν εἰς τήν ἀξυγον ἤ τήν ἡμιἀξυγον φλέβα.

Τά μεσοπλεύρια νεῦρα εἶναι οἱ πρόσθιοι κλάδοι τῶν θωρακικῶν νεύρων.

ΤΟ ΔΙΑΦΡΑΓΜΑ

Τό διάφραγμα εἶναι ἡ ἰνομυώδης μεμβράνη, ἡ ὁποία δίκην θόλου-χωρίζει τήν θωρακικήν ἀπό τῆς κοιλιακῆς κοιλότητος. Τοῦτο ἀποτελεῖται ἐκ δύο τμημάτων: ἐνός περιφερικοῦ, μυώδους τμήματος, ἀρχομένου ἐκ διαφόρων περιοχῶν τοῦ κάτω στομίου τοῦ θώρακος καί ἐνός κεντρικοῦ, τενοντώδους. Αἱ μυῖκαί ἔντες διαχωρίζονται εἰς τρία τμήματα: (1) Σπονδυλικόν, (2) πλευρικόν καί (3) στερνικόν τμήμα. Τό διάφραγμα φέρει τρία τρήματα: (1) Ἀορτικόν, (2) οἰσοφαγικόν, (3) κάτω κοίλης βλεβός τρήμα.

Ο ΥΠΕΞΩΚΩΣ

Ὁ ὑπεζωκῶς, ἐν ἐκατέρῳ ἡμιμορίῳ ἀποτελεῖται ἐκ δύο πετάλων, ἐνός περισπλαχνίου καί ἐνός περιτόνου (τοιχικοῦ). Τά πέταλα ταῦτα εἶναι συνεχῇ ἐμπροσθεν καί ὀπισθεν τῆς ρίζης τοῦ πνεύμονος, ἀλλά κάτωθεν ταύτης ὁ ὑπεζωκῶς φέρεται πρὸς τά κάτω, σχηματίζον χαλαράν κρεμαστήν πτυχήν, τόν πνευμονικόν σύνδεσμον.

ΤΡΑΧΕΙΑ

Ἐχει μήκος 11-11,5 ἐκ. καί διάμετρον 2,5 ἐκ. Αὕτη ἀρχεται ἀπό τοῦ κάτω χείλους τοῦ κρικοειδοῦς χόνδρου (Α6) καί τελευτᾷ εἰς τό ἐπίπεδον τῆς στερνικῆς γωνίας (Θ4/5) ὅπου διχαζομένη σχηματίζει τόν δεξιόν καί ἀριστερόν βρόγχον.

ΠΝΕΥΜΟΝΕΣ

Ἐκαστος πνεύμων ἔχει σχῆμα ἡμικωνικόν. Ἐμφανίζων κορυφήν, βάσιν, πλευροσπονδυλικήν ἐπιφάνειαν (ἔξω) καί μεσοθωράκιον (ἔσω) ἐπιφάνειαν ἣτις φέρει τὰς πύλας καί μίαν κοίλανσιν, τόν καρδιακόν βόθρον.

Ὁ δεξιός πνεύμων φέρει τρεῖς λοβούς, ἄνω, μέσον καί κάτω λοβόν χωριζομένων ἀπ' ἀλλήλων ὑπό σχισμῶν καί ὁ ἀριστερός πνεύμων δύο λοβούς τόν ἄνω καί τόν κάτω λοβόν.

ΜΕΣΟΘΩΡΑΚΙΟΝ

Τὸ μεσοθωράκιον διαιρεῖται, δι' ἐπιπέδου ὀριζοντίως διερχομένου διὰ τῆς στερνικῆς γωνίας καί τοῦ κατωτέρου ὀρίου τοῦ 4ου θωρακικοῦ σπονδύλου, εἰς ἄνωτερον καί κατώτερον μεσοθωράκιον. Ἐκ τούτων τὸ κατώτερον μεσοθωράκιον ὑποδιαιρεῖται περαιτέρω εἰς πρόσθιον, ἔμπροσθεν τοῦ περικαρδίου, μέσον, περιλαμβάνον αὐτό τοῦτο τὸ περικάρδιον μετὰ τῆς καρδίας καί ὀπίσθιον, κείμενον μεταξὺ περικαρδίου καί τῶν ὀκτὼ κατωτέρων θωρακικῶν σπονδύλων.

ΠΕΡΙΚΑΡΔΙΟΝ

Ἡ καρδία μετὰ τῆς ἀρχῆς τῶν μεγάλων ἀγγείων περικλείεται ἐντός τοῦ κωνοειδοῦς θυλακου τοῦ ἰνώδους περικαρδίου. Τὸ ἰνώδες περικάρδιον πρὸς τὴν βάσιν τῆς καρδίας συγχέεται πρὸς τὸν ἔξω χιτῶνα τῶν μεγάλων ἀγγείων, μετὰ τοῦ ὁποίου συνάπτεται στενῶς, ἐνῶ πρὸς τὰ κάτω συνδέεται πρὸς τὸ τενόντιον κέντρον τοῦ διαφράγματος. Ἐμπροσθεν τὸ περικάρδιον ἔρχεται εἰς ἄμεσον σχέσιν πρὸς τὸ σῶμα τοῦ στέρνου, τοὺς 3ον-6ον πλευρικοὺς χόνδρους καί τὰ πρόσθια ὅρια τῶν πλευρῶν. Αἱ συνδετικαὶ δεσμίδες αἱ συνδέουσαι τὸ περικάρδιον πρὸς τὸ στέρνον ἀποτελοῦν τὸν στερνοπερικαρδιακόν σύνδεσμον. Πρὸς τὰ ὀπίσω, τὸ περικάρδιον ἔρχεται εἰς σχέσιν πρὸς τὸν οἰσοφάγον, τὴν θωρακικὴν καριοῦσαν ἀορτὴν καί τοὺς 5ον-8ον θωρακικοὺς σπονδύλους. Τέλος ἐκατέρωθεν ἐμφανίζει σχέσεις πρὸς τὴν ρίζαν τοῦ συστοίχου πνεύμονος

τό φρενικόν νεῦρον καί τό μεσοπνευμόνιον πέταλον τοῦ ὑπε-
ζωκότος.

Η ΚΑΡΔΙΑ

Ἔνεκα τῆς μεγάλης σημασίας της, εἶναι εὐεξήγητος ἡ με-
τά σημαντικῶν λεπτομεριῶν περιγραφή τῆς καρδίας.

Ἡ καρδία ἔχει σχῆμα ἀκανόνιστον κωνοειδές, κειμένη λο-
ξῶς ἐν τῇ μεσοθωρακίῳ. Ὁρωμένη ἐκ τῶν πρόσω, παρέχει τμή-
ματα ἐξ ὅλων τῶν διαμερισμάτων αὐτῆς, προσιτά εἰς τήν ὄρα-
σιν. Τό δεξιόν ὄριον τῆς καρδίας σχηματίζεται ἐξ ὁλοκλήρου
ὑπό τοῦ δεξιοῦ κόλπου, τό ἀριστερόν μερικῶς ὑπό τοῦ ὠτίου
τοῦ ἀριστεροῦ κόλπου, ἀλλά κυρίως ὑπό τῆς ἀριστερᾶς κοιλί-
ας καί τό κάτω ὄριον αὐτῆς σχηματίζεται κυρίως ὑπό τῆς
δεξιᾶς κοιλίας, ἀλλά καί ὑπό τοῦ κατωτέρου τμήματος τοῦ δε-
ξιοῦ κόλπου καί ὑπό τῆς κορυφῆς τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας.

Ἡ ἔκτασις τῆς προσθίας ἐπιφανείας σχηματίζεται ἀπό
τῆς δεξιᾶς κοιλίας, ἥτις χωρίζεται ἀπό τοῦ δεξιοῦ κόλπου
διὰ τῆς κολποκοιλιακῆς αὐλακος (στεφανιαίας) καί ἀπό τῆς
ἀριστερᾶς κοιλίας διὰ τῆς προσθίας μεσοκοιλιακῆς αὐλακος
(προσθίας ἐπιμήκους).

Ἡ κάτω ἢ διαφραγματική ἐπιφάνεια ἀποτελεῖται ἐκ τμη-
μάτων τῆς δεξιᾶς καί τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας, αἵτινες χωρί-
ζονται διὰ τῆς ὀπισθίας μεσοκοιλιακῆς αὐλακος (ὀπισθίας
ἐπιμήκους). (Ἡ προσθία καί ἡ ὀπισθία μεσοκοιλιακή αὐλαξ,
ἀντιστοιχοῦν ἔσωθεν εἰς τήν πρόσφυσιν τοῦ προσθίου καί ὀ-
πισθίου χείλους τοῦ μεσοκοιλιακοῦ διαφράγματος).

Εἰς τόν σχηματισμόν τῆς κάτω ἐπιφανείας μετέχει καί
τό τμήμα τοῦ δεξιοῦ κόλπου, τό ὑποδεχόμενον τήν κάτω κοι-
λην φλέβα.

Ἡ βάσις ἢ ὀπισθία ἐπιφάνεια τῆς καρδίας εἶναι τετρά-
πλευρος καί σχηματίζεται κυρίως ὑπό τοῦ ἀριστεροῦ κόλπου,
ὅστις ὑποδέχεται τήν ἐκβολήν τῶν πνευμονικῶν φλεβῶν καί
ἐν μέρει ὑπό τοῦ δεξιοῦ κόλπου ἀπό τοῦ ὁποίου χωρίζεται

διά τῆς μεσοκολπίου αὐλακος. Ἡ αὐλαξ αὕτη ἀποτελεῖ, οὕτως εἰπεῖν, ἐπέκτασιν τῆς ὀπισθίας μεσοκοιλιακῆς καὶ ἀντιστοιχεῖ εἰς τὴν πρόσφυσιν τοῦ μεσοκολπίου διαφράγματος.

Διαμερίσματα (θάλαμοι) τῆς καρδίας

Δεξιὸς κόλπος

Ὁ δεξιὸς κόλπος ὑποδέχεται τὴν ἐμβολὴν τῆς ἄνω κοίλης φλεβός, κατὰ τὸ ἀνώτερον καὶ ὀπίσθιον αὐτοῦ τμήμα, καὶ τὰς ἐκβολὰς τῆς κάτω κοίλης φλεβός καὶ τοῦ στεφανιαίου κόλπου κατὰ τὸ κατώτερον αὐτοῦ τμήμα. Πρὸς τὰ πρόσω ὁ δεξιὸς κόλπος ὑποδέχεται τὴν προσθίαν καρδιακὴν φλέβα (ἥτις προσάγει αἷμα κυρίως ἐκ τοῦ προσθίου τοιχώματος τῆς καρδίας).

Μεταξὺ τῶν κοίλων φλεβῶν ὑπάρχει εὐδιάκριτός τις ἀκρολοφία, φερομένη κατὰ τὸ μᾶλλον ἢ ἥττον καθέτως πρὸς τὰ κάτω, ἡ τελικὴ ἀκρολοφία (ὑποσημαινομένη ἐπὶ τῆς ἐξωτερικῆς ἐπιφανείας τοῦ κόλπου ὑπὸ ἀβαθοῦς αὐλακος, τῆς τελικῆς αὐλακος). Ἡ τελικὴ ἀκρολοφία χωρίζει τὸ λεπτότατον ὀπίσθιον τμήμα τοῦ κόλπου, τὸ ὁποῖον προέρχεται ἐκ τοῦ φλεβώδους κόλπου, ἀπὸ τοῦ παχυτοίχου προσθίου τμήματος, τὸ ὁποῖον προερχόμενον ἐκ τοῦ γνησίου ἐμβρυϊκοῦ κόλπου ἐπεκτείνεται ἐντὸς τοῦ ὠτίου τοῦ κόλπου.

Δεξιὰ κοιλία

Ἡ δεξιὰ κοιλία ἐπικοινωνεῖ μετὰ τοῦ δεξιοῦ κόλπου διὰ τοῦ δεξιοῦ κολποκοιλιακοῦ στόμιου, εἰς τὸ ὁποῖον προσφύεται ἡ τριγλῶχιν βαλβίς.

Ἡ δεξιὰ κοιλία ἐπεκτείνεται πρὸς τὰ ἄνω καὶ δεξιὰ εἰς τὸν ἀρτηριακὸν ἢ πνευμονικὸν κῶνον, ὅστις ἀποτελεῖ τὸν πρόδομον τῆς πνευμονικῆς ἀρτηρίας, ἥτις ἀρχεται ἀπὸ τῆς κορυφῆς τούτου καὶ ἀποφράσσεται ὑπὸ τριῶν πλαγίων. Ἡ περιοχὴ τῆς ὁδοῦ εἰσροῆς τῆς δεξιᾶς κοιλίας καθορίζεται ἐκ τῆς παρουσίας ἀριθμοῦ τινος ἀκανονίστων μυϊκῶν ὑπεγέρσεων (μυϊκῶν δοκίδων), τινές τῶν ὁποίων προβάλλουσιν ἐντὸς τῆς κοιλίας δι' ἑνὸς ἐλευθέρου ἀκρου καὶ ἀποτελοῦν τοὺς

θηλοειδεῖς μῦς. Τά ἐλεύθερα ἄκρα τῶν θηλοειδῶν μυῶν συνδέονται πρὸς τὰ ἐλεύθερα χεῖλη τῶν γλωχίνων τῆς τριγλώχινος βαλβίδος, δὴ λεπτοτάτων τενοντίσκων, τῶν τενοντίων χορδῶν.

Ἀριστερός κόλπος

Ὁ ἀριστερός κόλπος εἶναι μᾶλλον μικρότερος τοῦ δεξιοῦ, ἀλλὰ ἐμφανίζει κατὰ τι παχύτερα τοιχώματα τούτου. Κατὰ τὸ ἄνω τμήμα τοῦ ὀπισθίου αὐτοῦ τοιχώματος εὐρίσκονται τὰ στόμια ἐκβολῆς τῶν τεσσάρων πνευμονικῶν φλεβῶν.

Ἀριστερά κοιλία

Ἡ ἀριστερά κοιλία ἐπικοινωνεῖ μετὰ τοῦ ἀριστεροῦ κόλπου διὰ τοῦ συστοίχου κολποκοιλιακοῦ στομίου. Τὸ στόμιον τοῦτο ἀποφράσσεται ὑπὸ τῆς διγλώχινος ἢ μιτροειδοῦς βαλβίδος, ἥτις συγκροτεῖται ἐκ μιᾶς προσθίας (ἔσω) μεγαλυτέρας γλωχίνος καὶ μιᾶς ὀπισθίας (ἔξω) μικροτέρας τοιαύτης. Τά ἐλεύθερα χεῖλη τῶν γλωχίνων συνδέονται πρὸς τοὺς θηλοειδεῖς μῦς διὰ τῶν τενοντίων χορδῶν.

Τὸ ἀορτικὸν στόμιον ἀποφράσσεται ὑπὸ τριῶν μηνοειδῶν βαλβίδων, μετὰ τοῦ τοιχώματος τῶν ὀποιῶν καὶ τοῦ ἀρτηριακοῦ τοιχώματος σχηματίζονται οἱ μηνοειδεῖς ἀορτικοὶ κόλποι. Τὰ στόμια τῆς δεξιᾶς καὶ ἀριστερᾶς στεφανιαίας ἀρτηρίας εὐρίσκονται ἔσωθεν τῶν ἀντιστοιχῶν μηνοειδῶν κόλπων.

Τὸ σύστημα ἀγωγῆς τῆς καρδίας

Ἡ ἀγωγή τῶν νευρικῶν ἐρεθισμάτων εἰς τὸν καρδιακὸν μῦν τελεῖται ὑπὸ εἰδικευμένων μυϊκῶν ἰνῶν, αἵτινες εὐρίσκονται εἰς τὸν φλεβόκομβον εἰς τὸν κολποκοιλιακὸν κόμβον τοῦ His. Ὁ καρδιακὸς παλμὸς ἐκλύεται εἰς τὸν βλεβόκομβον (τὸν βηματοδότην τῆς καρδίας), ὅστις εὐρίσκεται εἰς τὸ ἄνω τμήμα τῆς τελικῆς ἀκρολοφίας ἀκριβῶς δεξιὰ τοῦ στομίου τῆς ἄνω κοίλης φλεβὸς ἐντὸς τοῦ κολπικοῦ τοιχώματος. Ἐκεῖθεν ἡ καρδιακὴ ὥθησις διαχέεται κατὰ μῆ-

κος τοῦ κολπικοῦ μυός καί φθάνει εἰς τόν κολποκοιλιακόν κόμβον, ὅστις εὑρίσκεται εἰς τό μεσοκόλπιον διάφραγμα, ἀμέσως ὑπερθεῖν τῆς ἐκβολῆς τοῦ στεφανιαίου κόλπου. Ἐν συνεχείᾳ τό ἐρέθισμα μεταβιβάζεται πρὸς τὰς κοιλίας διὰ τοῦ κολποκοιλιακοῦ δερματίου τοῦ His. Τό δερμάτιον τοῦτο μετὰ βραχεῖαν πορεῖαν εἰς τό μεσοκοιλιακόν διάφραγμα διαιρεῖται εἰς τό δεξιόν καί τό ἀριστερόν αὐτοῦ σκέλος τὰ ὅποια διατρέχουσιν ἀμέσως κάτωθεν τοῦ ἐνδοκαρδίου τῶν κοιλιῶν, ἐνεργοποιοῦντα ὅλα τὰ τμήματα τοῦ κοιλιακοῦ μυός.

ΑΙΜΑΤΩΣΙΣ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ

Ὁ ἐφοδιασμός τῆς καρδίας δι' αἵματος τελεῖται διὰ τῆς δεξιᾶς καί τῆς ἀριστερᾶς στεφανιαίας ἀρτηρίας. Τὰ κύρια στελέχη τῶν ἀγγείων τούτων πορεύονται εἰς τὴν στεφανιαίαν καί τὰς μεσοκοιλιακὰς αὐλακας.

Ἡ δεξιὰ στεφανιαία ἀρτηρία ἀρχεται ἐκ τοῦ δεξιοῦ ἀορτικοῦ κόλπου, φέρεται πρὸς τὰ πρόσω μεταξὺ πνευμονικῆς ἀρτηρίας καί δεξιοῦ κόλπου, κατερχομένη ἐν συνεχείᾳ εἰς τό δεξιόν τμήμα τῆς στεφανιαίας αὐλακος.

Ἡ ἀριστερά στεφανιαία ἀρτηρία εἶναι μεγαλυτέρα τῆς δεξιᾶς. Αὕτη ἀρχεται ἀπὸ τοῦ συστοίχου ἀορτικοῦ κόλπου φερομένη ἀρχικῶς ὀπισθεν καί ἐν συνεχείᾳ ἀριστερά τῆς πνευμονικῆς ἀρτηρίας καί φθάνει μέχρι τῆς ὀπισθίας μεσοκοιλιακῆς αὐλακος ἀκολουθοῦσα τό ἀριστερόν ἡμιμόριον τῆς στεφανιαίας αὐλακος.

ΦΛΕΒΙΚΗ ΑΠΟΧΕΤΕΥΣΙΣ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ

Ἡ ἀποχέτευσις τοῦ φλεβικοῦ αἵματος τῆς καρδίας. Ἡ ἀποχέτευσίς τῶν δύο τρίτων περίπου τοῦ φλεβικοῦ αἵματος τῆς καρδίας ἐπιτυγχάνεται διὰ φλεβῶν, αἵτινες συνοδεύουσι τὰς στεφανιαίας ἀρτηρίας καί φέρονται εἰς τόν δεξιόν κόλπον. Τό ὑπόλοιπον τῆς φλεβικῆς ἀποχέτευσως τελεῖται

διά μέσου μικρών φλεβών, φερομένων απ' εὐθείας ἐντός τῆς καρδιακῆς κοιλότητος.

Ὁ στεφανιαῖος κόλπος πορεύεται εἰς τὸ ὀπίσθιον τμήμα τῆς στεφανιαίας αὐλακος καὶ ἐκβάλλει ἐντός τοῦ δεξιοῦ κόλπου ἀκριβῶς πρὸς τὰ ἀριστερά τοῦ στομίου τῆς κάτω κοίλης φλεβός.

Νευρικός ἐφοδιασμός

Ἡ καρδιά δέχεται νευρικός παρασυμπαθητικός ἵνας ἐκ τοῦ πνευμονογαστρικοῦ (καρδιο-ανασταλτικόν) καὶ ἐκ τῶν αὐχενικῶν καὶ ἀνωτέρων θωρακικῶν συμπαθητικῶν γαγγλίων τοῦ συμπαθητικοῦ στελέχους (καρδιο-ἐπιταχυντικόν), ἐξ ὧν συγκροτεῖται τὸ ἐπιπολῆς καὶ τὸ ἐν τῷ βάθει καρδιακόν πλέγμα.

Ἄγγεῖα (205)

Τὰ ἄγγεῖα αἵματος ἀποτελοῦν ἓνα κλειστόν σύστημα ἀγωγῶν, τὸ ὁποῖον μεταφέρει αἷμα ἀπὸ τὴν καρδίαν εἰς ὅλα τὰ μέρη τοῦ σώματος καὶ πάλι πίσω εἰς τὴν καρδίαν.

Κατασκευὴ Τοιχώματος Ἀγγείου

Ἐν συντομίᾳ, τὸ τοίχωμα ἀποτελεῖται ἀπὸ τρεῖς χιτῶνας:

1. Ἐσω χιτῶν (tunica intima)
2. Μέσος χιτῶν (tunica media)
3. Ἐξω χιτῶν (tunica externa)

Ὁ ἔσω χιτῶν ἐπενδύεται ἔσωθεν (αὐλὸς ἀγγείου) ὑπὸ τοῦ ἐνδοθηλίου.

Κυκλοφορία (205)

Ἡ κυκλοφορία τοῦ αἵματος ἀνεκαλύφθη ὑπὸ τοῦ William Harvey, ὁ ὁποῖος τὸ 1628 ἀνεκοίνωσεν τὰ ἀποτελέσματα τῶν μελετῶν του.

Ὡς σημείωσις, θὰ ἀναφέρετο ἐδῶ ὅτι ἡ ἐνδοεπιφάνεια τεχνητῆς καρδίας καὶ αἵματος δυνατόν νά ἐπικαλυφθῇ ὑπὸ μιᾶς

πολυκυτταρικής στιβάδος ήτις λαμβάνει τό ὄνομα νέο - ἔσω χιτῶν (Neo-intima). Αὕτη ἡ στιβάς δυνατόν νά ἐπικαλυφθῇ ὑπό μιᾶς μονοκυτταρικής στιβάδος ὑπό τό ὄνομα νέο - ἐνδοθηλίον (Neo-endothelium).

Τό αἷμα ἐγκαταλείποντας τήν καρδίαν καί ἐπιστρέφοντας εἰς τήν καρδίαν περνᾷ διά μέσου δύο διαφορετικῶν κυκλωμάτων, τήν πνευμονικήν κυκλοφορίαν καί τήν συστηματικήν κυκλοφορίαν.

Εἰς τήν πνευμονικήν κυκλοφορίαν τό αἷμα διέρχεται διά τῶν πνευμόνων ἀγόμενον διά τῶν πνευμονικῶν ἀρτηριῶν καί ἐπιστρέφει διά τῶν πνευμονικῶν φλεβῶν εἰς τήν καρδίαν (ἀριστερός κόλπος).

Εἰς τήν συστηματικήν κυκλοφορίαν τό αἷμα περνᾷ διά τῆς ἀορτῆς εἰς ὅλα τά μέρη τοῦ σώματος καί ἐπιστρέφει εἰς τήν καρδίαν (δεξιός κόλπος) διά τῆς ἄνω καί κάτω φλεβός καί καρδιακῶν φλεβῶν.

Πνευμονική Κυκλοφορία

Πνευμονική ἀρτηρία

Ὁ πνευμονικός κορμός ἀρχίζει ἀπό τόν ἀρτηριακόν κῶνον τῆς δεξιᾶς κοιλίας. Μετά ἀπό μίαν πορείαν 5 ἐκατ. ὁ πνευμονικός ἀρτηριακός κορμός διαιρεῖται εἰς δεξιάν καί ἀριστεράν πνευμονικήν ἀρτηρίαν.

Πνευμονικάί φλέβαι

Εἶναι συνήθως πέντε πνευμονικάί φλέβαι, μία ἐξ ἐκάστου λοβοῦ τοῦ πνεύμονος, αἱ ὁποῖαι ἐκβάλλουν εἰς τόν ἀριστερόν κόλπον.

Συστηματική Κυκλοφορία

Ἡ τοῦ θώρακος αἱμάτωσις προέρχεται κυρίως ἀπό κλάδους τῆς ἀορτῆς.

Ἀορτή

Ἡ ἀορτή εἶναι ἡ μόνη ἀρτηρία τῆς συστηματικῆς κυκλο-

φορίας. Διαιρείται ἐντός τοῦ θώρακος εἰς: α) ἀνιοῦσα, β) τόξον γ) κατιοῦσα.

Ἀνιοῦσα Ἀορτή

Κεῖται εἰς τό μεσοθωράκιον, ἀρχίζοντας ἀπό τήν ρίζαν τῆς ἀορτῆς καί φέρεται πρὸς τὰ ἄνω καί ἐλαφρῶς πρὸς τὰ δεξιὰ μέχρι τό ὕψος τῆς στερνικῆς γωνίας. Ἐχει διάμετρον 3 ἐκατ. καί μῆκος 5 ἐκατ. Οἱ κλάδοι τῆς ἀνιούσης ἀορτῆς εἶναι ἡ δεξιὰ καί ἀριστερά στεφανιαία ἀρτηρία.

Ἀορτικόν τόξον

Ἡ ἀνιοῦσα ἀορτή μεταβαίνει εἰς τό ἀορτικόν τόξον τό ὁποῖον ἐπιππεύει τόν ἀριστερόν βρόγχον.

Οἱ πρώτοι κλάδοι τῶν ὑποκλειδίων ἀρτηριῶν (κλάδοι τοῦ ἀορτικοῦ τόξου) εἶναι αἱ ἔσω μαστικά (ἢ μαζικά) ἀρτηρίαι.

Κατιοῦσα θωρακική ἀορτή

Κατέρχεται ἐντός τοῦ ὀπισθίου μεσοθωρακίου καί κεῖται μεταξὺ τοῦ ἀορτικοῦ τόξου καί τοῦ 12θ σπονδύλου ὅπου διέρχεται τό ἀορτικόν τρῆμα τοῦ διαφράγματος μεταβαίνουσα εἰς τήν κοιλιακὴν ἀορτήν. Κατά τήν κἀδοδὸν τῆς ἐντός τοῦ κύτους τοῦ θώρακος εὐρίσκεται κατ' ἀρχάς εἰς τό ἀριστερόν τῆς σπονδυλικῆς στήλης καί εἶναι ἔμπροσθεν αὐτῆς. Οἱ κλάδοι τῆς κατιούσης θωρακικῆς ἀορτῆς δύνανται νά διαιρεθοῦν εἰς τοιχωματικούς καί σπλαχνικούς.

Τοιχωματικοί: Περιλαμβάνουν ἀπὸ τήν 3ην μέχρι τήν 11ην ὀπισθίαν μεσοπλευρίον ἀρτηρίαν καί ὑποπλευρίου.

Σπλαχνικοί: α) Βρογχικά ἀρτηρίαι

β) Οἰσοφαγικά

γ) Περικαρδιακά

δ) Μεσοθωρακίου ἀρτηρίαι

Φλέβαι

Ἀνω καί κάτω κοίλη φλέψ ἐκβάλλουσα εἰς δεξιόν κόλπον.

Κατωτέρω περιγράφονται ἐν συντομίᾳ ἀνατομικά μέρη ἔχοντα σχέσιν μέ τήν ἐμφύτευσιν τοῦ ἡμετέρου συστήματος.

Ἡ ἀνατομική τῶν κοιλιακῶν τομῶν (Ἐγκάρσιαι καί λοξαί τομαί).

Αἱ τομαί αὗται τελούμεναι διὰ μέσου τῶν πλαγίων κοιλιακῶν μυῶν (ἔξω λοξός, ἔσω λοξός, καί ἐγκάρσιος κοιλιακός), δέν καταστρέφουν τόν πλουσίως ἀναστομούμενον νευρικόν ἐφοδιασμόν τούτων καί ἀποκαθίστανται χωρίς νά καταλείπουν ἀδυναμίαν. Αὗται εἶναι χρήσιμοι, π.χ. διὰ τήν προσπέλασιν τοῦ σιγμοειδοῦς ἢ τοῦ τυφλοῦ ἢ κατόπιν παρεκτοπίσεως τοῦ περιτοναίου πρὸς τήν μέσσην γραμμήν διὰ τήν προσπέλασιν ὀπισθιοπεριτοναϊκῶν μορίων, ὡς ὁ οὐρητήρ, τὸ στέλεχος τοῦ συμπαθητικοῦ καί λαγόνια ἀγγεῖα.

ΠΑΧΥ ΕΝΤΕΡΟΝ

Περιτοναϊκαί προσφύσεις

Ἐγκάρσιον κόλον κρέμαται ἐκ περιτοναϊκῆς πτυχῆς ἐγκάρσιον μεσοκόλον, τὸ δέ σιγμοειδές ἐκ τοῦ μεσοσιγμοειδοῦς. Τὸ ἀνιόν καί κατιόν κόλον στεροῦνται μεσοκόλου καί καλύπτονται ἀπλῶς ὑπὸ τοῦ περιτοναίου (μόνον ἐκ τῶν πρόσω καί τῶν πλαγίων), συμφύονται δέ διὰ τῆς ἀκαλύπτου ὀπισθίας ἐπιφανείας αὐτῶν ἀπ' εὐθείας μετὰ τοῦ ὀπισθίου κοιλιακοῦ τοιχώματος.

Ο ΣΠΛΗΝ

Ὁ σπλήν, σχηματίζων τὸ ἀριστερόν πλάγιον ἄκρον τοῦ ἐπιπλοϊκοῦ θυλάκου, ἔχει μέγεθος περίπου πυγμῆς. Ἐκ τοῦ σπληνός ἐκπορεύεται ὁ γαστροσπληνικός σύνδεσμος, φερόμενος πρὸς τὸ μεῖζον τόξον τοῦ στομάχου καί ὁ σπληνονεφρικός σύνδεσμος πρὸς τὸ ὀπίσθιον κοιλιακὸν τοίχωμα.

Σχέσεις

πρὸς τὰ ὀπίσω - τὸ ἀριστερόν διάφραγμα, διὰ τοῦ ὁποίου χωρίζεται ἀπὸ τοῦ ὑπεζωκότος, τοῦ ἀριστεροῦ πνεύμονος καί

τήν 9ην, 10ην, καί 11ην πλευράν.

Πρός τά πρόσω - στόμαχος. Πρός τά κάτω - ἡ σπληνική καμπή τοῦ κόλου (ἀριστερά κολική καμπή). Πρός τά ἔσω - ἀριστερός νεφρός. Ἡ οὐρά τοῦ παγκρέατος καταλήγει ἀντικρύ τῶν πυλῶν τοῦ σπληνός.

ΝΕΦΡΟΙ

Οἱ νεφροί κεῖνται ὀπισθοπεριτοναϊκῶς ἐπὶ τοῦ ὀπισθίου κοιλιακοῦ τοιχώματος.

ΣΧΕΣΕΙΣ

Πρός τά ὀπίσω - τό διάφραγμα, ὁ τετράγωνος ὀσφυϊκός μῦς, ὁ ψοῖτης, ὁ ἐγκάρσιος κοιλιακός, ἡ 12η πλευρά. Πρός τά πρόσω - (τοῦ ἀριστεροῦ νεφροῦ) ὁ στόμαχος, τό πάγκρεας, ὁ σπλήν, καί τό κατιόν κόλον. Τά ἐπινεφρίδια κεῖνται ἐκότερον ἐπὶ τοῦ ἄνω πόλου τοῦ συστοίχου νεφροῦ δίκεν κυπέλου.

Ο ΟΥΡΗΤΗΡ

Μήκους περίπου 25 ἐκ. ἐμφανίζει τό κοιλιακόν, τό πυελικόν καί τό ἐνδοκυστικόν τμήμα.

Τό κοιλιακόν τμήμα τοῦ οὐρητήρος πορεύεται ἐπὶ τοῦ ἔσω χείλους τοῦ μείζονος ψοῖτου μυός καί εἰτα εἰσέρχεται ἐντός τῆς πυέλου κατὰ τόν διχασμόν τῆς κοινῆς λαγονίου ἀρτηρίας, ἐμπροσθεν τοῦ ἱερολαγονίου ἀρθρώσεως.

Ὁ ἀριστερός οὐρητήρ χιάζεται κατὰ τήν πορείαν αὐτοῦ ἐν τῇ κοιλίᾳ μετὰ τῶν ἔσω σπερματικῶν καί τῶν ἀριστερῶν κολικῶν ἀγγείων καί εἰτα φερόμενος ὀπισθεν τοῦ μεσοσιγμοειδοῦς καί τοῦ σιγμοειδοῦς πορεύεται ὑπερθεν τοῦ χείλους τῆς πυέλου.

ΠΥΕΛΟΣ

Ἡ πύελος (λεκάνη) συγκροτεῖται ἐκ τῶν ἄνω νύμων ὀστέων (λαγόνιον, ἡβικόν καί ἰσχυακόν ὀστοῦν), τοῦ ἱεροῦ ὀστέου καί

τοῦ κόκκυγος συνδεομένων μεταξύ των διὰ πυκνῶν συνδέσμων.

Τό ὀπίσθιον κοιλιακόν τοίχωμα

Ἡ κοίτη τοῦ ὀπισθίου κοιλιακοῦ τοιχώματος εἶναι κατασκευασμένη ἐκ τριῶν ὀστεῖνων καί τεσσάτων μυϊκῶν μορίων.

Τά ὀστεῖνα εἶναι:

- α) τὰ σώματα τῶν ὀσφυϊκῶν σπονδύλων,
- β) τό ἱερὸν ὀστοῦν,
- γ) αἱ πτέρυγες τοῦ λαγονίου ὀστοῦ.

Τά μυϊκά εἶναι:

- α) τό διάφραγμα - ὀπίσθιον τμήμα,
- β) ὁ τετράγωνος ὀσφυϊκός,
- γ) ὁ μείζων ψοῖτης,
- δ) ὁ λαγόνιος μῦς.

Τό διάφραγμα περιεγράφη εἰς τό τμήμα τοῦ θώρακος.

Ὁ μείζων ψοῖτης μῦς ἐκφύεται ἐκ τῶν ἐγκαρσίων ἀπεφύσεων ὅλων τῶν ὀσφυϊκῶν σπονδύλων, ἐκ τῶν πλαγίων τῶν σωμάτων αὐτῶν καί ἐκ τῶν μεσοσπονδυλίων δίσκων ἀπό τοῦ 12ου θωρακικοῦ ἕως τοῦ 5ου ὀσφυϊκοῦ σπονδύλου. Ὁ μῦς οὗτος φέρεται πρὸς τὰ κάτω καί πλαγίως τοῦ ὀρίου τοῦ χεῖλους τῆς πυέλου. Αἱ μυϊκαί αὐτοῦ δεσμίδες συγκλίνουσιν πρὸς τὰ κάτω εἰς τένοντα, ὅστις ἐνούμενος καί μετὰ τοῦ λαγονίου μυός (λαγονοψοῖτης) διέρχεται πρὸ τῆς προσθίας ἐπιφανείας τῆς κατ' ἰσχίον ἀρθρώσεως, κάτωθεν τοῦ βουβωνικοῦ συνδέσμου καί καταφύεται ἐπὶ τοῦ ἐλάσσοντος τροχαντήρος τοῦ μηριαίου ὀστοῦ.

Ὁ μείζων ψοῖτης ἐνεργῶν κάμπτει τό ἰσχίον πρὸς τόν κορμόν, ἢ ἀντιστρόφως τόν κορμόν πρὸς τὰ ἰσχία (ἐπὶ ἀκίνησις τῶν κάτω ἁκρων (ὡς π.χ. κατά τὴν κάθισιν ἀπὸ τῆς κατακεκλιμένης θέσεως).

β) ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑΣ

Φυσιολογική Ίσχύς Αντλήσεως της Καρδίας (172).

Είς έναν ενήλικα άρρενα, η καρδιακή παροχή (Κ.Λ.Ο.Α.) εν ήρεμιά είναι περίπου 5,0 L/min. Είς μίαν φυσιολογικήν μέσην τιμήν συστηματικής πιέσεως, αυτό ισοδυναμεί προς μέσην τιμήν καρδιακής ισχύος άντλήσεως 1,5 W. Όπου $WATT(W) = 0,83 \text{ Kcalories/HR}$. Άσκησις ή συγκίνησις δύναται νά ά-
νυψώση τήν τιμήν είς 7.0 W. Ο μέσος όρος τής καρδιακής ισχύος βασιζομένης επί 1,73 M² έμβαδοϋ έπιφανείας σώματος δεικνύεται είς πίνακα 2.

Πίναξ 2

Ηλικία (έτη)	Έλαχίστη Βιολογική καρδιακή ισχύς (WATTS)	Μεγίστη βιολογική καρδιακή ισχύς (WATTS)
20	1,11	6,53
50	1,03	5,48
80	0,75	4,22

Βασιζομένη επί 1,73 M² έπιφανείας σώματος διά 3 ή-
λικίας καί διορθωμένη διά στεφανιαίαν ροήν ως 8% τής
καρδιακής παροχής.

Ως στοιχεΐον συγκρίσεως, φυσιολογική τιμή βασικοϋ μετα-
βολισμού τοϋ άνθρώπου είναι 70 KCAL/HR ήτις άντιστοιχεΐ,
κατά προσέγγισιν είς 80 WATTS (206).

Απαιτήσεις ισχύος Αντλήσεως μιās βοηθητικής άντλίας τής κυκλοφορίας

Τά 83% τοϋ έργου άντλήσεως τής βιολογικής καρδίας έ-
κτελοϋνται υπό τής άριστεράς κοιλίας. Αί βοηθητικάί τής
κυκλοφορίας συσκευαί δυνατόν νά απαιτηθῇ νά αναλάβουν ά-
πό 20 έως 100% τοϋ έργου τής άριστεράς κοιλίας. Αύταί αι
άντλίες, τότε δυνατόν νά απαιτηθῇ νά παραγάγουν 83% τοϋ

ολικού έργου της βιολογικής καρδιάς του ανθρώπου. Διά έναν τυπικών $1,73 \text{ M}^2$ υπάλληλον γραφείου, απαιτείται ισχύς άντλήσεως αίματος της αντλίας περίπου $1,45 \text{ W.}$, με ύψος στην απαίτησιν μέχρι $3,3 \text{ W}$ (μέσην τιμήν).

Επιπρόσθετος Ένδογενής Παραγωγή Θερμότητας και Διασκορπισμός (Dissipation) (172)

Εκ τών ανωτέρω υπολογισμών, έπεται ότι μία υποβοηθητική αντλία διατηρούσα την κυκλοφορίαν ενός καθημένου άνδρος απαιτεί περίπου $1,5 \text{ W.}$ μέσης ισχύος άντλήσεως. Έξαιρουντες άκραίας τιμάς άσκήσεως αι όποϊαι δύνανται νά άνυψώσουν αύτήν την απαίτησιν εις $7,0 \text{ W.}$, εις μέσος όρος ισχύος παροχής εις τό αίμα έξ $1,5$ έως $4,0 \text{ W}$ θά έπρεπε νά είναι έπαρκής. Διά έναν 70 kg άνδρα ή θερμική ισχύς ή όποϊα πρέπει νά διατεθῇ μέ την άξίωσιν αποδόσεως του συστήματος 15% , θά κυμανθῇ μεταξύ 20 και 30 W. ($0,29$ έως $0,43 \text{ W./kg}$). Stress ή άσκησις αύξάνει την απαίτησιν προς διασκορπισμόν θερμότητος (Heat Dissipation).

Θερμική Έναποθίκευσις Ένεργείας (172)

Δι' έν υπό έρευναν σύστημα μέ απόδοσιν 15% τό όποϊον προσφέρει $1,75 \text{ W.}$ μέσης ισχύος άντλήσεως εις τό αίμα και $4,0 \text{ W}$ μεγίστης ισχύος χωρίς σúdeνα μηχανισμόν αποθηκεύσεως ένεργείας, ή εισαγομένη θερμική ισχύς, ή όποϊα απαιτείται, έπρεπε νά ήτο $26,6 \text{ W.}$

Η καρδιά και ή κυκλοφορία (2027)

Η καρδιά είναι μία παλλομένη, τετράχωρη (Fourchamber), αντλία συνισταμένη υπό δύο κόλπων και δύο κοιλιών.

Ο καρδιακός μύς. (1) είναι γραμμικός όπως και ό σκελετικός μύς.

(2) είναι ένα λειτουργικόν συγκύτιον ακολουθούντος την άρχήν "όλον ή οúdeν".

Η καρδιά αποτελείται από δύο κεχωρισμένα συγκύτια: κολπικόν και κοιλιακόν συγκύτιον, τά όποϊα συνδέονται με-

ταξύ των μόνον διά τοῦ κολπο-κοιλιακοῦ ἐρεθίσματαγωγού δε-
ματίου.

Καρδιακός κύκλος

Ἡ περίοδος ἀπὸ τὸ τέλος μιᾶς καρδιακῆς συστολῆς μέχρι τὸ τέλος τῆς ἐπομένης συστολῆς ὀνομάζεται καρδιακός κύ-
κλος. Οἱ κόλποι συστέλλονται πρὶν ἀπὸ τὰς κοιλίας. Οὕτω οἱ
κόλποι λειτουργοῦν ὡς πρωτογενεῖς ἀντλῖαι διὰ τὰς κοιλί-
ας αἱ κοιλίαι τότε προσφέρουν τὴν μεγίστην πηγὴν ἰσχύος
διὰ τὴν κίνησιν τοῦ αἵματος διὰ μέσου τοῦ ἀγγειακοῦ συ-
στήματος.

Ὁ καρδιακός κύκλος συνίσταται ἀπὸ μίαν περίοδον χα-
λαρώσεως καλουμένης διαστολῆς, ἀκολουθουμένη ἀπὸ μίαν πε-
ρίοδον συστολῆς (Contraction) ὀνομαζομένης συστολῆς.

Κόλποι ὡς ἀντλῖαι

Αἷμα ρέει συνεχῶς ἀπὸ τὰς κοίλας φλέβας ἐντὸς τῶν
κόλπων καὶ περίπου 70% αὐτῆς τῆς ροῆς ρέει κατ' εὐθείαν
ἐντὸς τῶν κοιλιῶν πρὶν οἱ κόλποι συσταλοῦν καὶ ἔπειτα οἱ
κόλποι συστέλλονται καὶ προκαλοῦν τὴν ἐπιπρόσθετον 30%
τῆς πληρώσεως τῶν κοιλιῶν.

Κοιλίαι ὡς ἀντλῖαι

Ἀμέσως μετὰ τὴν ἐναρξιν τῆς κοιλιακῆς συστολῆς ἡ πί-
εσις ἐντὸς τῶν κοιλιῶν αὐξάνει ἀποτόμως, προκαλοῦσα τὴν
σύγκλεισιν τῶν κολπο-κοιλιακῶν βαλβίδων. Τότε ἓνας ἐπι-
πρόσθετος μικρὸς χρόνος 0,02-0,03 δευτερολέπτου ἀπαιτεῖ-
ται διὰ τὰς κοιλίας νὰ ἀνυψώσουν τὴν πίεσιν ὥστε νὰ πιέ-
σουν καὶ ἀνοίξουν τὰς μινοειδεῖς (ἀορτικὴν καὶ πνευμονι-
κὴν) βαλβίδας ἀνταγωνιζόμεναι τὴν πίεσιν εἰς τὴν ἀορτὴν
καὶ πνευμονικὴν ἀρτηρίαν. Κατὰ τὴν περίοδον αὐτὴν, συστολὴ
λαμβάνει χώραν ἀλλὰ ὅχι ἐκκένωσις τῶν κοιλιῶν. Αὕτῃ ἡ πε-
ρίοδος καλεῖται ἰσομετρικὴ συστολὴ (δηλαδή ἡ τάσις αὐ-
ξάνει εἰς τὸν μῦν ἀλλὰ δέν παρατηρεῖται βράχυνσις τῶν μυ-
νῶν (νῶν)).

Περίοδος έξωθήσεως: Όταν η πίεσις τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας, αὐξηθῇ ὀλίγον ὑπεράνω τῶν 80 mmHg καί τῆς δεξιᾶς κοιλίας ὀλίγον ὑπεράνω τῶν 8 mmHg, αἱ κοιλιακαί πιέσεις τότε ἀνοίγουν τὰς μινοειδεῖς βαλβίδας καί τό αἷμα ἐκκενοῦται ἐκ τῶν κοιλιῶν.

Περίοδος ἰσομετρικῆς χαλαρώσεως.

Κατά τό τέλος τῆς συστολῆς, κοιλιακή χαλάρωσις ἀρχίζει ἀποτόμως, ἐπιτρέπουσα εἰς τήν ἐνδοκοιλιακὴν πίεσιν νά πέσῃ ταχέως. Ἡ ἀνυψωμένη πίεσις εἰς τὰς μεγάλας ἀρτηρίας πιέζει ἀμέσως τό αἷμα ὀπίσω πρὸς τὰς κοιλίας, τό ὅποῖον συγκλείει ἀποτόμως τήν ἀορτικὴν καί πνευμονικὴν βαλβίδα.

Όταν ἡ πίεσις τῶν κοιλιῶν πέσει χαμηλότερα ἀπὸ τήν τῶν κόλπων αἱ κολπο-κοιλιακαί βαλβίδες ἀνοίγουν καί οὕτω ἓνας νέος καρδιακὸς κύκλος ἀρχίζει.

Ἡ καμπύλη τῆς ἀορτικῆς πιέσεως

Ἡ εἰσόδος τοῦ αἵματος ἐκ τῶν κοιλιῶν ἐντὸς τῶν ἀρτηριῶν εἶναι ἡ αἰτία ὥστε τὰ τοιχώματα αὐτῶν τῶν ἀρτηριῶν νά διαταθοῦν καί ἡ πίεσις εἰς τό ἀρτηριακὸν σύστημα νά αὐξηθῇ. Τότε, εἰς τό τέλος τῆς συστολῆς, ὅταν ἡ ἀριστερά κοιλία σταματήσῃ νά ἐξακοντίζει αἷμα, ἡ ἐπὶ πλέον πλήρωσις τῶν ἀρτηριῶν διατηρεῖ ὑψηλὴν πίεσιν εἰς τὰς ἀρτηρίας ἐνῶ ἡ κοιλιακὴ πίεσις πίπτει. Αὐτό δημιουργεῖ μίαν διαφορικὴν πίεσιν πρὸς τὰ ὀπίσω διὰ μέσου τῆς ἀορτικῆς βαλβίδος, καί ἡ ἀορτικὴ βαλβὶς κλείνει.

Μετά τήν σύγκλεισιν τῆς ἀορτικῆς βαλβίδος ἡ πίεσις εἰς τήν ἀορτὴν πίπτει βραδέως κατὰ τήν διάρκειαν τῆς διαστολῆς διότι αἷμα ἦτο ἀποθηκευμένον εἰς τὰς διατεταμένας ἐλαστικὰς ἀρτηρίας καί οὕτω ρέει συνεχῶς διὰ τῶν περιφερικῶν ἀγγείων πρὸς τὰς φλέβας.

Όγκος κοιλιῶν καί ὄγκος παλμοῦ

Κατά τήν διαστολήν, ἡ πλήρωσις τῶν κοιλιῶν φυσιολογικῶς αὐξάνει τὸν ὄγκον ἐκάστης κοιλίας εἰς 120-130 περίπου

χιλιοστόλιτρα. Αύτος ο όγκος είναι γνωστός ως τελο-διαστολικός (end-diastolic) όγκος. Έπειτα, καθώς αι κοιλίαι εκκενούνται κατά την διάρκεια της συστολής, ο όγκος, έλαττοῦται περίπου εἰς 70 χιλιοστόλιτρα, καί ονομάζεται όγκος παλμοῦ. Ο ὑπολειπόμενος όγκος εἰς ἐκάστην κοιλίαν, περίπου 50-60 χιλιοστόλιτρα, ονομάζεται τελο-συστολικός όγκος.

Οὕτω, διά αύξήσεως τοῦ τελο-διαστολικοῦ όγκου καί έλάττώσεως τοῦ τελο-συστολικοῦ όγκου, ο όγκος παλμοῦ δύναται νά αύξηθῇ εἰς πλέον ἀπό 150 χιλιοστόλιτρα εἰς φυσιολογικόν ἄτομον καί ἀκόμη περισσότερον μέχρι 225 ml εἰς μερικούς ἀθλητάς.

Ένέργεια διά τήν καρδιακήν συστολήν

Ἡ καταναλισκομένη ενέργεια εἶναι περίπου ἀνάλογος τοῦ γινομένου τοῦ βαθμοῦ τῆς τάσεως τῆς παραγομένης ὑπό τοῦ καρδιακοῦ μυός κατά τήν συστολήν ἐπὶ τήν διάρκεια τοῦ χρόνου πού ἡ τάσις διατηρεῖται.

Απόδοσις Καρδιακῆς Συστολῆς (ἢ Απόδοσις Καρδίας).

Κατά τήν διάρκεια τῆς μυϊκῆς συστολῆς τό πλεῖστον τῆς χημικῆς ἐνεργείας μετατρέπεται εἰς θερμότητα καί ἓνα μικρό τμήμα εἰς ἔργον παροχῆς. Ἡ σχέσις τοῦ ἔργου παροχῆς πρὸς τήν καταναλισκομένην χημικήν ἐνέργειαν ονομάζεται ἀπόδοσις τῆς καρδίας. Ἡ ἀπόδοσις ὑπό φυσιολογικᾶς συνθήκας εἶναι 5-10%. Κατά τήν διάρκεια μεγίστου ἔργου παροχῆς 15-20 % καί εἰς μερικούς ἀθλητάς 25%.

Ρύθμισις τῆς Καρδιακῆς λειτουργίας

Ἐν ἡρεμίᾳ ἡ καρδία ἔχει κατά λεπτόν όγκον παλμοῦ 4 - 6 λίτρα αἵματος.

Κατά τήν διάρκεια ὑπερμέτρου ἀσκήσεως δύναται νά αύξῇ τόν κατά λεπτόν όγκον αἵματος (κ.Α.Ο.Α.) εἰς πενταπλασίαν ποσότητα.

Υπάρχουν δύο βασικοί τρόποι διά τῶν ὁποίων ἡ λειτουργία ἀντλήσεως τῆς καρδίας ρυθμίζεται: (1) Ἐνδογενῆς αὐτορ-

ρύθμισις (Frank-Starling, νόμος τῆς καρδίας) ἐξαρτουμένης ἐκ τῆς ἀλλαγῆς τοῦ ὀγκοῦ τοῦ αἵματος ρέοντος ἐντὸς τῆς καρδίας (φλεβική ἐπάνοδος). (2) Ἡ διὰ ἀντανεκλαστικῶν ρύθμισις τῆς καρδίας (συμπαθητικὸν + παρασυμπαθητικὸν νευρικὸν σύστημα).

Τὰ νεῦρα ἐπηρεάζουν τὴν καρδιακὴν ἀντλήσιν διὰ δύο τρόπων:

(α) διὰ μεταβολῆς τῆς συχνότητος (χρονότοπος) καὶ (β) διὰ μεταβολῆς τῆς δυνάμεως συστολῆς (ἐνότοπος).

Ἐπίσης θὰ ἐπρεπε νὰ ἀναφερθοῦν δύο ἀκόμη παράγοντες ἐπιδρώντες ἐπὶ τῆς καρδιακῆς λειτουργίας:

(1) Ἴόντα: (α) Κάλιον, (β) Ἀσβέστιον.

(2) Θερμοκρασία: Αὔξησις θερμοκρασίας προκαλεῖ αὔξασιν συχνότητος παλμῶν.

Ἐρεθισματαγωγὸν Σύστημα τῆς Καρδίας.

Ἡ τοῦ ἐνηλίκου καρδιά πάλει φυσιολογικῶς μέ μιαν ρυθμικὴν συχνότητα περίπου 72 παλμούς κατὰ λεπτόν, ἐλεγχομένη ὑπὸ τοῦ καρδιακοῦ ἐρεθισματαγωγοῦ συστήματος τὸ ὁποῖον ἀποτελεῖται:

(1) ἐκ βλεβοκόμβου

(2) ἐκ κολπο-κοιλιακοῦ κόμβου

(3) ἐκ κολπο-κοιλιακοῦ δεματίου τοῦ His μετὰ τῶν δύο σκελῶν του.

Αἰμοδυναμική

Τὸ κυκλοφορικὸν σύστημα ἀποτελεῖται ὑπὸ δύο κυρίως ὑποσυστημάτων:

(α) συστηματικὴ κυκλοφορία

(β) πνευμονικὴ κυκλοφορία

Αἱ ἀρτηρίαι ἐκάστου ὑποσυστήματος παριστοῦν ἓνα διατατὸν θάλαμον. Τὰ ἀρτηρίδια καὶ τριχοειδῆ παριστοῦν πολὺ μικρὰς συνδέσεις μετὰ ἀρτηριῶν καὶ φλεβῶν. Τὸ αἷμα ρέει σχεδὸν ἀνευ ἀντιστάσεως εἰς ὅλα τὰ μεγάλα ἀγγεῖα τῆς κυ-

κλοφορίας, αλλά αυτό δεν συμβαίνει εις τὰ αρτηρίδια και τριχοειδή όπου υπάρχουν σημαντικά αντιστάσεις.

Ίνα τό αίμα ρεύση διά μέσου όλων αὐτῶν τῶν μικρῶν ἀγγείων (ἀντιστάσεων) ἡ καρδία ἀντλεῖ αἷμα ἐντός τῶν ἀρτηριῶν ὑπό ὕψηλὴν πίεσιν (φυσιολογικῶς μέ συστολικήν πίεσιν 120 mmHg εἰς τὴν συστηματικὴν κυκλοφορίαν καί 22 mmHg εἰς τό πνευμονικόν ὑποσύστημα.

Σχέσις μεταξύ πιέσεως, ροῆς καί ἀντιστάσεως

Ἡ διαφορική πίεσις μεταξύ δύο σημείων ἐνός ἀγγείου κάνει τό αἷμα νά ρεῖ ἐκ τῆς ὕψηλῆς πιέσεως περιοχῆς πρὸς τὴν χαμηλοτέρας πιέσεως περιοχὴν ἐνῷ ἡ ἀντίστασις ἐμποδίζει τὴν ροήν. Αὐτό δύναται νά ἐκφρασθῇ μαθηματικῶς ὡς ἑξῆς:

$$Q = \frac{\Delta P}{R} \quad \text{ἢ} \quad \Delta P = Q \cdot R \quad \text{ἢ} \quad R = \frac{\Delta P}{Q}$$

(Q = ροή αἵματος, ΔP = διαφορική πίεσις, R = ἀντίστασις).

Ροή Αἵματος: Σημαίνει ποσότητα αἵματος τό ὅποῖον διέρχεται ἐν δεδομένον σημεῖον εἰς τὴν κυκλοφορίαν εἰς ἓνα δεδομένον χρόνον.

Ἔχομεν δύο εἶδη ροῆς. (1) Στροβιλώδη, (2) Νηματώδη (γραμμοειδῆς).

Καρδιακή παροχή: ποσόν αἵματος ἐκ τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας εἰς τὴν ἀορτὴν κατὰ λεπτόν.

Ἀγγειακή ἐνδοτικότητα (Vascular compliance)

Συνήθως εἰς αἰμοδυναμικὰς μελέτας εἶναι πολὺ πλεονέκτημα νά γνωρίζωμεν τὴν ὁλικὴν ποσότητα τοῦ αἵματος τό ὅποῖον δύναται νά ἀποθηκευθῇ εἰς ἓνα δεδομένον τμήμα τοῦ κυκλοφορικοῦ συστήματος διά ἑκάστον mmHg αὐξήσεως πιέσεως ἀπὸ τοῦ νά γνωρίσωμεν τὴν διατασιμότητα (Distensibility) ἐνός ἐκάστου ἀγγείου. Αὕτη ἡ τιμὴ ὀνομάζεται ἐνίοτε, ὡς ὁλικὴ διατασιμότης (total distensibility) ἢ δύναται νά ἐκφρασθῇ πλέον ἐπακριβῶς μέ ἓναν ἀπὸ τοὺς δύο ὅρους (Compliance) ἢ χωρητικότης (Capacitance) καί δύναται νά ἐκφρασθῇ.

$$\begin{aligned} \text{Αγγειακή ένδοτικότητα} \\ (\text{Vascular Compliance}) &= \frac{\text{Αύξησης όγκου} \\ (\text{Increase in volume})}{\text{Αύξησης πιέσεως} \\ (\text{Increase in Pressure})} \end{aligned}$$

Ένδοτικότητα (Compliance) καί διατάσιμότης (Distensibility) είναι άρκετά διαφορετικά. Ένα πολύ διατάσιμον άγγειον τό όποϊον έχει έναν πολύ μικρόν όγκον, δυνατόν νά έχη πολύ πιό μικρά ένδοτικότητα (Compliance) από ένα πολύ όλιγώτερον διατάσιμον άγγειον τό όποϊον έχει ένα πολύ μεγάλο όγκον, διά ένδοτικότητά (Compliance) είναι ίση πρός τό γινόμενον τής διατασιμότητος (Distensibility) Χ όγκου (Volume).

Η ένδοτικότητα (Compliance) μιās φλεβός είναι περίπου 24 φορές μεγαλύτερη από εκείνη τής αντίστοιχου άρτηρίας διότι είναι περίπου 8 φορές περισσότερο διατάσιμος καί έχει έναν όγκον περίπου 3 φορές μεγαλύτερον (8Χ3=24).

Ροή στεφανιαίων άγγείων (208)

Η άρτηριακή στεφανιαία ροή έλαττοϋται κατά τήν διάρκεια τής συστολής τής καρδιάς. Ως συνέπεια έχει ώστε τό πλεϊστον τής στεφανιαίας άρτηριακής ροής νά συμβαίνει κατά τήν διαστολήν (ϋπολογισθεϊσα ως 70%-90%).

Τό ύψος τής διαστολικής πιέσεως επομένως είναι πλέον σπούδαϊον από εκείνου τής συστολικής πιέσεως εις τήν στεφανιαίαν άρτηριακήν ροήν.

Είς τό άνωτέρω γεγονός είναι βασισμένη ή λειτουργία των ύποβοηθητικών τής κυκλοφορίας συσκευών, αϊ όποϊαι λειτουργοϋν μέ διαφοράν φάσεως πρός τήν φυσικήν καρδίαν (μεταξύ δύο συστολών τής φυσικής καρδιάς), δηλαδή ή συσκευή παράγει ένα παλμικόν κύμα κατά τήν διάρκεια τής διαστολής τής φυσικής καρδιάς. Οϋτω θά ήδυνάμεθα νά κατατάξωμεν, τας συσκευάς αύτάς όνομάζοντάς τας "Συσκευάς έπαυξήσεως τής διαστολικής πιέσεως".

Ρυθμίσεις της θερμοκρασίας του σώματος (207)

Ἡ θερμοκρασία τοῦ σώματος ρυθμίζεται σχεδόν πλήρως ὑπὸ νευρικῶν μηχανισμῶν, καί σχεδόν ὅλοι λειτουργοῦν ὑπὸ τοῦ θερμορρυθμιστικοῦ κέντρου τὸ ὁποῖον εὑρίσκεται εἰς τὸν ὑποθάλαμον. Διὰ νὰ λειτουργήσουν αὐτοὶ οἱ νευρικοὶ μηχανισμοὶ πρέπει νὰ ὑπάρχουν ὠρισμένοι ὑποδοχεῖς διὰ τὴν ἀντίληψιν τῆς διακυμάνσεως τῆς θερμοκρασίας (θερμοευσάσθητοι νευρικοὶ ὑποδοχεῖς), οἱ ὁποῖοι εὑρίσκονται εἰς εἰς τὴν περιοχὴν τοῦ προσθίου ὑποθαλάμου.

Ἐκτὸς αὐτῶν τῶν ὑποδοχέων ὑπάρχουν ἐπίσης δερματικοὶ ὑποδοχεῖς θερμοκρασίας διὰ τὸ ψῦχος καί τὴν θερμότητα, οἱ ὁποῖοι διαβιβάζουν νευρικὰς ὤσεις εἰς τὸν νωτιαῖον μυελόν καί ἀπὸ ἐκεῖ εἰς τὸ θερμορρυθμιστικὸν κέντρον τοῦ ὑποθαλάμου πρὸς ρυθμισιν τῆς θερμοκρασίας.

Τρόποι ἀπώλειας-θερμαντικοῦ ἐπὶ ὑπερθερμάνσεως.

- (1) Διὰ ἐρεθισμοῦ τῶν ιδρωτοποιῶν ἀδένων πρὸς ἀπώλειαν θερμαντικοῦ διὰ ἐξατμίσεως.
- (2) Ἀναστολῆς τῶν συμπαθητικῶν κέντρων τοῦ ὀπισθίου ὑποθαλάμου προκαλοῦσης ἀγγειοδιαστολὴν τοῦ δέρματος καί ἐπομένως ἀπώλειαν θερμαντικοῦ.

Υ) ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ ΚΑΙ ΒΙΟΛΟΓΙΚΑΙ ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ

Τρόποι ἐλέγχου ἐπιδράσεως

Εἶναι καλῶς γνωστὸν ὅτι ἡ ἰονίζουσα ἀκτινοβολία προκαλεῖ βλάβην εἰς τὰ κύτταρα. Ὁ τύπος καί ἡ ἔκτασις τῆς βλάβης ἐξαρτᾶται ἐκ τοῦ τύπου καί τῆς προελεύσεως τοῦ κυττάρου ὡς ἐπίσης καί ἐκ τοῦ σταδίου ὠριμάνσεως. Ἐχει καταδειχθῇ ὅτι τὸ λεμφοκύτταρον εἶναι τὸ πλέον ραδιοευαίσθητο κύτταρον τοῦ αἵματος (209, 210, 211, 212, 213, 214, 215). Τοιαύτη βλάβη συχνάκις ἀντανανκλᾶται εἰς ὁρατὰς ἀ-

νωμαλίας χρωματοσωμάτων (214). Ο Müller (1890-1967) ανέκαλυψε ότι X - RAYS εκτός του ότι παράγουν άλλες επιδράσεις δύνανται μονίμως να απομακρύνουν τμήματα χρωματοσωμάτων (216). Ο Heddle (217) διμιλεί περί χρωματοσωματικών ανωμαλιών εις άνθρωπον παραχθεισών υπό ακτινοβολίας και δυνατότης χρησιμοποίησέως των, ως ενός βιολογικού δοσιμέτρου ακτινοβολίας.

δ) ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΦΥΣΙΚΗΣ

Έμφυτεύσιμα Ισότοπα (172)

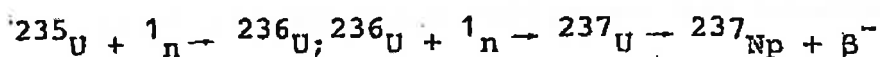
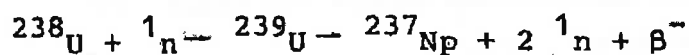
Μεταξύ των ισωτόπων τά όποια είναι υπό συζύτησιν διά τήν δυνητικήν των χρησιμοποίησιν ως μιᾶς έμφυτευσίμου πηγῆς ένεργείας διά υποβοηθητικᾶς τῆς κυκλοφορίας είναι: $^{238}\text{Plutonium}$, $^{171}\text{Thulium}$, καί $^{147}\text{Promethium}$.

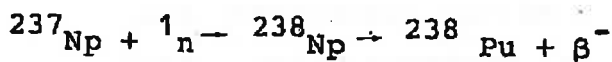
Πλουτώνιον ^{238}Pu (218, 219)

Τό ^{238}Pu έχει επιλεγῆ ως ἡ καλύτερα έκλογή καυσίμου διά συστήματα υποστηρίζοντα τήν ζωήν διότι έχει:

- (1) Μακρόν χρόνον υποδιπλασιασμοῦ περίπου 89 έτη.
- (2) Λογικήν πυκνότητα ισχύος ($3,5 \text{ Watt/cm}^3$).
- (3) Χαμηλήν απόδοσιν ακτινοβολίας
- (4) Είναι διαθέσιμον
- (5) Καθιερωμένην Τεχνολογίαν
- (6) Χαμηλόν κόστος

Τό ^{238}Pu (ατομικόν βάρος - 94) είναι ένα τεχνητό ραδιοϊσότοπον παραγόμενον ως ένα παρα-προϊόν (By - Product) των διά ούρανίου αντιδραστήρων κατά τάς ακόλουθους αντιδράσεις (220, 221).





Τό $^{238}_{\text{Pu}}$ φθείρεται δι' έκπομπής σωματιδίων α και άκτινών γ είς $^{234}_{\text{U}}$ (Ούράνιον) μέ χρόνον ύποδιπλασιασμοϋ $89,5 \pm 0,34$ έτη, και επίσης ύφίσταται αυτόματον πυρηνικήν διάσπασιν (Nuclear Fission) μέ χρόνον ύποδιπλασιασμοϋ, $4,9 \times 10^{10}$ έτη. Η διάσπασις (σωματιδίων α ένέργια: 72% 5,495 meV, 28% 5,432 meV) καταλήγει είς τήν παραγωγήν θερμότητος, καθώς τά τής ύψηλής ένεργείας βαρέα σωματίδια α έπιβραδύνονται και άπορροφώνται έντός τοϋ ίσοτόπου και τοϋ παρεμβλήματος αϋτοϋ (Encapsulation Matrix). Ένασχετικά μεγάλον ποσόν θερμότητος παράγεται κατά μονάδα μάζης τοϋ $^{238}_{\text{Pu}}$.

Η πυκνότης ένεργείας τοϋ μεταλλικοϋ τύπου τοϋ $^{238}_{\text{Pu}}$, είναι 0,55 Wattw/Gram ή 32,1 Watt/Kilocurie. Οϋτως τό ραδιοϊσότοπον είναι μία ιδεώδης πηγή θερμικής ένεργείας διά μίαν τεχνητήν καρδίαν, έχων μακρόν χρόνον ύποδιπλασιασμοϋ και ούσιαστικήν πυκνότητα ένεργείας.

Τό $^{238}_{\text{Pu}}$ δέν είναι μόνον μία πηγή θερμότητος αλλά επίσης μία πηγή δυνητικώς έπικινδύνων νετρονίων και φωτονίων (222) (άκτινοβόλεια γ). Αϋτά προέρχονται από τάς άκολούθους 6 πηγάς:

- (α) Νετρόνια από αυτόματον διάσπασιν.
- (β) Νετρόνια παραγόμενα υπό σωματιδίων α, άντιδράσεις (α, η) με χαμηλοϋ άτομικοϋ άριθμου προσμίξεις (Impurities).
- (γ) Ταχεία νετρόνια προερχόμενα από τήν σχάσιν (Fast Fission Neutrons).
- (δ) Φωτόνια έκ τής τοϋ $^{238}_{\text{Pu}}$ φθοράς (Decay).
- (ε) Φωτόνια και νετρόνια έκ προσμίξεων άλλων ίσοτόπων Pu (μή 238) και τάς "θυγατέρας" των.
- (στ) Φωτόνια παραγόμενα υπό σωματιδίων α, άντιδράσεις (α, γ)

μέ προσμίξεις εύρισκομένας είς μικράς ποσότητας (Light Impurities).

Έχει υπολογισθῇ (223) ὅτι είς απόστασιν 10 εκ. από μιᾶς 30 - Watt μεταλλικῆς πηγῆς ἡ τιμὴ δόσεως ἐκ νετρονίων καί γ ἀκτινοβολίας θά ἦτο περίπου 25 mrem/hr. Εάν αὐτή ἡ πηγὴ ἐνεφυτεύετο είς τὴν κοιλιακὴν κοιλότητα ἡ μέση δόσις ἀκτινοβολίας τὴν ὁποίαν δέχονται τὰ κοιλιακά ὄργανα θά ἦτο περίπου 0,5 rem/ἡμέραν.

ΚΕΦΑΛΑΙΟΝ 6

ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΑ ΕΓΓΕΙΡΟΜΕΝΑ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΕΦΑΡΜΟΓΗΝ ΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΤΗΣ ΤΕΧΝΗΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ

Μηχανικά συστήματα βοηθητικά της κυκλοφορίας ή όλικῆς αντικαταστάσεως τῆς καρδίας ὑπὸ τεχνητῆς τοιαύτης ἐγείρουν πολλαπλὰ προβλήματα.

Ταῦτα θὰ ἡδύναντο νὰ ὑπαχθοῦν εἰς τρεῖς ομάδας.

- I. Τεχνολογικά
- II. Βιολογικά
- III. Οἰκονομικά καὶ Κοινωνικά (5).

Δέν θὰ ἦτο δυνατόν εἰς τὴν παροῦσαν μελέτην νὰ ἀναφερθῶμεν εἰς ἕν ἕκαστον ἐξ αὐτῶν λόγῳ τοῦ πλήθους τῶν.

Θὰ ἀναφερθῶμεν ἐν συντομίᾳ μόνον εἰς τὰ κυριώτερα προβλήματα τὰ ἀφορῶντα εἰς τὸ ἡμέτερον σύστημα, καὶ τὰ ὅποια ὅλως ἰδιατέρως μᾶς ἀπασχόλησαν.

Λεπτομερῶς θὰ ἀναφερθῶμεν εἰς τὰ προβλήματα θερμοκρασίας καὶ ἀκτινοβολίας.

Προβλήματα

1. Ἡ ἀνάπτυξις μιᾶς μικρᾶς ὀλικῶς ἐμφυτευσίμου ἀντλίας αἵματος ἢ ὅποια νὰ ἐξωθῇ τὸ αἷμα ἀποδοτικῶς χωρὶς νὰ προκαλῇ θρόμβωσιν ἢ βλάβην τῶν συστατικῶν τοῦ αἵματος (224, 225, 226, 227, 228, 229, 230).

Διὰ τὴν χρησιμοποίησιν αὐτῆς τῆς ἀντλίας, ὥς ὑποβοηθητικῆς τῆς καρδίας συσκευῆς ἱκανῆς νὰ ἀνταπεξέλθῃ εἰς τὰς αἰμοδυναμικὰς ἀνάγκας τῶν ἐν ἀνεπαρκείᾳ κοιλιῶν, ἐδημιουργήθησαν πρότυπα ζώων (πειράματα ἐλεγχομένης ἰσχαιμίας τοῦ μυοκαρδίου) (231).

2. Ἡ ἀνάπτυξις μιᾶς ἐμφυτευσίμου πυρηνικῆς μηχανῆς συμβατῆς μέ τήν ἀντλίαν αἵματος (232, 233, 234, 235, 236).

3. Ἡ ἀνάπτυξις μεθόδων πρός διασκορπισιν (dissipation), ὑπερβολικῆς θερμότητος ἀπό τήν θερμικήν μηχανήν τοῦ συστήματος (237).

Ἐχει ἀποδειχθῇ ὅτι εἶναι δυνατόν νά χρησιμοποιηθῇ τό κυκλοφοροῦν αἷμα ὡς μέσον μεταφορᾶς καί διασκορπισμοῦ θερμότητος ὡς καί ὅλη ἡ ἐπιφάνεια τοῦ σώματος ὡς εἰς ἐκτεταμένος ἀνταλλαγεύς θερμότητος (232, 238, 239, 240).

Τό ἐπιπρόσθετον ἐνδογενές θερμικόν φορτίον τό ὅποῖον μεταφέρεται εἰς τό αἷμα διὰ μέσου τοῦ κάτω τοιχώματος τῆς ἀντλίας αἵματος (τοιχώμα ἄνωθεν "plenum") πρέπει νά διασκορπίζεται χωρίς νά προκαλῇ:

- (α) θρόμβωσιν τοῦ θερμικοῦ ἀνταλλαγέως (ἀντλία αἵματος).
- (β) Καταστροφὴν στοιχείων τοῦ αἵματος.
- (γ) Νά ὑποβάλῃ τοὺς γειτνιάζοντας ἰστούς εἰς ὑπερβολικὰς θερμοκρασίας (241).
- (δ) Θερμικήν καταστροφὴν τοῦ βιολογικοῦ ἐπιστρώματος, (νεο-ἐνδοθηλίου) ἐντός τοῦ ἐσωτερικοῦ τῆς ἀντλίας τοῦ αἵματος (τό ὅποῖον εἶναι ἓνα ἀπό τὰ πλέον ἐπίμαχα μὴ ἐπιλυθέντα εἰσέτι προβλήματα) (242, 243).

Ἐνα ἄλλο σπουδαῖο μέσον διασκορπίσεως (dissipation) θερμότητος εἶναι ἡ δι' ἀγωγῆς, κατ' εὐθεΐαν εἰς τοὺς εἰς ἐπαφὴν ἐρχομένους μέ τήν θερμὴν ἐπιφάνειαν ἰστούς. Ὁ Rawson τοῦ John B. Pierce Laboratory ἔχει ἀνακοινώσας (244) διασκορπισμόν $0,05 \text{ Watt/cm}^2$ ἐντός μὴ προετοιμασμένων ἰστῶν καί $0,09 \text{ Watt/cm}^2$ ἐντός ἰστῶν προετοιμασμένων (δηλαδή φερόντων "νεο-ἀγγείωσιν").

Διὰ νά ἐρμηνεύσωμεν τό φαινόμενον τῆς "νεο-ἀγγειογεννέσεως" ἐπραγματοποιήσαμε πείραμα εἰς τό ἡμέτερον ἐργαστήριον. Τό πείραμα συνίστατο εἰς τήν δημιουργίαν "νεο-ἀγγειογεννέσεως" (νέο-τριχοειδῶν) διὰ τῆς ἐφαρμογῆς ὑψηλῶν θερμοκρασιῶν τοπικῶς (ἤτοι θέρμανσιν ὑπό ἡλεκτρι-

κοῦ ρεύματος βελόνης ἐντός τοῦ μυοκαρδίου κυνός) (245) .

Ἀφοῦ τὰ τμήματα τοῦ ἐμφυτευσίμου (ἡμετέρου) ἐνεργειακοῦ συστήματος θά ἔχουν θερμοκρασίαν ἡψηλοτέραν τῆς τοῦ σώματος τοιαύτης, ἡ ἐπιφάνεια τοῦ ἐνεργειακοῦ συστήματος (πηγή ἰσχύος, σύστημα ἐλέγχου, ὑδραυλικοὶ ἀγωγοί, καί ἀντλία αἵματος) πρέπει νά εἶναι θερμικά μονωμένα ἐκ τῶν εἰς ἐπαφήν ἐρχομένων ἰστών. Εἶναι ἀναγκαῖον νά μεταφερθῇ ἐν κλάσμα τῆς θερμότητος, ἥτις ἀποβάλλεται ἐκ τῆς πηγῆς ἰσχύος, διὰ ἀγωγῆς εὐθέως εἰς τοὺς γειτνιάζοντας ἰστούς. Τό κλάσμα τῆς θερμότητος τό ὅποιον πρέπει νά διασκορπισθῇ διὰ μέσου τῆς ἀντλίας τοῦ αἵματος δύναται νά ρυθμισθῇ ὑπὸ τοῦ πάχους τοῦ ὑλικοῦ ἐνθυλακώσεως (μονώσεως) (246) .

Κατωτέρω θά δοθῇ μία σύνοψις τῶν δυνατῶν μέσων διασκορπισμοῦ τοῦ ἐπιπροσθέτου ἐνδογενοῦς θερμικοῦ φορτίου (237, 238, 247, 248)

(I) Ἀέρυξ καί πνεύμονες

Διὰ τῆς χρησιμοπορήσεως τοῦ κυκλοφοροῦντος ἀέρος ὡς ψυκτικοῦ μέσου. Αὐτό τό μέσον θά ἠδύνατο νά λειτουργήσῃ μόνον ἐάν ἡ τοῦ περιβάλλοντος θερμοκρασία ἦτο μικροτέρα τῶν 80°F .

(II) Οὐρον καί οὐροδόχος κύστις.

Διὰ θερμάνσεως τοῦ οὐρου (ψυκτικόν μέσον) εἰς τήν οὐροδόχον κύστιν. Ἵνα διασκορπισθοῦν 30 θερμικά Wattw χωρίς ἀνύψωσιν τῆς θερμοκρασίας τῆς κύστεως ἀνω τῶν 40° Κελσίου θά ἀπαιτοῦσε τοῦτο μία τιμὴν ροῆς οὐρου 8,5 λίτρα/ῶραν.

(III) Θερμικός ἀνταλλαγεὺς κάτωθεν τοῦ δέρματος

Ἕνας ἄλλος τρόπος εἶναι ἡ τοποθέτησις ἐνός μεγάλου ἐμβαδοῦ (π.χ. κατὰ προσέγγισιν 2000 cm^2) κάτωθεν τοῦ δέρματος. Μία τοιαύτη πρόσθεσις θά ἦτο μεγάλη καί βαρεῖα δύσκολος εἰς ἐμφύτευσιν. Ἡ ἐπούλωσις τοῦ τραύματος θά ἦτο δύσκολος καί τό δέρμα ὑπεράνω ἐνός τοιούτου ἀνταλλαγέως θά ἠδύνατο εὐκόλως νά ἐξελκωθῇ καί νά ὀδηγήσῃ εἰς χρονίαν λοίμωξιν.

(IV) Τό κυκλοφοροῦν αἷμα (248).

Τό ἡμέτερον ἐργαστήριον ἐχρησιμοποίησεν τό κυκλοφοροῦν αἷμα ὡς ἓνα ὀχετόν θερμότητος (διὰ μέσου τῆς ἀντλίας αἵματος). Αὐτός ὁ τρόπος ἀπαγωγῆς θερμότητος ἐκμεταλλεύεται ἐκείνους τοὺς φυσιολογικοὺς μηχανισμούς οἱ ὅποιοι ἀπομακρύνουν θερμότητα ἐξ ἐνός ὀργάνου καί κατανέμουν αὐτήν καθ' ὅλην τὴν ἔκτασιν τοῦ κυκλοφορικοῦ συστήματος καθ' ἣν στιγμὴν διατηροῦν τὴν θερμοκρασίαν τοῦ σώματος κατὰ τὴν διάρκειαν εὐρέων διακυμάνσεων ἐπιπέδων δραστηριοτήτων καί θερμοκρασίας περιβάλλοντος.

Εἰς ἓνα μέγαν ἄγγειον, ἡ ροή τοῦ αἵματος (μερικά λίτρα/λεπτόν) εἶναι ἱκανή νά μεταφέρῃ μέχρι 50 θερμικά Watts μέ διαφορικὴν θερμοκρασίαν ὀλιγωτέραν τοῦ $0,2^{\circ}\text{C}$.

Εἰς τό ἡμέτερον ἐργαστήριον ἠλεκτρικαί σωληνοειδεῖς θερμικοὶ ἀνταλλαγεῖς ἐνεφυτεύθυσαν εἰς τὴν κοιλιακὴν ἀορτὴν ἀγελάδων (τελικο-τελικῶς). Τὰ ζῶα διετηρήθησαν ἐπὶ 2 μῆνας (εἴτα ἐθυσιάσθησαν διὰ παθολογοανατομικὴν μελέτην) καί ἠνέχθησαν καλῶς ἐπίπεδα θερμότητος μέχρι 50 Watts (θερμικὴν ροή $1,5 \text{ Watt/cm}^2$). Τὰ 50 Watts δίδουν παράγοντα διασκοπισμοῦ θερμαντικοῦ (thermal dissipation factor) περίπου $0,7 \text{ Watt/kg}$. Ἀμέσως μετὰ τὴν ἐφαρμογὴν τῆς θερμότητος, ἡ θερμοκρασία τοῦ ὀρθοῦ τῶν ζῶων ἦτο συνήθως ὀλιγωτέρα τῶν $0,5^{\circ}\text{C}$ ὑπεράνω τῆς προ-θερμανθείσης περιόδου. Ἐντός 24-48 ὥρων ἡ θερμοκρασία τοῦ ὀρθοῦ ἐπανήρχετο εἰς τὰ ἐπίπεδα τῆς προ-θερμανθείσης περιόδου. Ἐνταῦθα θά δωθοῦν ὀλίγα στοιχεῖα διὰ σύγκρισιν: θερμοκρασίαι: (α) ἠλεκτρικοῦ θερμικοῦ ἀνταλλαγέως (HΘΑ): $72,5^{\circ}\text{C}$. (β) Μεταξύ ἔσω ἐπιφανείας καί νεο-ἐνδοθηλίου: $72,7^{\circ}\text{C}$. (γ) Μεταξύ νεο-ἐνδοθηλίου-ρέοντος αἵματος: $52,4^{\circ}\text{C}$.

Παρά τὴν αὔξησιν συχνότητος ἀναπνοῆς, αἱ ἀγελάδες διατήρησαν φυσιολογικὰς τιμὰς ἀερίων αἵματος καί δέν ἐδείξαν καμμίαν ἐμφανῆ αἱματολογικὴν καί βιοχημικὴν ἀνωμαλίαν.

4. Ἀνάπτυξις μεθόδων πρὸς σύζευξιν ἀντλίας καί μηχανῆς ἀποδοτικῶς (229).

5. Τήν ανάπτυξιν βάσεως στηριζομένης επί πειραματικῶν δεδομένων ἀφορώντων εἰς τὰς *in vivo* ἐπιδράσεις μιᾶς ἐπὶ μακρόν δρώσης ἐνδοσωματικῆς ἀκτινοβολίας (249).

Τὰ ἀποτελέσματα αὐτῶν τῶν μελετῶν, δηλαδή τῶν ἐπιδράσεων τῆς ἐνδοσωματικῆς ἀκτινοβολίας, τοιούτου μεγέθους ὡς τοῦ ἡμετέρου πυρηνικοῦ τῆς κυκλοφορίας βοηθητικοῦ συστήματος, ἔχουν ἐπίσης ἐρευνηθῇ ἐπιτυχῶς (250, 251, 252, 253).

Μέχρις αὐτῆς τῆς στιγμῆς, εἰς αὐτά τὰ ζῶα τὰ ἀποθάνοντα ἢ θυσιασθέντα, αἱ ἐπιδράσεις τῆς ἀκτινοβολίας ἔχουν περιορισθῇ εἰς τὸς γειτνιάζοντας ἰστούς (οὐδεμία ἐνδείξις ἐξαλλαγῆς) περὶ τὰς ραδιενεργούς πηγὰς. Μία ἀποικία πιθήκων φερόντων πυρηνικὰς κάψας ἔχει δημιουργηθῇ διὰ παρατηρήσεις ἐπὶ μακρόν χρόνον (περίπου 10 ἔτη) (254, 255).

Τὰ ζῶα τὰ φέροντα τὰς θερμοπυρηνικὰς κάψας παρηκολουθοῦντο διὰ τυχόν ἀλλοιώσεις ἐξ ἀκτινοβολίας καὶ ὑψηλῆς θερμότητος δι' ἐξέτασιν πολλῶν παραμέτρων π.χ. βάρος σώματος, θερμοκρασία ὀρθοῦ, αἱματολογικαὶ ἐξετάσεις (μέτρησις ἐρυθρῶν, λευκῶν, τύπος κ.λ.π.) παράγοντες πήξεως καὶ βιοχημικοὶ παράγοντες αἵματος. Αὗται αἱ παράμετροι παραμένουν ἐντὸς φυσιολογικῶν ὁρίων διὰ μακράν περίοδον χρόνου (διὰ μερικὰ ζῶα ἐπιζήσαντα 7-71 μῆνας καὶ συνεχίζοντα (256, 257)). Ἐπίσης ζῶα φέροντα ραδιενεργούς κάψας (ἄνω τῶν δύο ἐτῶν) ἐξητάσθησαν αἰμοδυναμικῶς (258).

Παθολογοανατομικὴ ἐξέτασις (μετὰ τὴν θυσίαν τῶν) δέν ἔδειξεν οὐδεμίαν μαρτυρίαν νεοπλασίας (259).

Μία ἀπὸ τὰς πλέον ἀξιопίστους δοκιμασίας διὰ τὸν ἐλεγχὸν ἐπιδράσεων ἐξ ἀκτινοβολίας εἶναι ἡ καλλιέργεια λεμφοκυττάρων (διὰ τυχόν ἀλλαγὰς χρωματοσωμάτων) διὰ τῆς μεθόδου ἐρεθισμοῦ διὰ φυτοαιμοσυγκολλητίνης - κολχικίνης (μέθοδος Moorhead et al) (260) ἣτις ἐχρησιμοποιήθη εἰς τὰ ἡμέτερα ζῶα. Χρωματοσωματικὴ ἀνάλυσις (254, 255, 261) κυνῶν καὶ πιθήκων ἔχει γίνεσθαι ἵνα καθορίσῃ τὴν δυνατότητα μιᾶς οἰασδὴποτε κακῆς γενετικῆς ἐπιδράσεως ἐκ τῆς ἐμφυτεύσεως

πυρηνικών πηγών ένεργείας εις τό έργαστήριον μας.

Ύψηλης ένεργείας πηγαί ίσοδύναμοι εις ραδιενέργειαν καί ανάλογοι εις μέγεθος καί σχήμα εκείνων τών εκ ^{238}Pu πρὸς λειτουργίαν τοῦ ήμετέρου πυρηνικοῦ συστήματος έχουν έμφυτευθῇ όπισθοπεριτοναϊκῶς εις πιθήκους (7 πιθήκοι έν συνόλῳ-έπιβίωσις από 18-40 μῆνας καί συνεχίζουν νά ζοῦν) (246).

Αύται αι ύψηλης πυρηνικῆς ένεργείας ψυχραί κάψαι, (δέν έχουν θερμικήν ένέργειαν) συγκείμεναι υπό Americium-strontium είναι δέ ίσοδυνάμου ένεργείας (άκτινοβολίας) μέ τās άντιστοιχούς κάψας τών 50 - θερμικῶν Watts (1600 Curie) Plutonium - 238 πηγών ένεργείας (ονομάσθησαν δέ "ίσοδύναμοι πηγαί άκτινοβολίας"). Αύται αι ψυχραί κάψαι έτοποθετήθησαν εις ζῶα (πιθήκους) ίνα διαφορίσουν τās έπιδράσεις άκτινοβολίας από τās τῆς θερμότητος. Αύτά τά ζῶα έδειξαν φυσιολογικήν χρωματοσωματικήν, μορφολογίαν. Αύτά τά άποτελέσματα είναι συγκριτέα πρὸς εκεί τά όποια έλήφθησαν εις παραλλήλους μελέτας κυνῶν φερόντων πηγάς 16 καί 24 θερμικά Watts ^{238}Pu 24 Watt ψυχρῶν πηγῶν ("ίσοδυνάμων πηγῶν άκτινοβολίας") 71 μῆνας (246).

Αξιοσημείωτον θεωροῦμε ότι δύο, εκ τών μέ 24 Watts (ψυχρά πηγή) "ίσοδύναμον πηγῆς άκτινοβολίας" κύνες (δρρην+θῆλυσ), παρήγαγον τρεῖς γενεάς νεογνῶν (πρώτη γενεά 9 νεογνά δευτέρα 12 νεογνά, τρίτη 8 νεογνά) τά όποια επέζησαν από μιᾶς ήμέρας έως 6 έτη καί είτα άφέθησαν έλεύθερα εκ τοῦ ήμετέρου έργαστηρίου (8 έπιζήσαντα). Όλοι αι εκ τών νεογνῶν κυνῶν καλλιέργειαι λεμφοκυττάρων, ῆσαν φυσιολογικάι. Αύτά τά νεογνά τών τριῶν γενεῶν έγεννήθησαν υπό γαμετῶν οι όποιοι άνεπτύχθησαν εις περιβάλλον άκτινοβολίας μέ maximum 9 mrem/ώραν άκτινοβολίας (ώοθηκai περίπου 14 cm από τῆς ραδιενεργοῦ πηγῆς). Τά έμβρυα τών νεογνῶν ῆσαν εις μίαν απόστασιν 5-14 cm εκ τῆς ραδιενεργοῦ πηγῆς λαμβάνοντα 5-170 mrem/ώραν.

Αυτά τὰ ἀποτελέσματα (ὅλων τῶν ζώων: πειθήκων, κυνῶν, νεο-
γνῶν) ὑποδηλοῦν ὅτι ἡ ἐνδοσωματικὴ ἰονίζουσα ἀκτινοβολίαν
τοιούτου μεγέθους ὅπως τοῦ ἀναγκαίου διὰ τὸ ἐμφυτεύσιμον
πυρηνικὸν σύστημα ὑποβοηθητικοῦ τῆς κυκλοφορίας, δέν προκα-
λεῖ χρωματοσωμιακὰς ἐκτροπὰς (262, 263).

6. Τὴν ἀνάπτυξιν μιᾶς τεχνολογίας χειρισμοῦ πυρηνικοῦ ὑ-
λικοῦ (256).

7. Τὴν ἀνάπτυξιν τεχνικῶν ἐκκινήσεως ἐνὸς πρωτοτύπου ἡ-
λεκτρονικῶς ἐλεγχομένου καὶ διὰ πυρηνικῆς ἐνεργείας τροφο-
δοτουμένου βοηθητικοῦ συστήματος τῆς κυκλοφορίας μετὰ τῶν
ἀπαραιτήτων τεχνικῶν ἐμφυτεύσεως καὶ ἀρχικὴν in vivo δοκι-
μασίαν, ἀποτελεῖ τὸ περιεχόμενον τῆς παρούσης μελέτης.

Οἰκονομικὸν πρόβλημα

Ὡς ἓνα παράδειγμα οἰκονομικοῦ προβλήματος ἀναφέρομεν,
ὅτι ἡ τρέχουσα τιμὴ (1972) τοῦ ^{238}Pu ἦτο περίπου \$ 1000/GM
ἥτις δύναται νὰ ἐλαττωθῇ σημαντικῶς καθὼς ἡ χρῆσις πυρηνι-
κῶν ἀντιδραστήρων διὰ παραγωγὴν ἡλεκτρικῆς ἐνεργείας αὐξά-
νει (30, 218, 219).

ΚΕΦΑΛΑΙΟΝ 7

ΑΙΤΙΟΛΟΓΗΣΙΣ ΤΗΣ ΑΡΙΣΤΕΡΑΣ ΚΟΙΛΙΑΣ ΒΟΗΘΗΤΙΚΗΣ ΑΝΤΛΙΑΣ (ΑΡΙΣΤΕΡΑΣ ΚΟΙΛΙΑΣ - ΠΡΟΣ - ΑΟΡΤΗΝ)

Ἐπὶ περιπτώσεως βαρείας ἀνεπαρκείας τῆς ἀριστερᾶς, κοιλίας, μία μηχανικὴ βοηθητικὴ ἀντλία τῆς κυκλοφορίας πρέπει νὰ λειτουργῇ ἐν συνδυασμῷ μὲ τὴν καρδίαν ἵνα (227) :

- (1) διατηρῇ τὴν συστηματικὴν κυκλοφορίαν
- (2) ἐξασφαλίσῃ ἐπαρκῆ αἱματικὴν ροὴν εἰς τὰ στεφανιαῖα ἀγγεῖα
- (3) ἐλαττώσῃ τὴν πίεσιν τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας.

Τὰ ὑδροδυναμικὰ χαρακτηριστικὰ τῆς συσκευῆς καὶ τῶν ὑλικῶν τὰ ὁποῖα χρησιμοποιοῦνται διὰ τὴν κατασκευὴν πρέπει νὰ ἀποκλείουν σημαντικὴν αἰμόλυσιν, μετουσίωσιν πρωτεϊνῶν καὶ σχηματισμὸν θρόμβων. Ἐπὶ προσθέτως, χειρουργικὴ ἐμφύτευσις τῆς συσκευῆς θὰ ἔπρεπε νὰ ἀπαιτῇ ἓνα minimum χειρουργικοῦ τραύματος.

Προσφάτως (1967) δύο τύποι ἀριστερᾶς κοιλίας, βοηθητικῶν ἀντλιῶν ἔχουν ἀναπτυχθῇ καὶ ἐκτιμηθῇ πειραματικῶς (227).

(1) Μία συσκευή, ἥτις ἐξευρίσθη ὑπὸ liotta, crawford, cooley DeBakey, DeUrguia, and Feldman (264, 265) δέχεται αἷμα ἐκ τοῦ ἀριστεροῦ κόλπου καὶ ἐξωθεῖ αὐτὸ εἰς τὴν κατιοῦσαν ἀορτὴν λειτουργοῦσαν ἐν παραλλήλῳ πρὸς τὴν κυρίαν ροὴν τοῦ ἀρτηριακοῦ αἵματος.

(2) Ἡ ἄλλη συσκευή, ἥτις ἀνεκοινώθη ὑπὸ nosé, russell, gradel and kantrowitz (226) εἶναι ἀναστομωμένη τελικοπλαγίως μετὰ τῆς ἀνιούσης καὶ κατιούσης ἀορτῆς.

Σύγκλεισις τῆς ἀνιούσης ἀορτῆς ἀπιώντως τῆς ἐγγύς ἀναστομώσεως ἐκτρέπει ὁλόκληρον τὴν καρδιακὴν παροχὴν διὰ

μέσου της συσκευής ούτως ώστε αυτή η άντλία να λειτουργή εν σειρά με την ροήν του αρτηριακού αίματος.

Διαθέσιμα πειραματικά δεδομένα δεικνύουν ότι άμφότεραι καί έν παραλλήλῳ καί έν σειρά πρός τήν ροήν αίματος συνδέσεις βοηθητικῶν άντλιῶν δύνανται νά διατηρήσουν φυσιολογικήν συστηματικήν καί στεφανιαίαν ροήν καί νά έπιφέρουν 15% έως 40% έλάττωσιν είς τήν μεγίστην (peak) πίεσιν της άριστεράς κοιλίας (266,264,265,267).

Αφοῦ τό της κοιλίας κατά παλμόν έργον καί τιμή της καταναλώσεως ένεργείας υπό τοῦ μυοκαρδίου είναι εύρέως έξαρτώμενα έκ της μεγίστης συστολικής πιέσεως της κοιλίας, άκόμη μεγαλύτεραι έλαττώσεις πιέσεως είναι έπιθυμηταί (268). Οὔτω θά έπρεπε νά εύρεθῇ μία άλλη φυσιολογική όδός προσεγγίσεως της ύποβοηθήσεως τοῦ κυκλοφορικοῦ συστήματος ήτις νά δύναται νά πραγματοποιήσῃ μεγαλύτερας έλαττώσεις είς τήν μεγίστην πίεσιν της άριστεράς κοιλίας. Η σκέψις είναι νά χρησιμοποιηθῇ μία έκ 2 βαλβίδων άντλία παρεμβαλλομένη μεταξύ της κορυφῆς της άριστεράς κοιλίας, καί της κατιούσης άορτῆς. Αὔτη λειτουργεῖ διά λήψεως αίματος έκ της άριστεράς κοιλίας κατά τήν διάρκεια της συστολῆς καί έξωθεῖ αὐτό είς τήν κατιούσαν άορτήν κατά τήν διαστολήν (269). Καίτοι ἡ συσκευή είναι τοποθετημένη έν παραλλήλῳ μέ τήν συστηματικήν κυκλοφορίαν, ένεργεῖ κατά κάποιον τρόπον παρόμοιον τῶν έν σειρά άντλιῶν, αφοῦ ἡ άορτική βαλβίς δέν δύναται νά άνοίξῃ έφ' όσον ἡ της άριστεράς κοιλίας μεγίστη πίεσις παραμένει κατωτέρω της άορτικής διαστολικής πιέσεως (269).

Αποτελέσματα όξέων πειραμάτων (269) διά της άριστεράς κοιλίας-πρός-άορτήν βοηθητικῆς έκ 2 βαλβίδων άντλίας έδειξαν έλάττωσιν της μεγίστης πιέσεως της άριστεράς κοιλίας π.χ. πίεσις κοιλίας έξ 175 mmHg ήλαττώθη είς 40 mmHg κατά μέσον όρον περίπου 80%. Έπίσης μέση άορτική πίεσις καί καρδιακή παροχή είτε παρέμειναν είς τόν ίδιον ύψος (όπως πρίν τήν άντλησιν περιόδου) ἢ έλαφρώς ηύξήθησαν.

Έν παραλλήλω (269) σύνδεσις τῆς ἐκ 2 βαλβίδων ἀντλίας, (Harry Diamond Labs) ὡς ἀνωτέρω (μεταξύ ἀριστεροῦ κόλπου καί κατιούσης ἀορτῆς), ἔδειξεν ἐλάττωσιν τῆς πιέσεως τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας 15-20% (ἥτις ἐλάττωσις εἶναι προφανῶς μικροτέρα ἀπὸ ἐκείνης μέ τήν ἀπὸ κοιλίαν-πρός-ἀορτήν ἀντλίαν).

Πειράματα (269), διὰ ἐν σειρᾷ συνδέσεως τῆς χωρὶς βαλβίδος ἀντλίας (ἥτις ἦτο ἡ ἰδία ὅπως ἐκείνη ἡ χρησιμοποιοῦμενη ὑπὸ τῶν Chaptal et al (267) μεταξύ ἀνιούσης ἀορτῆς, (μετὰ ἀπόφράξεως τοῦ αὐλοῦ τῆς ἀορτῆς ἀπλώντως τῆς ἀναστομώσεως) καί τῆς κατιούσης ἀορτῆς, ἔδειξαν ἐλάττωσιν τῆς μεγίστης πιέσεως τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας ἀπὸ 25-30% (δηλαδή ἀπὸ 180 mmHg - 140 mmHg).

Έν συνόψει (269) ἀποτελέσματα ληφθέντα μέ τήν ἐν παραλλήλω καί ἐν σειρᾷ σύνδεσιν βοηθητικῶν τῆς κυκλοφορίας συσκευῶν δέν διαφέρουν σημαντικῶς ἐκ τῶν εὐρημάτων ἄλλων (264, 265, 266, 267). Έν τούτοις μία σύγκρισις τῶν αἰμοδυναμικῶν πληροφοριῶν τῶν προελθουσῶν ἐξ αὐτῶν τῶν μεθόδων τῆς ὑποβοηθουμένης κυκλοφορίας, μέ τὰ πειραματικά δεδομένα ληφθέντα μέ τήν ἐκ δύο βαλβίδων ἀντλίαν μεταξύ ἀριστερᾶς κοιλίας καί κατιούσης ἀορτῆς, δεικνύουν σημαντικὴν διαφορὰν εἰς τὴν ἐλάττωσιν τῆς μεγίστης πιέσεως τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας.

Μερικὰ εὐκρινῇ χαρακτηριστικὰ τῆς ἰδέας τῆς ἐφαρμογῆς ἀριστερᾶς κοιλίης-εἰς-ἀορτήν εἶναι ἡ αἰτία τῆς ἐλαττώσεως τῆς πιέσεως (ἀριστερᾶς κοιλίας). Ἡ χρῆσις τῆς ἀντλίας μέ δύο βαλβίδες ἐπιτρέπει νὰ λειτουργῇ ἡ βιολογικὴ κοιλία ὡς εἰς δεύτερος κόλπος, ἡ θέσις τῆς εἰσόδου τοῦ σωλῆνος τῆς ἀντλίας εἰς τὴν κορυφὴν τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας παρέχει μίαν ἄμεσον ὁδὸν διὰ τὸ αἷμα ἵνα ἐξωθηθῇ ὑπὸ τῆς κοιλίας εἰς τὴν συσκευὴν. Ἡ πλήρωσις τῆς ἀντλίας κατὰ τὴν κοιλιακὴν σύστολὴν γίνεται εἰς ἀτμοσφαιρικὴν πίεσιν χωρὶς δημιουργίαν ἀρνητικῆς πιέσεως εἰς τὸν κόλπον καί τὴν κοιλίαν (269).

Τὰ μειονεκτήματα αὐτῆς τῆς συσκευῆς εἶναι: (1) ἡ παρουσία δύο βαλβίδων εἰς τὸ σύστημα (οὕτως αὐξάνει ἡ πιθανότη-

τα πήξεως), και (2) η ανάγκη της συνεχούς άντλήσεως ίνα αποφευχθῇ ὁ σχηματισμός θρόμβου (269).

Ἡ ἐν παραλλήλῳ (269) πρὸς αἱματικήν ροήν συνδεομένη συσκευή μετέχει τῶν ὡς ἄνω προβλημάτων, καὶ ἐπιπροσθέτως πρέπει νά ἀνταγωνίζεται τήν ἀριστεράν κοιλίαν διὰ τήν ροήν αἵματος τοῦ ἀριστεροῦ κόλπου. Ὁ τελευταῖος παράγων θέτει ἓνα ἀξιοσημεῖωτον πρόβλημα ὡς ἔχει ἀποδειχθῇ ὑπὸ τῶν αἰμοδυναμικῶν μελετῶν τῶν SALISBURY ET AL (270) κατὰ τήν παράκαμψιν (bypass) κόλπου-ἀορτῆς. Αὐτοὶ ἔδειξαν ὅτι ἡ πίεσις τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας δέν ἥλλαξε σημαντικῶς, μέχρις ὅτου ἡ διὰ τῆς παρακάμψεως (bypass) ροή αἵματος ἔγινεν περισσότερο ἀπὸ 95% τῆς ὅλικῆς ροῆς αἵματος.

Δύο ἀπόψεις (269) τῆς ἐν παραλλήλῳ ροῆς ιδέας μετριάξουν τήν παγίδευσιν αὐτοῦ τοῦ ποσοστοῦ τῆς αἱματικῆς ροῆς. Πρῶτον, ἡ μιτροειδῆς βαλβίς εὐκόλως ἐπιτρέπει τήν εἰσοδὸν τοῦ αἵματος ἐκ τοῦ ἀριστεροῦ κόλπου εἰς τήν βιολογικὴν κοιλίαν, εἰδικῶς ὅταν ἡ βοηθητικὴ συσκευή ἐξωθῇ καὶ ἡ τῆς εἰσόδου τῆς βαλβίς εἶναι κλειστή. Δεύτερον, τὸ ὕψος τῆς ἀρνητικῆς πιέσεως τῆς ἀπαιτουμένης διὰ τήν ἐπαρκῆ πλήρωσιν τῆς ἀντλίας ἐμφανίζεται νά εἶναι κρίσιμος. Ἐάν ἡ πίεσις εἶναι πάρα πολὺ ἀρνητικὴ, τὸ τοῦ κόλπου τοίχωμα συμπίπτει (collapses) ἀπέναντι ἀπὸ τὸ ἀνοιγμα τῆς εἰσόδου τῆς ἀντλίας καὶ ἐάν εἶναι πάρα πολὺ θετικὴ προκύπτει ἡ ὑψηλὴ ροὴ μιτροειδοῦς.

Εἰς ἀντιδιαστολήν τῶν ἀντλιῶν μετὰ δύο βαλβίδων, ἡ ἐν σειρᾷ μέ τήν ροήν συσκευή εἶναι χωρὶς βαλβίδας (σμι-κρύνουσα τήν ἀνάπτυξιν σχηματισμοῦ θρόμβου). Αὐτὸ τὸ χαρακτηριστικὸν ἐπίσης ἰσχυρῶς ἐπηρεάζει τήν πλήρωσιν τῆς ἀντλίας, ἀφοῦ αἷμα τραβιέται καὶ ἀπὸ τήν ἀνιούσαν καὶ ἀπὸ τήν κατιούσαν ἀορτὴν ταυτοχρόνως. Ἡ ἀριστερὰ κοιλία κοιλία πάντοτε ἐξωθεῖ ἐντὸς ἐνὸς θαλάμου ἀντλίας ἐνάντια ὀπισθοδρομοῦντος αἵματος ἐκ τῆς κατιούσης ἀορτῆς, εἰς πιέσεις αἱ ὁποῖαι προσεγγίζουν ἐπίπεδα συστηματικῆς πι-

πιέσεως (269).

Μία άλλη επιφύλαξις εις τήν χρῆσιν αὐτῆς τῆς μεθόδου εἶναι ἡ ἀνάγκη διατομῆς τῆς ἀνιούσης ἀορτῆς ἵνα ἀναγκάσωμεν ὅλην τήν τοῦ αἵματος ροήν νά διαρρεύσῃ διὰ τῆς ἀντλίας. Καίτοι ἀπαραίτητον διὰ μίαν ἀρίστην λειτουργίαν, ὁ κίνδυνος διαρρήξεως τοῦ ἀορτικοῦ κολοβώματος εἰς τό μέρος τῆς ἀορτικῆς διατομῆς εἶναι σημαντικός, καί ἐπιπροσθέτως ἡ προκύπτουσα ἀορτική παρέκκλισις πρέπει νά θεωρηθῇ, μόνιμος (269).

Καί αἱ τρεῖς μέθοδοι ὑποβοηθήσεως τῆς κυκλοφορίας εἶναι ἱκαναί νά διατηροῦν φυσιολογικήν ροήν αἵματος καί μέσσην ἀορτικήν πίεσιν, ἀλλά ἐλλάσσονται ἀλλαγαί εἰς τήν ἀορτικήν φασικήν πίεσιν τῇ ὄντι συμβαίνουν. Ἄν καί ἡ ροή τῶν στεφανιαίων ἀγγείων δέν ἐμετρήθῃ εἰς αὐτά τὰ ὀξεᾶ πειράματα, προηγόμεναι ἀνακοινώσεις ἔχουν δείξει ὅτι ἡ κυκλοφορία τοῦ μυοκαρδίου ἐπαρκῶς διατηρεῖται μέ τήν παρουσίαν μιᾶς φυσιολογικῆς πίέσεως (μέσης ἀορτικῆς πίέσεως) αἱματώσεως (264-269).

Ἡ μεγάλη ἐλάττωσις τῆς μεγίστης πίέσεως τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας, ἡ ἐλάττωσις τῆς τάσεως τοῦ τοιχώματος τοῦ μυοκαρδίου, ἡ ἐλάττωσις τῆς καταναλισκομένης ἐνεργείας ἐπιφερομένης ὑπό τοῦ συστήματος περιεμβαλλομένου μεταξὺ ἀριστερᾶς κοιλίας καί ἀορτῆς ὑποδηλοῖ ὅτι ὑπάρχει μία σχετική αὐξήσις τῆς διαθεσιμότητος τῶν θρεπτικῶν οὐσιῶν διὰ τό μυοκάρδιον. Ὑποτίθεται ὅτι αὐτό εἶναι πλεονεκτικόν διὰ τήν ἐπούλωσιν ἐνός νέου ἐμφράγματος τοῦ μυοκαρδίου, ἢ διὰ νά αὐξήσῃ τήν πιθανότητα τῆς ἐπιβιώσεως ἐνός ἰσχαιμικοῦ καρδιακοῦ ἵστοῦ (269).

Εἰς παρόμοια κατὰ κάποιον τρόπον πειράματα, οἱ sarnoff et al (271) δέν διεπίστωσαν ἐπιβλαβεῖς ἐπιδράσεις ἐκ τῆς μακροχρονίου τοποθετήσεως ἐνός κοίλου σωλήνος εἰς τήν κορυφήν τῆς κοιλίας εἰς κύνας μέ ἱατρογενῇ στένωσιν τῆς ἀορτῆς. Ἡ παρούσα ἔρευνα (269) ἐπιβεβαιοῖ αὐτό τό εὑρημα

καί δεικνύει τήν δυνατότητα προσαρμογῆς μιᾶς βοηθητικῆς συσκευῆς εἰς τήν κορυφήν τῆς κοιλίας διά περιόδους τούλάχιστον 120 ἡμερῶν.

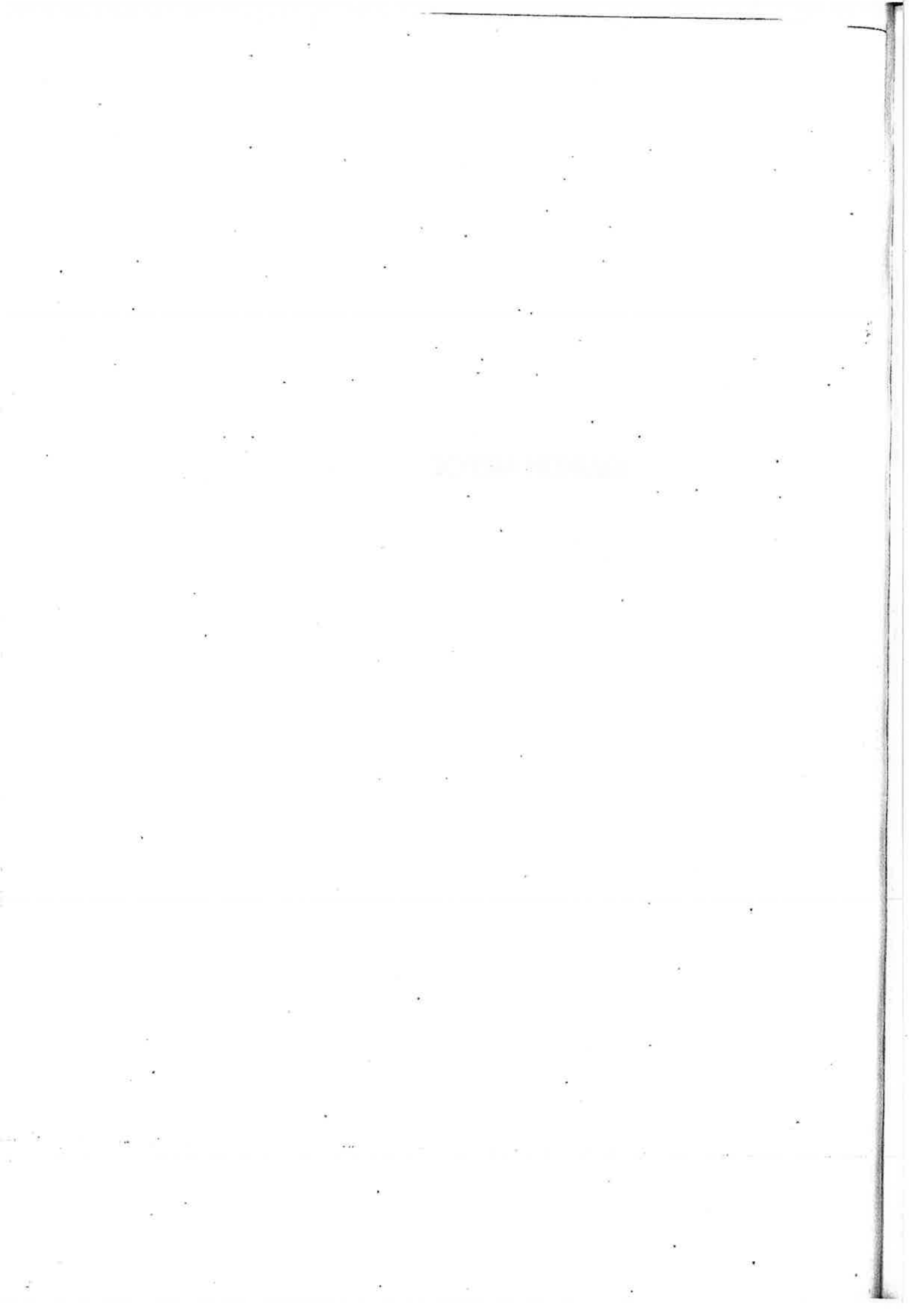
Ἐν συνόψει (269)

(1) Διά πειραμάτων ἔχει ἐκτιμηθῇ ἡ ἰδέα τῆς ὑποβοηθήσεως τῆς κυκλοφορίας διά τῆς χρησιμοποιοῦσας μιᾶς ἀντλίας μετά 2 βαλβίδων παρεμβαλλομένης μεταξύ τῆς κορυφῆς τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας διά περιόδους τούλάχιστον 120 ἡμερῶν.

(2) Διά πειραμάτων ἔχει καταδειχθῇ ὅτι μία τοιαύτη συσκευή δύναται εὐκόλως καί μετά ἀσφαλείας νά συνδεθῇ μετά τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας διά μέσου μιᾶς ὀπῆς πραγματοποιουμένης ὑπό ἐνός σωληνοειδοῦς μαχαιριδίου ἐπὶ τῆς κορυφῆς τοῦ μυοκαρδίου.

(3) Καίτοι ἡ ροή τοῦ αἵματος καί ἡ πίεσις εἰς τήν συστηματικὴν κυκλοφορίαν διατηροῦνται μέ ἰδίαν εὐκολίαν ὑπό ἐκτιμηθέντων διαφόρων μέσων ὑποβοηθουμένης κυκλοφορίας, ἡ μέθοδος τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας-πρός-ἀορτήν προκαλεῖ τήν μεγίστην ἐλάττωσιν τῆς πίεσεως τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας (75-85%). Πειραματικά δεδομένα ληφθέντα ὑπό βοηθητικῶν συσκευῶν τοποθετημένων εἰς θέσεις ἐν σειρᾷ ἢ ἐν παραλλήλῳ ροῆς προεκάλεσαν κατὰ μέσον ὅρον ἐλάττωσιν κοιλιακῆς πίεσεως ὀλιγωτέρας ἀπὸ 40%.

ΕΙΔΙΚΟΝ ΜΕΡΟΣ



ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Διά In Vivo πειραμάτων επί πειραματοζώων επεβεβαιώθη τό κατορθωτόν τῆς δημιουργίας ἑνός πλήρους ἐμφυτευσίμου ὑποβοηθητικοῦ τῆς κυκλοφορίας συστήματος, τροφοδοτουμένου διά πυρηνικῆς ἐνεργείας, τό ὁποῖον χρησιμοποιεῖ μηχανήν κύκλου ἀτμῶν (Vapor Cycle Engine). Πλήρες σύστημα (εἰκὼν 1) ἔχει ἐμφυτευθῇ καί ἐπιτυχῶς ἐπαλλεν μέ διαφοράν φάσεως πρός τήν φυσικήν καρδίαν. Εἰσέτι δέν ἔχουν ἐκτιμηθῇ πλήρως αἱ ἀντιδράσεις τῶν ἐπὶ μέρος τμημάτων του, ἐπὶ ὅλων τῶν φυσιολογικῶν καί παθολογικῶν καταστάσεων.

Ἡ λειτουργία τοῦ διὰ Πλουτωνίου - 238 (238 PU) ἐφοδιασμένου βοηθητικοῦ τῆς καρδίας συστήματος συνίσταται εἰς τήν ἀνάληψιν ἑνός μεγάλου μέρους τοῦ ἔργου τῆς φυσικῆς καρδίας, πράγμα τό ὁποῖον ἐπιτυγχάνεται διά ἀφαιρέσεως ὁλοκλήρου τῆς καρδιακῆς παροχῆς τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας, εἰς χαμηλὴν πίεσιν (30 - 40 mmHg) καί καταθλίσεώς τῆς ὑπὸ πίεσιν (120 - 130 mmHg) εἰς τρόπον ὥστε τό αἷμα νά ἀρδεύσῃ ὅλην τήν συστηματικὴν κυκλοφορίαν. Ἡ ἰσχύς (Power) διὰ τήν λειτουργίαν τῆς ἀντλίας τοῦ αἵματος λαμβάνεται ἐκ τῆς μετατροπῆς ἑνός μέρους τῆς θερμικῆς πυρηνικῆς ἐνεργείας εἰς μηχανικὴν ἐνέργειαν διὰ τῆς χρησιμοποίησεως μιᾶς μηχανῆς κύκλου ἀτμῶν ἐν μικρογραφίᾳ (μετατροπεύς ἐνεργείας) βάρους 680,3 γραμμαρίων. Προηγούμενα συστήματα εἶχον χρησιμοποιήσῃ περιστρεφόμενας καί γραμμικὰς (Linear) μηχανὰς ἀτμοῦ μέ ὑδραυλικόν ἔλεγχον. Ἡ ἀπώλεια ἐκ τῶν διαφυγῶν διὰ μέσου τῶν βαλβίδων καί τῶν συρομένων ἀσφαλειῶν εἶχεν ὡς ἀποτέλεσμα τήν ἀπαραδέκτως χαμηλὴν ἀπόδοσιν αὐτῶν τῶν ἐν μικρογραφίᾳ μηχανῶν. Τό ἡμέτερον σύστημα, τό ὁποῖον εὐρίσκεται τώρα ἐν ἀναπτύξει, λαμβάνει μηχανικὴν ἐνέργειαν ἐξ ἑνός ἠλεκτρονικῶς - ἐλεγχομένου παλιρροϊκοῦ ἀναγεννητήρος (Tidal Regenerator Engine) ὁ ὁποῖος δέν πε-

ριέχει ούτε βαλβίδας ούτε συρομένας ασφαλείας. Δι' αὐτοῦ τοῦ τρόπου ἐπιτυγχάνεται ἡ αὐξησις τῆς ἀποδόσεως καί τῆς πιστότητος τοῦ μηχανήματος.

Κατά τόν σχεδιασμόν τοῦ μηχανήματος ἐλήφθη σοβαρότατα ὑπ' ὄψιν ἡ ἐξασφάλισις ὑψηλῆς πιστότητος τοῦ συστήματος. Διά τόν λόγον αὐτόν εἰς τόν παλιρροϊκόν Ἀναγεννητήρα (TRE) δέν ἐχρησιμοποιήθησαν οὔτε βαλβίδες οὔτε συρόμεναι ασφάλειαι ὥς πηγή δέ ἐνεργείας διά τόν ἠλεκτρονικόν ἔλεγχον ἐχρησιμοποιήθη μία θερμοηλεκτρική μονάς (Thermoelectric Module). Ἐπεδιώχθη δέ μηχανολογική ἀπλότης εἰς βάρος τῆς θερμικῆς καί ἠλεκτρονικῆς πολυπλοκότητος. Μία τοιαύτη συναλλαγή ἀποβαίνει πρὸς ὄφελος τῆς πιστότητος, δεδομένου ὅτι τὰ θερμικά καί ἠλεκτρονικά τμήματα δέν ἔχουν κινητὰ μέρη. Ἡ πιστότης ἐξυπηρετεῖται ἐξ ἄλλου: (1) Ἐκ τῆς μικρᾶς ταχύτητος (παλιρροϊκός ἀναγεννητήρ κινεῖται μέ ρυθμόν τῆς φυσικῆς καρδίας), (2) ἐκ τῆς ἐξισορροπήσεως τῶν πιέσεων καί (3) ἐκ τῶν συνθηκῶν λειτουργίας ὑπὸ μετρίαν θερμοκρασίαν. Ὡς ἐμφαίνεται ἡ ἐξασφάλισις τῆς πιστότητος τοῦ συστήματος ἐλήφθη ὑπ' ὄψιν κατὰ τήν κατασκευὴν τῶν πλέον οὐσιωδῶν τμημάτων αὐτοῦ.

Ὁ παλιρροϊκός ἀναγεννητήρ (TRE) εἶναι ἀνάλογος πρὸς τήν ἀναγεννητικὴν μηχανὴν κύκλου ἀερίων ἡ ὁποία συνδυάζει τὰ πλεονεκτήματα τῆς μηχανῆς τοῦ Rankine (π.χ. ὑψηλὴν διαφορικὴν πίεσιν διὰ μίαν μετρίαν θερμοκρασίαν θερμικῆς πηγῆς καί μικρόν ἔργον καταθλίψεως) μέ ἐκεῖνα τῆς μηχανῆς τοῦ Stirling (π.χ. ἐξισορρόπησιν πιέσεων καί ἀπουσίαν βαλβίδων). Ἔχει τμήματα τὰ ὁποῖα εἶναι κοινὰ μέ τήν μηχανὴν τοῦ Rankine (π.χ. βραστήρα, ὑπερθερμαστήν, καί συμπυκνωτήν) καί μέ τήν μηχανὴν τοῦ Stirling (π.χ. ἔμβολον ἐκτοπίσεως, ἔμβολον ἰσχύος καί ἀναγεννητήρ ἀτμῶν), ὥς καί τμήματα τὰ ὁποῖα ἀπαντοῦν μόνον εἰς τόν παλιρροϊκόν ἀναγεννητήρα (TRE) (π.χ. ἀναγεννητήρ ὑγρῶν καί ἔμβολον ἐνδοεπιφανείας). Διά τήν ἐφαρμογὴν τοῦ συστήματος εἰς τήν τεχνητὴν καρδίαν εἶναι πρακτικόν νά ἀντικατασταθοῦν τὰ ὁ-

λίγα έμβολα υπό φυσητήρων είς ένα σχηματισμόν έξισορροπυμένων πιέσεων. Ή μακροχρόνιος διατήρησις τών φυσητήρων έξασφαλίζεται έκ: (1) τής μικράς διαδρομής (2) τής μικράς ταχύτητος λειτουργίας είς τό επίπεδον του καρδιακού ρυθμού, (3) τής άμελητέας διαφοράς πιέσεως ένθεν καί ένθεν τών φυσητήρων καί (4) τής μετρίας θερμοκρασίας υπό τήν όποίαν λειτουργοῦν οὔτοι.

Ή πίεσις, (ή όποία τυπικῶν εἶναι μεταξύ 5 - 160 PSIA*) ρυθμίζεται υπό ένός φυσητήρος έκτοπίσεως ό όποίος τίθεται είς λειτουργίαν δι'ένός συνεχούς ρεύματος κινητήρος ροπής δι'ένσφαίρου κοχλίου (DC Torque Motor - Ball Screw). Διά τήν ρύθμισιν τής πιέσεως του παλιρροϊκού άναγεννητήρος (TRE) έκτοπίζονται περίπου 0,25 χιλιοστολίτρου (ml) υγρού. Ή ήλεκτρική ένέργεια διά τόν άνιχνευτήν έλέγχου (Control Sensor), ήλεκτρονικήν λογικήν καί τόν κινητήρα ροπής (10,15 καί 120 mWatts άντιστοίχως) παρέχεται υπό μιᾶς θερμοηλεκτρικής μονάδος τοποθετημένης μεταξύ υπερθερμαστοῦ καί βραστήρος. Δεδομένου, ότι ή θερμότης ή όποία διέρχεται διά τής θερμοηλεκτρικής μονάδος θά υπεραβμίζετο άπουσίᾳ τής τελευταίας βαθμηδόν κατά τήν διαδρομήν της διά τής μηχανής από του υπερθερμαστοῦ πρόν τόν βραστήρα, συνάγεται ότι άπαιτεῖται ή άπελευθέρωσις έντός του υποσυστήματος έλέγχου θερμικής ένεργείας έκ του 238 PU, μικροτέρας του ένός θερμικοῦ Watt (μετατρεπομένης είς ήλεκτρικήν ένέργειαν).

Βάσει αὔτων τών υπολογισμῶν ή άπόδοσις του ήλεκτρονικοῦ υποσυστήματος έλέγχου εἶναι μεγαλυτέρα τών 98 %, ένῳ ή άπόδοσις του προηγουμένως χρησιμοποιουμένου υδραυλικού υποσυστήματος ήτο 30 - 40 %. Τό ήλεκτρονικόν υποσύστημα έλέγχου πάλλει μέ διαφοράν φάσεως πρός τήν φυσικήν καρδίαν άνεξαρτήτως του ρυθμοῦ καί του όγκου παλμοῦ αὔτης.

*

PSIA = Pounds per square inch area (λίβρες κατά τετραγ. ίντσα έκφανείας).

Ός εκ τούτου, ο παλιρροϊκός αναγεννητήρ (TRE) πάλλει με την ίδια ταχύτητα όπως και η φυσική καρδιά. Είς περίπτωση μαρμαριγής της φυσικής καρδιάς τό υποβοηθητικόν της κυκλοφορίας σύστημα μεταπίπτει εις μίαν άντλίαν με σταθεράν ταχύτητα μέχρις ότου νά άποκατασταθῇ ο φυσιολογικός καρδιακός ρυθμός. Η μηχανή θα συγχρονισθῇ αυτόματως όταν η καρδιά άποστείλῃ εκ νέου σῆμα έλέγχου.

Ο παλιρροϊκός αναγεννητήρ (TRE) συνδέεται άμέσως υπό ύψηλήν πίεσιν πρός μίαν βοηθητικήν άντλίαν αίματος, με μικρῶς διαμέτρου υδραυλικούς άγωγούς.

Εκτός της πρωταρχικῆς της λειτουργίας ως άντλίας αίματος ἡ υποβοηθητική αὐτή συσκευή χρησιμεύει έπιπλέον ως:

- (1) δι' αίματος ψυχόμενος θερμικός ανταλλαγεύς,
- (2) πιέσεως / όγκου μετασχηματιστής,
- (3) άνιχνευτής έκτοπίσματος (όγκου υποδοχεύς) διά τό σύστημα ηλεκτρονικῆς λογικῆς,
- (4) σύστημα ένδοτικότητας (System Compliance).

Η δυνατότης συνδέσεως τοῦ παλιρροϊκοῦ αναγεννητήρος (TRE) πρός μίαν τοιαύτην βοηθητικήν άντλίαν έπιτρέπει τήν σημαντικήν μείωσιν τοῦ βάρους καί μεγέθους τοῦ συστήματος.

Τήν πηγήν θερμότητος διά τόν παλιρροϊκόν αναγεννητήν (TRE) αποτελεί τό (238 ΡU) τό όποϊον εύρίσκεται έγκεку-στωμένον έντός τριπλοῦ περιβλήματος καί τό όποϊον συνδέεται πρός ύλικά άποθηκεύσεως ύψηλῆς καί μετρίας θερμικῆς ένεργείας διά νά δύνανται νά άνταποκρίνεται εις εκάστοτε μεγίστας άπαιτήσεις. Παρασιτικά άπώλεια περιορίζονται υπό μιᾶς θερμικῆς μονώσεως κενοῦ διά φυλλιδίων (Vacuum Foil Insulation) ἡτις περιβάλλει τά της ύψηλῆς θερμοκρασίας τμήματα. Όταν αἱ άπαιτήσεις εἶναι πολύ μικρά ή έπί πλέον θερμότης άπάγεται δι' ένός, ποικιλλούσης άγωγιμότητος, θερμικοῦ άγωγοῦ ο όποϊος περιορίζει τήν υπέρβασιν της θερμοκρασίας της κάψης της ένεργειακῆς πηγῆς έντός

του 100° F (της φυσιολογικής θερμοκρασίας λειτουργίας της ούσης 950° F). Είς περίπτωσιν δυσλειτουργίας της μηχανής αυτής ο θερμικός άγωγός χρησιμεύει καί ως διπλείς άσφαλείας. Είς περίπτωσιν άποτυχίας καί αυτού, τό ισότοπον προστατεύεται περαιτέρω διά μιᾶς θερμικής άσφαλείας ή όποία κατατρέπει τό κενόν της διά λεπτών φύλλων μονώσεως είς θερμοκρασίαν 1500° F περίπου.

ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΤΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ (ΤΡΕ ΚΑΙ ΑΝΤΛΙΑΣ ΑΙΜΑΤΟΣ)

Ἡ μέ πυρηνικὴν ἐνέργειαν κινουμένη μηχανὴ κύκλου ἀτμῶν, ἡ ὑποβοηθητικὴ τῆς κυκλοφορίας, μετατρέπει ἐν τμήμα ((Circa) 4 % τῆς θερμικῆς ἐνεργείας τῆς ραδιοϊσοτοπικῆς πηγῆς ἐνεργείας τοῦ 238 ΡU εἰς ὑδραυλικὴν ἐνέργειαν, ἡ ὁποία κινεῖ μίαν καταθλιπτικὴν ἀντλίαν, πού ἀναλαμβάνει μέρος τοῦ ἔργου τῆς καρδίας. Ἡ πυρηνικὴ ἐνέργεια ἥτις ἀπαιτεῖται διὰ τὴν ἰσχὺν ἀντλήσεως τοῦ αἵματος εἶναι περίπου 10.000 φορές μεγαλυτέρα τῆς ἀπαιτουμένης διὰ τὴν λειτουργίαν ἑνὸς βηματοδότη. Ἡ μετατροπὴ τῆς ἐνεργείας ἐπιτυγχάνεται διὰ μιᾶς ἀπλῆς μηχανολογικῶς καὶ ἠλεκτρονικῶς ἐλεγχομένης μηχανῆς κύκλου ἀτμῶν ἡ ὁποία καλεῖται "Παλιρροϊκὸς Ἀναγεννητήρ" (Tidal Regenerator Engine). Ἡ ἠλεκτρικὴ ἐνέργεια διὰ τὰ ἠλεκτρονικὰ τμήματα παράγεται ὑπὸ μιᾶς μικρῆς θερμοηλεκτρικῆς γεννητρίας, τὰ δὲ τμήματα τῆς μηχανῆς, τὰ ὁποῖα ἔχουν ὑψηλὴν θερμοκρασίαν ἀπομονοῦνται διὰ μονώσεως κενοῦ, ἡ ὁποία εἶναι ἐνσωματωμένη ἐντὸς τοῦ περιβλήματος τοῦ συστήματος. Τὸ σύστημα εἶναι χωρισμένον εἰς 2 τμήματα, τὰ ὁποῖα συνδέονται διὰ ὑδραυλικῶν ἀγωγῶν, διὰ τὴν In Vivo ἀξιολόγησίν του δέ, τοποθετεῖται εἰς μόσχον, ὅπως παρίσταται εἰς τὴν εἰκόνα 1.

Τὸ τμήμα μέ τὴν πυρηνικὴν πηγὴν ἐνεργείας τοποθετεῖται εἰς τὴν κοιλίαν καὶ περιλαμβάνει τὴν κάψαν μέ τὴν ραδιοϊσοτοπικὴν πηγὴν ἐνεργείας, τὴν μηχανὴν ἀτμῶν, τὴν θερμοηλεκτρικὴν μονάδα, τὸ ἠλεκτρονικὸν κύκλωμα λογικῆς καὶ τὰ σχετικὰ τμήματα θερμιδικοῦ ἐλέγχου. Ἡ ὑψηλῆς πιέσεως - χαμηλῆς ροῆς παροχὴ τῆς ὑδραυλικῆς ἐνεργείας μετα-

pending
 KATIOYLA
 SUPAKIN
 AOFTH

pump hydraulic
 tubes
 power

ΠΗΗ
 ΙΕΥΣΟΣ

ΥΑΡΑΥΑΙΟΙ
 ΑΓΩΓΟΙ

ΑΡΡΑΔΕΣ
 ΔΑΚΡΟΝ

ΔΑΚΡΟΝ
 ΣΤΡΙΠΣ

P 7338

H-TAH
ANTALIA

ТОМ
ВІСЬМЬ

ΚΑΤΙΟΥΣΑ
ΘΩΡΑΚΙΚΗ
ΑΟΡΤΗ

ΥΔΡΑΥΛΙΚΟΙ
ΑΓΩΓΟΙ

ЗДАХТ
НГН

ASPIAEE
DACRON.

Shirley

KAPITA

heart Carl

Σελὴν I. Διάγραμμα κε
εἰς Μόσχον.

10

Diagram of experiment C

substituted nuclear energy supply
in calf

ΔΙΑΦΡΑΓΜΑ

ΔΙΑΦΕΡΑΙΜΑ
διαφρηόρμ

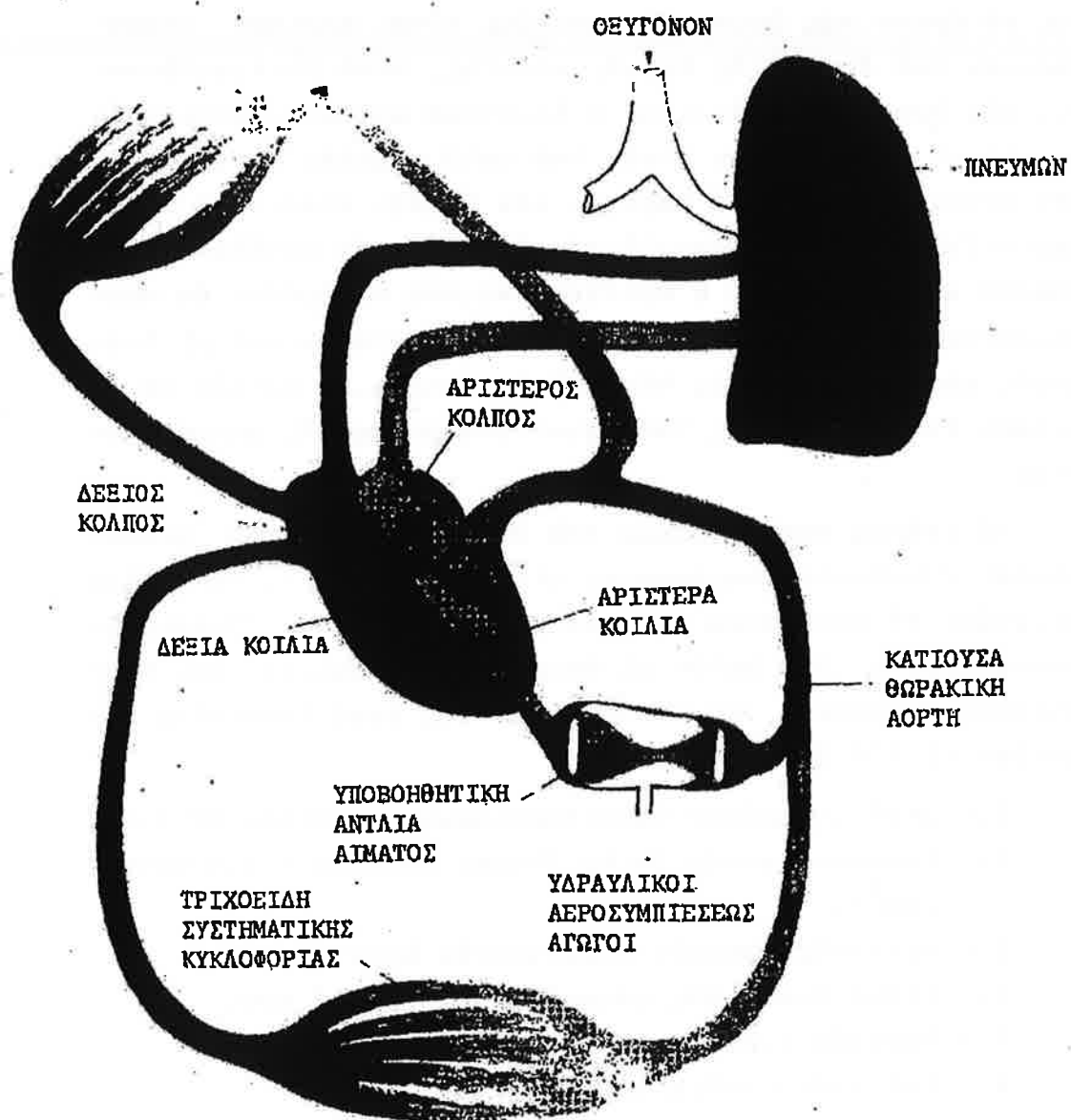
ΚΟΙΛΙΑΚΗ
ΤΟΜΗ

Εξήκον 1. Αι διάγραμμα τελέματος με υποκατάστατον θερμικό. σύστημα

φέρεται διὰ τοῦ διαφράγματος δι' ἑνός ζεύγους ἀγωγῶν ὑδραυλικῆς ἐνεργείας καί τῇ δράσει ἑνός μετασχηματιστοῦ πίεσεως / ὀγκοῦ (ὁ ὁποῖος εἶναι ἐνσωματωμένος ἐντός τῆς ἀντλίας αἵματος), μετατρέπεται εἰς χαμηλῆς πίεσεως - ὑψηλῆς ροῆς παροχήν. Οἱ ἀγωγοί ἐνεργείας χρησιμεύουν ἐπίσης καί διὰ τὴν μεταφορὰν τῆς θερμότητος τῆς ἀποβαλλομένης ἐκ τοῦ θερμοδυναμικοῦ κύκλου εἰς τὸ αἷμα τῇ δράσει ἑνός ἀνταλλαγῆος θερμότητος (Plenum), ὁ ὁποῖος εὐρίσκεται εἰς τὸ τοίχωμα τοῦ θαλάμου ἀντλήσεως. Ἡ ἀντλία παριστᾷ εἰς τὴν πραγματικότητα μίαν βοηθητικὴν συσκευὴν κειμένην μεταξὺ ἀριστερᾶς κοιλίας καί ἀορτῆς (LVAD)¹ καλεῖται καί H-TAH (σύντμησις τοῦ Harmison - Thermo Electron Corporation Assist Heart).

Τοποθετούμενη ἐντός τῆς θωρακικῆς κοιλότητος ἀμέσως ὑπερθεν τοῦ διαφράγματος ἡ ἀντλία συνδέεται πρὸς τὸ κυκλοφορικὸν σύστημα ὡς φαίνεται εἰς τὰς εἰκόνας 1 καί 2. Ἡ εἰσοδος τοῦ μηχανήματος τοποθετεῖται ἐντός τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας διὰ μέσου τῆς κορυφῆς τῆς φυσικῆς καρδίας καί ἡ ἐξοδος του συνδέεται πρὸς τὴν κατιοῦσαν θωρακικὴν ἀορτήν. Ὡς ἐμφαίνεται καί εἰς τὴν εἰκόνα, ἡ φυσικὴ καρδία εἶναι μία μυϊκὴ ἀντλία μέ τέσσερα διαμερίσματα, ἐκ τῶν ὁποίων τὰ δύο (κόλποι) ἀποτελοῦν τὰς δεξαμενάς καί τὰ δύο (κοιλίαι) τὰς ἀντλίας. Τὸ δεξιὸν καί τὸ ἀριστερόν τμήμα τῆς καρδίας, ἐνοῦνται ἐν ὑδραυλικῇ σειρᾷ. Τὸ φλεβικὸν αἷμα τὸ ὁποῖον ἐπιστρέφει ἐκ τῆς συστηματικῆς κυκλοφορίας ἀποστέλλεται ὑπὸ τῆς δεξιᾶς κοιλίας δρώσης ὡς καταθλιπτικῆς ἀντλίας ὑπὸ χαμηλὴν πίεσιν (25 mmHg) εἰς τοὺς πνεύμονας ὅπου γίνεται ἀνταλλαγή διοξειδίου τοῦ ἀνθρακος καί ὀξυγόνου. Τὸ ὀξυγονομένον αἷμα ἐπιστρέφει εἰς τὴν καρδίαν ἀπ' ὅπου ἡ ἀριστερά κοιλία δρώσα ὡς καταθλιπτικὴ ἀντλία

1 LVAD = Left Ventricular Assist Device
AKBS = Ἀριστερᾶς Κοιλίας Βοηθητικὴ συσκευή.



Εἰκὼν 2. Διάγραμμα τοῦ κυκλοφορικοῦ συστήματος δεικνύον τὴν θέσιν τῆς ἀπὸ Ἀριστερᾶς Κοιλίας-πρὸς-Ἀορτὴν ὑποβοηθητικῆς ἀντλίας αἵματος.

τό αποστέλλει υπό υψηλήν πίεσιν (120 mmHg) εις την συστηματικήν κυκλοφορίαν. Δεδομένου ότι και αι δύο καιλίσαι έχουν την αυτήν παροχήν (τυπικῶς 6 λίτρα/λεπτόν), ἔπεται ότι τό ἔργον τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας εἶναι περίπου τετραπλάσιον τοῦ ἔργου τῆς δεξιᾶς κοιλίας. Μετά τήν ἐγκατάστασιν τῆς βοηθητικῆς ἀντλίας ἡ ἀριστερά κοιλία συστελλομένη πληροῖ τήν ἀντλίαν αὐτήν υπό πολὺ χαμηλήν ἀντίστασιν. Ἐν συνεχείᾳ ἡ ἀντλία παρέχει τήν ὑψηλήν πίεσιν, ἡ ὁποία ἀπαιτεῖται διὰ νά ἀποσταλῇ τό αἷμα εις τήν μεγάλην κυκλοφορίαν καθ' ὃν χρόνον ἡ ἀριστερά κοιλία πληροῦται ἐκ νέου. Τοιουτοτρόπως μέ τό νά πάλλῃ μέ συγχρονισμόν καί μέ διαφοράν φάσεως εἶναι εἰς θέσιν ἡ ὑποβοηθητική ἀντλία νά ἀναλάβῃ ἕνα μέγα μέρος τοῦ ἔργου ἀντλήσεως τῆς φυσικῆς καρδίας.

Τό πλήρες σχεδιάγραμμα τοῦ ὑποβοηθητικοῦ τῆς κυκλοφορίας συστήματος παρίσταται εἰς τήν εἰκόνα 3, τό ὁποῖον δεικνύει τά κυρίωτερα τμήματα τοῦ συστήματος. Ἐπίσης ὑποσημαίνονται διὰ βελῶν αἱ θερμικαί, ὑδραυλικαί καί ἡλεκτρικαί συνδέσεις τοῦ συστήματος. Ὡς πηγή ἐνεργείας ἐπελέγη τό 238 PU διότι ἔχει:

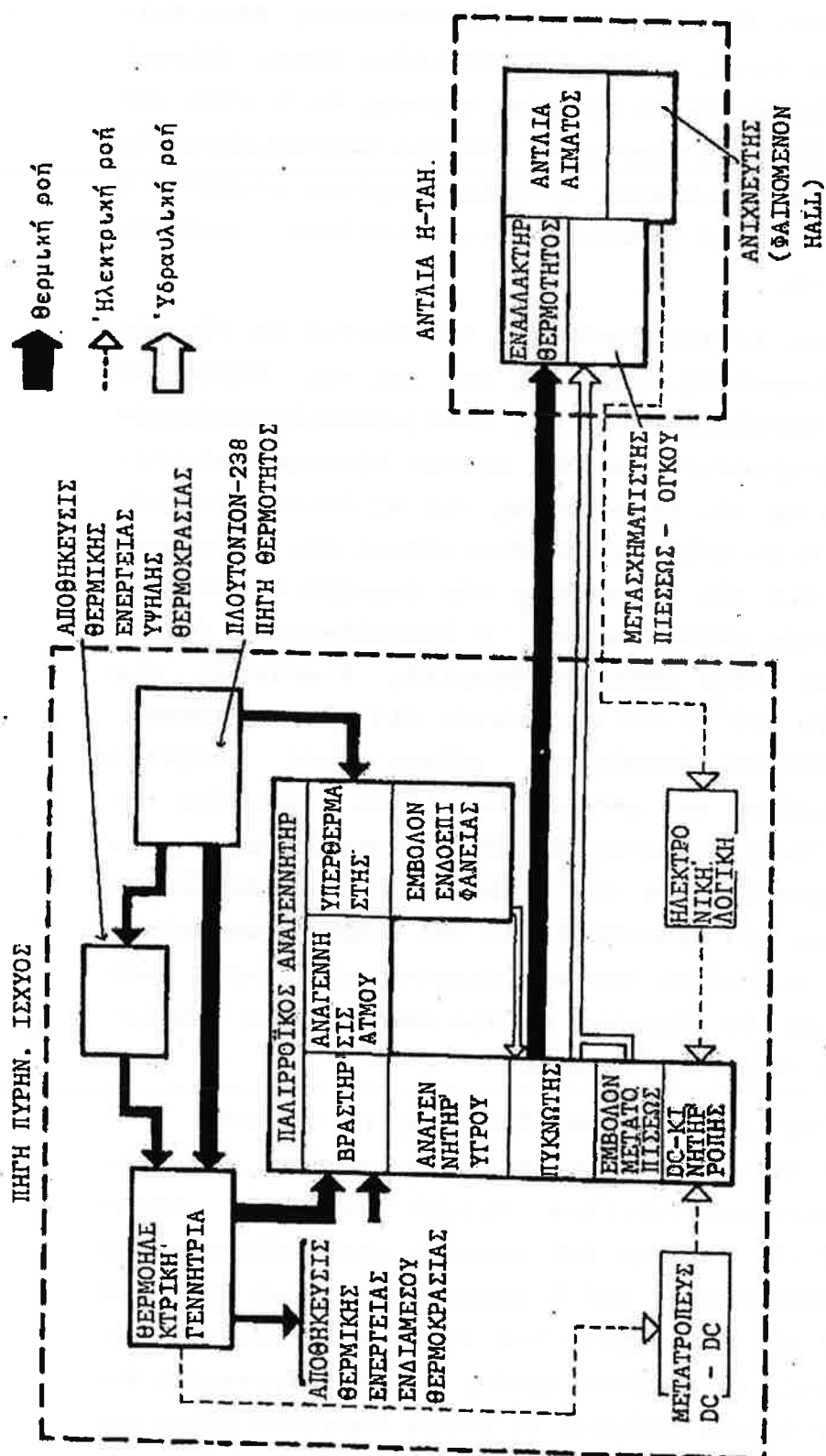
- 1.- μεγάλον χρόνον ὑποδιπλασιασμοῦ (περίπου 89 ἔτη),
- 2.- ικανοποιητικὴν ἰσχύν (Power Density - 3,5 Watts/cm³),
- 3.- σχετικῶς χαμηλὸν ραδιενεργὸν ἀκτινοβολίαν,
- 4.- εἶναι δυνητικῶς εὐχερὴς ἡ προμήθειά του,
- 5.- λογικὴν τιμήν,
- 6.- ἐπὶ πλέον καθιερωμένην τεχνολογίαν.

Ἡ εἰδικὴ μορφή υπό τήν ὁποίαν χρησιμοποιεῖται ὡς πηγή ἐνεργείας εἶναι τό ὀξειδίου, διότι ἔχει ὑψηλὸν σημεῖον τήξεως (4050° F), εἶναι συμβατόν πρὸς τὰ ὑλικά τὰ ὁποῖα χρησιμοποιοῦνται διὰ τήν ἐγκύστωσίν του. Διὰ τὸν σχηματισμόν τοῦ ὀξειδίου πρέπει νά χρησιμοποιηθῇ ὀξυγόνον ἐμπλουτισμένον εἰς 0-16 διὰ νά καταστήσῃ τήν πηγήν ἀκτινοβολίας τῶν ἄλφα σωματιδίων - νετρονίων μικράν ἐν σχέσει

πρός τὰ νετρόνια τὰ ὁποῖα προκύπτουν ἐξ αὐτομάτου διασπάσεως. Τό προκύπτον δισκίον τῆς πηγῆς ἐνεργείας (Fuel Pellet) ἐγκυστεύεται ἐντός λεπτῆς ἀπὸ Tantalum θήκης (Liner) ἡ ὁποία ἐμπεριέχεται ἐντός ἀγγείου πιέσεως ἐκ T - III καταλήγοντος εἰς θολωτὸν ἄκρον. Τό σύστημα προστατεύεται ἐκ διαβρώσεως καὶ ἐξ ὀξειδώσεως δι' ἐτέρας τρίτης στιβάδος ἡ ὁποία σχηματίζεται ἀπὸ ἀλλόην (μεῖγμα Πλατίνης - Ροδίου) 80 % Pt - 20 % Rh.

Ὡς ἐμφαίνεται ἐκ τῆς εἰκόνης 3 ἡ ἐνέργεια ἐκ τῆς κάψης τῆς πηγῆς ἐνεργείας ἐκτός τῆς TRE καὶ τῆς θερμοηλεκτρικῆς μονάδος μεταβαίνει καὶ εἰς μίαν μονάδα ἐναποθηκεύσεως θερμικῆς ἐνεργείας (Thermal Energy Storage Module). Αὕτῃ ἡ μονάς ἐντός τῆς λειτουργίας της ὡς ἐπικουρικῆς πηγῆς ἐνεργείας, ὅταν αὐξάνουν αἱ ἀπαιτήσεις εἰς ἐνέργειαν, χρησιμεύει καὶ διὰ τὴν διατήρησιν τῶν ἀνωτέρω ὁρίων τῆς θερμοκρασίας ἐντός στενῶν ὁρίων. Ἡ ἐναποθήκευσις τῆς ὑψηλῆς πυκνότητος (High Density) θερμικῆς ἐνεργείας εἰς θερμοκρασίαν τῶν 930°F ἐπιτυγχάνεται διὰ τῆς χρησιμοποίησεως τῆς λανθανούσης θερμότητος τήξεως ἐνός εὐτήκτου μείγματος χλωριούχου καὶ φθοριούχου λιθίου (σημεῖον τήξεως 930°F). Ἐνας ἀνάλογος σκοπὸς ἐξυπηρετεῖται εἰς τὴν διάμεσον θερμοκρασίαν τῶν 430°F διὰ τὴν σταθεροποίησιν τῆς θερμοκρασίας τοῦ βραστήρος καὶ τῆς ψυχρᾶς θερμοηλεκτρικῆς πλακός. Εἰς αὐτὴν τὴν περίπτωσιν, τὸ ὑλικὸν ἐναποθηκεύσεως εἶναι ἓν εὐτήκτον μείγμα ὕδροξειδίου τοῦ λιθίου καὶ ὕδροξειδίου τοῦ νατρίου.

Ἡ T.R.E εἶναι μηχανὴ ἀτμῶν ἀνάλογος τῆς μηχανῆς κύκλου ἀερίων, ἡ ὁποία συνδυάζει τὰ πλεονεκτήματα τῶν μηχανῶν τῶν Rankine καὶ Stirling. Μεταξύ τῶν κοινῶν χαρακτηριστικῶν μέ τὴν μηχανὴν τοῦ Rankine περιλαμβάνονται ὁ βραστήρ, ὁ ὑπερθερμαστής καὶ ὁ συμπυκνωτής, ἐνῶ τὰ κοινὰ χαρακτηριστικὰ μέ τὴν μηχανὴν τοῦ Stirling εἶναι τὸ ἔμβολον ἐκτοπίσεως, τὸ ἔμβολον ἰσχύος καὶ ὁ ἀναγεννητὴς ἀτμῶν. Ὑπάρχουν ἐπίσης τμήματα τὰ ὁποῖα ἀπαντοῦν μόνον εἰς



Εξικών 3. Παραστατικό διαγράμμα συστήματος υποβοήθησης της κυκλοφορίας λευτουργώντας τη χρήση ραδιοσταθμών.

τήν T.R.E. όπως είναι ο αναγεννητής υγρών και τό έμβολον ένδοεπιφανείας. Προκειμένου περί τής εφαρμογής της είς τήν τεχνητήν καρδίαν είναι πλέον πρακτικόν νά αντικαταστήση κανείς όλα τά έμβολα μέ φυσητήρας.

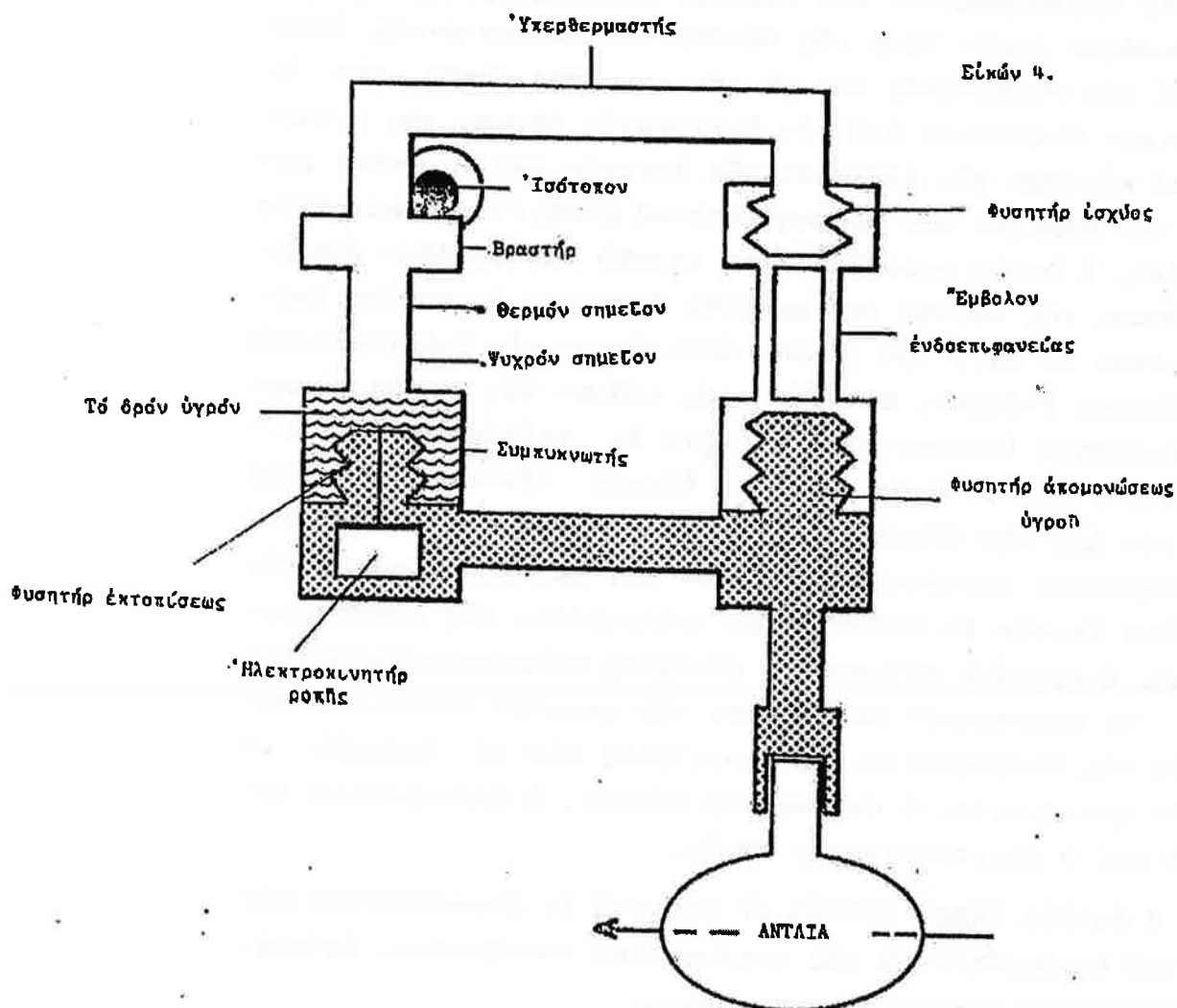
Η πίεσις τής T.R.E. (τυπικώς έκ 5 - 160 PSIA) ρυθμίζεται υπό ενός φυσητήρος έκτοπίσεως; ο όποίος τίθεται είς ενέργειαν υπό ενός συνεχούς ρεύματος ήλεκτρικού κινητήρος ροπής μετά ένσφαίρου κοχλίου. Διά τήν ρύθμισιν τής πίεσεως τής μηχανής έκτοπίζονται περίπου 0,25 ml ύδατος. Διά τήν έξάτμησιν απαιτούνται μόνον 1 σταγόνα ύδατος (0,015ml). Διά τήν έξισορρόπησιν τών πιέσεων χρησιμοποιείται φθοριανθρακούχον υγρόν λόγω τής ύψηλης του διηλεκτρικής ίσχύος και τής συμβατητός του μέ τόν κινητήρα ροπής. Τήν ήλεκτρικήν ενέργειαν διά τόν ανιχνευτήν θέσεως τής άντλίας, τό κύκλωμα τής ήλεκτρονικής λογικής και κινητήρα ροπής, τήν παρέχει μία θερμοηλεκτρική μονάς (Thermoelectric Module), ή όποία παρεμβάλλεται μεταξύ τών μονάδων έναποθηκεύσεως τής ύψηλης και χαμηλής θερμικής ένεργείας, λαμβανομένων υπ'όψιν τών μικρών απαιτήσεων είς ενέργειαν τοϋ συστήματος έλέγχου, δυνατόν πρός τοϋτον τόν σκοπόν νά χρησιμοποιηθοϋν ικανοποιητικώς ζεύγη έκ τελλουριούχου βισμούθιου. Παρ'όλον ότι αυτό τό υλικόν είναι κατάλληλον διά τήν άρχικήν άξιολόγησιν τοϋ συστήματος, ή άνάγκη διά μακροχρόνιον πιστότητα επιβάλλει τήν χρησιμοποίησιν τών συνήθων ζευγών έκ μολυβδούχου τελλουρίου. Είς μετασχηματιστής ένεργείας συνεχούς - συνεχούς ρεύματος μετατροπέυς (DC - DC Converter) μετατρέπει τήν χαμηλοϋ δυναμικοϋ παροχήν τής θερμοηλεκτρικής γεννητρίας είς τά επίπεδα τά όποια χρειάζονται ο ανιχνευτής θέσεως, ή ήλεκτρονική λογική και ο ήλεκτροκινητήρ ροπής.

Η άντλία LVAD¹ (είκων 4) παριστά έν αναπόσπαστον τμήμα τοϋ υποβοηθητικοϋ τής κυκλοφορίας συστήματος, δεδομέ-

¹ LVAD = LEFT VENTRICULAR ASSIST DEVICE.

AKBE = ΑΡΙΣΤΕΡΑΕ ΚΟΙΛΙΑΕ ΒΟΗΘΗΤΙΚΗ ΣΥΣΚΕΥΗ.

νου ότι εκτός της πρωταρχικής της λειτουργίας ως βοηθητικής αντλίας δρᾷ καί ως ανταλλαγέως θερμότητας ψυχόμενος υπό τοῦ αἵματος, ως ανιχνευτής θέσεως διὰ τὸ σύστημα ἐλέγχου, ως πιέσεως - ὄγκου μετασχηματιστής καί ως σύστημα ἐνδοτικότητας ((Compliance System). Αὐτὸ τὸ σχέδιον εἰς τὸ ὁποῖον εἶναι ἐνσωματωμένα πολὺ πλησίον τὰ διάφορα τμήματα ἐκτός της προφανοῦς οἰκονομίας μεγέθους καὶ βάρους, αὐξάνει καὶ τὴν ἀπόδοσιν τῶν ὑδραυλικῶν συνδέσεων. Ὁ ἐλεγχος ἐξασκεῖται δι' ἀνιχνεύσεως τῆς θέσεως τῆς προωθητικῆς πλακῆς (Pusher Plate) τῆς αντλίας ἐν σχέσει πρὸς τὸ ἀκίνητο τμήμα τῆς αντλίας δηλαδή τοῦ μηχανισμοῦ



ὁδηγήσεως (Drive Unit) δι' ἐνός ἀνιχνευτοῦ ὁ ὁποῖος ἀκολουθεῖ τὸ φαινόμενον τοῦ Hall. Τὰ ἡλεκτρικὰ σήματα μετα-

βιβάζονται εις τήν μονάδα ηλεκτρονικής λογικής δι' ενός μεμονωμένου ηλεκτρικού άγωγού ο όποιος φέρεται παραλλήλως προς τούς υδραυλικούς άγωγούς. Έν συνεχεία ή ηλεκτρονική λογική έλέγχει τήν μηχανήν εκ τής κατανομής εις τόν χρόνον καί τής πολικότητας τής ηλεκτρικών ώσεων αι όποiai αποστέλλονται εις τόν συνεχοϋς ρεύματος κινητήρα ροπήs. Ή σύγχρονος μέ διαφοράν φάσεως παλμική δόνησιs τής μηχανής έχει σχεδιασθή νά είνai αυτόματος καί ανεξάρτητος τής συχνότητας παλμών καί τοϋ όγκου παλμοϋ τής φυσικής δίας.

ΒΑΣΙΚΗ ΙΔΕΑ ΚΑΙ ΘΕΩΡΗΤΙΚΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΟΥ ΤRΕ

Ή Τ.Ρ.Ε. είνai ούσιώδες μέρος τοϋ υποβοηθητικού τής κυκλοφορίας συστήματος.

Ή Τ.Ρ.Ε. έπενοήθη ως έν όργανον, τό όποϊον θά δρᾷ ως παλλομένη άντλία, συγχρονιζόμενον προς τήν φυσικήν καρδίαν κατά τρόπον άποδοτικόν, αξιόπιστον καί εύκόλως ρυθμιζόμενον. Οί ειδικοί άντικειμενικοί σκοποί κατά τόν σχεδιασμόν τής Τ.Ρ.Ε. ήσαν νά δημιουργηθή έν όργανον τό όποϊον:

1. Δέν θά είχε άντλίας, βαλβίδας καί όλισθαινούσας άσφαλείας (δεδομένου ότι αι άπώλειαi από τας διαφυγὰς έχουν κρίσιμον σημασίαν προκειμένου περί μικροσκοπικών μηχανών).

2. θά ήτο μηχανολογικῶς άπλοϋν (μεγάλης σημασίας διά τήν αξιοπιστίαν καί τό κόστος τοϋ μηχανήματος).

3. θά έμείλωνε τας διαφοράs πιέσεως καθ' όλον τό μηχανημα ανεξαρτήτως προς τας εύρείας διακυμάνσεις εις τό επίπεδον τής πίσεως τοϋ συστήματος. Τοϋτο έπιτρέπει τήν

ρύθμισιν τῆς μηχανῆς διὰ καταναλώσεως μικροῦ ποσοῦ ἐνερ-
γείας καὶ περιορίζει τὰς διαφορὰς πιέσεως ἐκατέρωθεν τῶν
φυσητήρων.

4. θά ἐπεδέχετο ἠλεκτρονικόν ἔλεγχον τόν ὁποῖον ἡ ση-
μερινή ἠλεκτρονική τεχνολογία διαθέτει εἰς μικροσκοπικὴν
συσκευασίαν.

5. θά ἦτο εἰς θέσιν νά δίδῃ μίαν ὑψηλῆς διαφορικῆς
πιέσεως παροχὴν μέ μίαν μετρίας θερμικῆς πηγῆς θερμοκρα-
σίαν (διὰ νά μειωθοῦν αἱ παρασιτικάι θερμικαὶ ἀπώλειαι).

6. θά ἦτο εἰς θέσιν νά παρέχῃ ἰσχύϊν ὑπὸ σταθεράν πί-
εσιν (αὐξάνει τὴν ἀπόδοσιν τῆς συνδέσεως πρὸς τὴν ἀντλί-
αν τοῦ αἵματος).

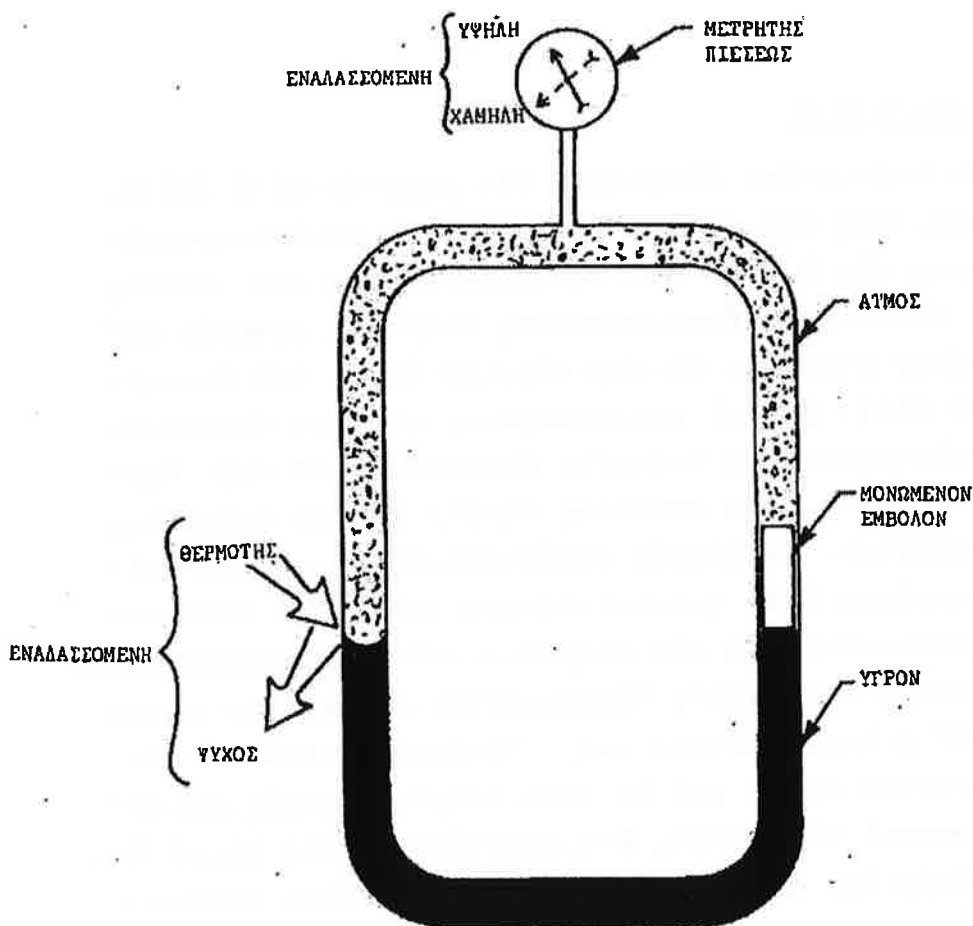
7. θά εἶχε μὴ εὐαίσθητον συμπεριφορὰν εἰς προσανατο-
λισμόν (ἀπαράιτητος δι' *In Vivo* ἐφαρμογὴν).

8. θά ἦτο δυνατικῶς ὑψηλῆς ἀποδόσεως πρακτικόν σύστη-
μα (πρᾶγμα πολὺ ἐπιθυμητόν, διὰ τὴν ἐλάττωσιν τῆς θερμό-
τητος τῆς ἀποβαλλομένης ἐκ τοῦ κυκλώματος, τὴν ἀνάλογον
μείωσιν τοῦ κόστους τῆς ραδιοϊσοτοπικῆς πηγῆς ἐνεργείας
καὶ τῆς ἐκθέσεως εἰς τὴν ἀκτινοβολίαν).

9. θά ἦτο ἐκ κατασκευῆς ἀσφαλές (διὰ περιορισμοῦ τοῦ
ποσοῦ τοῦ αἵματος καθ' ἐκάστην στιγμὴν εἰς τὴν ποσότητα ἡ ὁ-
ποία ἀπαιτεῖται μόνον δι' ἕκαστον κύκλον).

Ἡ βασικὴ ἀρχὴ τῆς λειτουργίας τῆς T.R.E. καθίσταται
ἐμφανὴς εἰς τὴν εἰκόνα 5, ἡ ὁποία παριστᾷ μίαν ἀπλὴν ἀγ-
κύλην σωλήνων, ἡ ὁποία περιέχει μίαν ποσότητα ὑγροῦ καὶ
ἐν μονῶνον ἔμβολον (*Insulated Piston*) τὸ ὁποῖον ἐφάπτε-
ται τῆς ὑγρᾶς ἐνδοεπιφανείας καὶ τοῦ αἵματος εἰς τὸ δεξιόν
σκέλος τῆς ἀγκύλης. Ὄταν ἐφαρμοσθῇ θερμότης εἰς τὴν ὑ-
γράν ἐνδοεπιφάνειαν εἰς τὸ ἀριστερόν σκέλος τῆς ἀγκύλης
ἐν μικρόν ποσόν ὑγροῦ θά ἐξατμισθῇ καὶ θά δημιουργήσῃ πί-
εσιν εἰς ὁλόκληρον τὴν ἀγκύλην. Δεδομένου, ὅτι ὁ μονωτής
(ἔμβολον) εἰς τὸ δεξιόν σκέλος μονώνει θερμικῶς τὸν αἵ-

μόν εκ του υγρού, ή πίεσις του συστήματος ρυθμίζεται εκ της θερμοκρασίας της ένδοεπιφανείας υγρού/άτμου εις τό άριστερόν σκέλος. Εάν τώρα απομακρυνθῇ ή πηγὴ της θερμότητος καί αντικατασταθῇ υπό μιᾶς κατά κάποιον τρόπον ψυχροτέρας, τότε ή πίεσις του συστήματος θά πέσῃ καθώς ο άτμός συμπυκνοῦται καί ή θερμοκρασία της ένδοεπιφανείας του υγρού θά αποκαταστήσῃ εκ νέου τήν πίεσιν του συστήματος. Ἡ ἐναλλαγή αὐτῆς της διαδικασίας δημιουργεῖ μιαν περιοδικήν ἀξομείωσιν ὑψηλῆς καί χαμηλῆς πιέσεως ἐντός του συστήματος. Εἰς τήν πράξιν εἶναι δύσκολον νά ἐγκατα-



Εἰκὼν 5. Ἐκθεσις ἀρχῆς καλιτροῦ καὶ ἀναγεννητῆρος (T.R.E.).

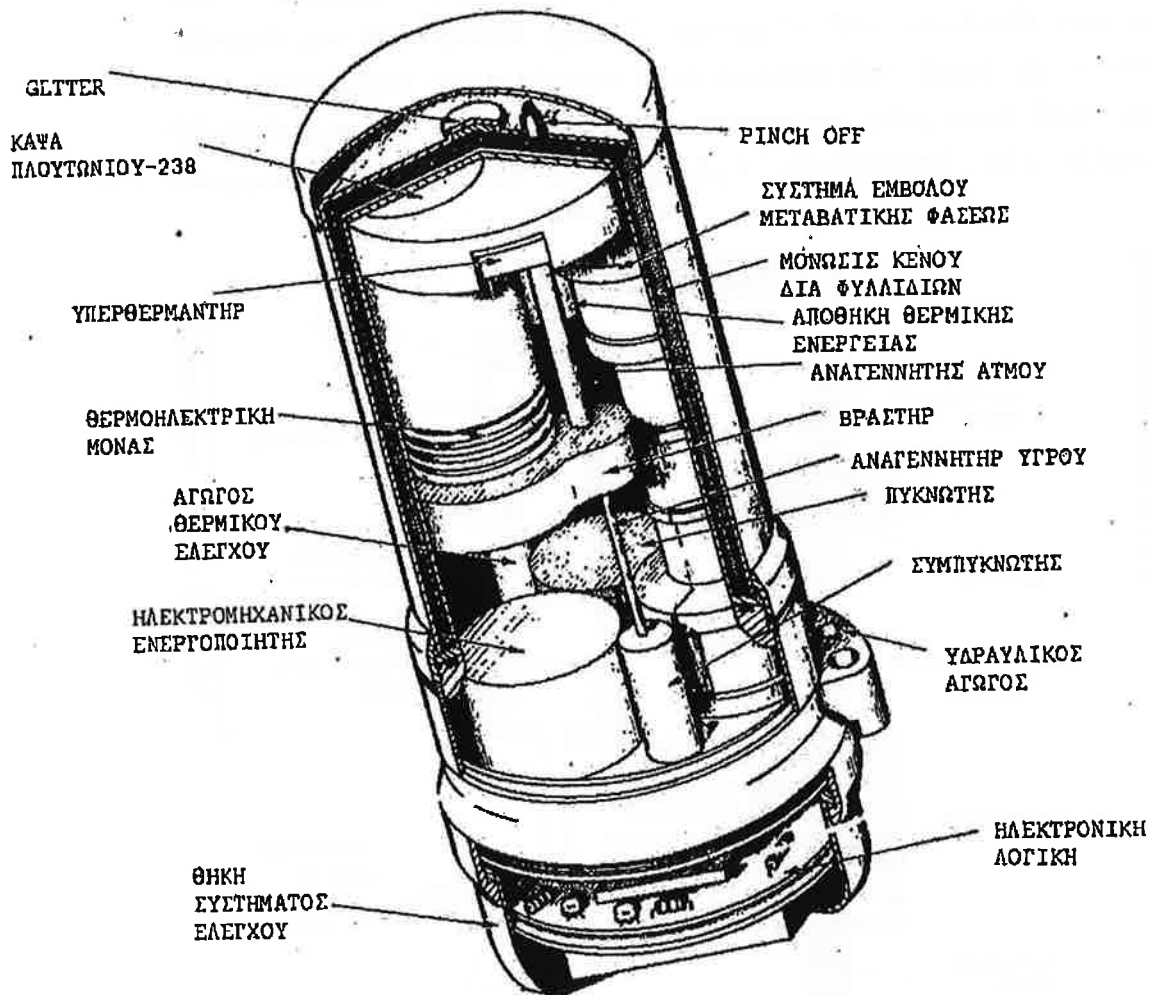
στήσῃ κανεῖς εἰς τό αὐτό σημεῖον της ἀγκύλης μιαν ἐναλλασσόμενην πηγὴν θερμότητος καί ψύχους. Πλήν ὅμως, διὰ της ὑπάρξεως μιᾶς περιοχῆς διὰ τήν θέρμανσιν (βραστήρ) καί

μιάς περιοχής διά τήν ψύξιν (συμπυκνωτής) προκαλείται ρυθμική μεταβολή τοῦ ὕψους τοῦ ὑγροῦ (ἐξ οὗ καί ὁ ὅρος "παλιρροϊκός") ἡ ὁποία ἔχει ὡς ἀποτέλεσμα τήν περιοδικήν αὐξομείωσιν τῆς πιέσεως τοῦ συστήματος. Ἡ ἐπί πλέον προσθήκη μέσων διά τήν ἀφαίρεσιν ἐνεργείας, καί μηχανισμῶν διά τήν βελτίωσιν τῆς θερμοδυναμικῆς ἀποδόσεως (Superheater and Regenerator), ἔχει ὡς ἀποτέλεσμα τήν δημιουργίαν μιᾶς μηχανῆς μέ εὐκόλως ρυθμιζομένην παλμικήν παροχήν, ἡ ὁποία ἔχει τήν δυνατότητα νά ἐκπληρώσῃ ὅλους τοὺς ἀνωτέρω ἀναφερθέντες ἀντικειμενικούς σκοπούς διά τοὺς ὁποίους ἐπενοήθη.

Περιγραφή τῆς T.R.E.

Ἡ εἰκὼν 6 δεικνύει ὁλόκληρον τήν μηχανήν μέ τὰ ἐπίμέρους τμήματα. Εἰς τήν εἰκόνα 7 παρέχεται μία ἀπλοποιημένη παράστασις τῆς T.R.E. Διά τήν μετατόπισιν τῆς στήλης τοῦ ὕδατος προετιμήθη ἓνας συνεχοῦς ρεύματος κινητήρ μεθ' ἑνός ἐνσφαίρου κοχλίου. Τό περικόχλιον (Nut) τοῦ ἐνσφαίρου κοχλίου (Ball Screw) προσαρμόζεται εἰς ἓνα ἐμβολονέκτοπίσεως ἑνός φυσητήρος ὁ ὁποῖος ἀπομονώνει τό τοῦ θερμοδυναμικοῦ κύκλου ὕδωρ (Working Fluid) ἐκ τοῦ κινητήρος συνεχοῦς ρεύματος. Τό ὅλικόν ἐκτόπισμα αὐτοῦ τοῦ φυσητήρος εἶναι περίπου 0,25 χιλιοστολίτρου (ml). Τό πλεῖστον ἐξ αὐτοῦ χρησιμεύει διά τήν πλήρωσιν τοῦ συμπυκνωτοῦ καί τοῦ ἀναγεννητοῦ τοῦ ὑγροῦ, ἐξατμίζονται δέ περίπου μόνον 0,015 - 0,02 χιλιοστολίτρου (ml). Ὁ ἀτμός διέρχεται δι' ἑνός ἀναγεννητοῦ ἀτμῶν καί δι' ἑνός ὑπερθερμαστοῦ καί τελικῶς δημιουργεῖ πίεσιν εἰς ἓνα φυσητήρα ἰσχύος εἰς τό ὑψηλῆς θερμοκρασίας ἄκρον τοῦ συστήματος ἐμβόλου ἐνδοεπιφανείας. Αὐτός ὁ φυσητήρ διαχωρίζει πλήρως τόν ἀτμόν τοῦ δρῶντος ὕδατος ἐκ τοῦ ὑδραυλικοῦ συστήματος σωλήνων συνδεδεμένων μετά τῆς ἀντλίας εἰς τρόπον ὥστε δέν ἀπόλλυται οὔτε ὑγρόν (Working Fluid) οὔτε πίεσις διά τῆς διαφυγῆς ἀτμοῦ. Ἐν ὑγρόν ἐνδοεπιφανείας τό ὁποῖον ἔχει χαμηλὴν πί-

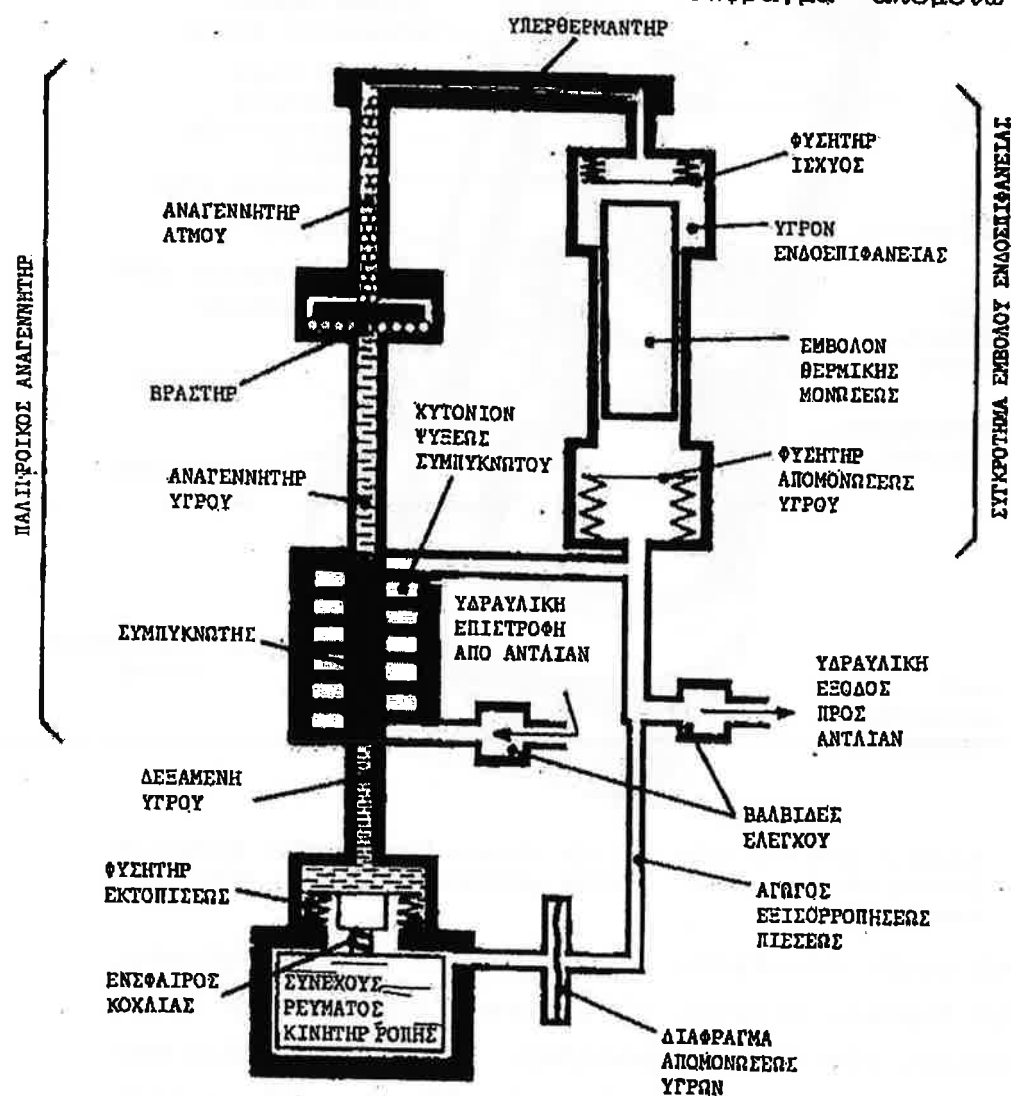
εσιν ατμού και ικανοποιητικήν θερμικήν σταθερότητα εις την θερμοκρασίαν υπερθερμάνσεως συνδέει υδραυλικώς τον φυσή-
τήρα εκτοπίσεως του ατμού προς το έμβολον θερμικής μονώ-
σεως. Αυτό το έμβολον είναι έν κατασκευάσμα μικράς θερ-
μικής αγωγιμότητος διά νά μειώνη τάς θερμικάς παρασιτι-
κάς απωλείας μεταξύ του θερμού ατμού και των τμημάτων της



Διάγραμμα 6. Πυρηνική πηγή έν. γέως διά την κίνησιν έμφυτευομένης βοηθητικής άντλίας της άρ. κοιλίας, ή όποία χρησιμοποιεεί μηχανήν παλμικής έ-
πανενεργείας.

T.R.E. τά όποια περιέχουν ψυχρόν υγρόν. 'Η μετατόπισις
αύτου του έμβόλου γίνεται ούσιαστικώς άνευ τριβών διό-
τι δέν παίξει τον ρόλον ασφαλείας. 'Εκείνο τό όποιον πρό-
πει νά είναι αρκετά μικρόν είναι ή κáθαρσις (Clearance)
διά νά περιορίζεται ή μεταβίβασις θερμών ρευμάτων εις τό
ένδοεπιφανειακόν υγρόν.

Ένας φουσητήρ απομονώσεως υγρών προμηθεύει μίαν εύνοϊκήν ένδοεπιφάνειαν υγρών είς τήν μηχανήν παρέχων ρύτῳ τήν δυνατότητα, ὥστε τό υγρόν τοῦ ὑδραυλικοῦ συστήματος τό ὁποῖον συνδέει τήν μηχανήν πρός τήν ἀντλίαν νά εἶναι διάφορον τῶν ένδοεπιφανειακῶν υγρῶν. Διά τῆς χρησιμοποιήσεως ἑνός ζεύγους βαλβίδων ἐλέγχου κατευθύνεται ἡ ροή τῆς παροχῆς τοῦ ὑδραυλικοῦ υγροῦ κατά τήν πορείαν του πρός τήν ἀντλίαν τοῦ αἵματος. Ένας ἐπιπρόσθετος ἀγωγός συνδέει τά ὑγρά τοῦ ὑδραυλικοῦ συστήματος πρός τόν θάλαμον τοῦ συνεχοῦς ρεύματος κινητήρος διά νά συμπληρωθῇ ἡ ἀγκύλη τῆς ἰσορροπίας πιέσεων. Τό διάφραγμα ἀπομονώ-



Εἰκὼν 7. Διάγραμμα τοῦ παλινρροικοῦ ἀναγεννητήρος (T.R.E.).

σεως τῶν ὑγρῶν παριστᾷ μίαν ἐπὶ πλέον ἐνδοεπιφάνειαν διὰ τὰ ὑγρά καὶ ἐπιτρέπει τὴν χρησιμοποίησιν διαφορετικῶν ὑγρῶν εἰς τὴν πεφυρὰν τοῦ συνεχοῦς ρεύματος κινητῆρος ἀπὸ τὴν πλευρὰν τῶν σωλῆνων ἀγωγῆς τῆς ἐνεργείας (ὕδραυλικῆς πιέσεως). Ἡ ἐξισορρόπησις τῶν πιέσεων συνεχῶς ἐξισώνει τὰς πιέσεις εἰς ὅλον τὸ σύστημα τῆς T.R.E., ἐκτός ἀπὸ τὰς σχετικὰς μικρὰς διαφορὰς πιέσεως αἱ ὁποῖαι σχετίζονται μετὰ τὴν ροὴν τῶν ὑγρῶν. Αὐτὸ μειώνει τὸ ἔργον τὸ ὁποῖον ἀπαιτεῖται διὰ νὰ τεθῇ εἰς λειτουργίαν ὁ ἐκτοπιστὴς εἰς ἓν μικρὸν κλάσμα τῆς παροχῆς τῆς μηχανῆς καὶ ἐξισορροπεῖ τὰς πιέσεις κατὰ μῆκος τῶν διαφόρων φουσητῶν συμβάλλον οὕτω εἰς τὴν μακροχρόνιον λειτουργίαν των.

Ὅλα τὰ τμήματα τῆς μηχανῆς τὰ ὁποῖα ἔρχονται εἰς ἐπαφὴν μετὰ τὸν ἀτμὸν (ἐκτός ἀπὸ τὸν ἀναγεννητὴν τοῦ ὑγροῦ καὶ τὸν συμπυκνωτὴν) διατηροῦνται εἰς θερμοκρασίαν ἀνωτέραν τοῦ σημείου κορεσμοῦ (ἀντιστοιχοῦσαν εἰς τὴν μεγίστην πίεσιν τῆς μηχανῆς) διὰ νὰ προληφθῇ ἀπρόβλεπτος (Inadvertent) συμπύκνωσις. Ὁ ἔλεγχος τῆς μεγίστης πιέσεως τοῦ κυκλώματος γίνεται ὑπὸ τοῦ ἀναγεννητοῦ τῶν ὑγρῶν.

Εἰς αὐτὴν τὴν συσκευὴν ἕκαστον ἐπίπεδον ἔχει μίαν χαρακτηριστικὴν θερμοκρασίαν ἢ ὁποῖα διαταράσσεται ἐλάχιστα καθ' ὅλον τὸν κύκλον. Ὅταν συμπληρωθῇ ὁ βρασμός, ἔχει καταναλωθῇ ὅλον τὸ ὑγρὸν τὸ ὁποῖον ὑπάρχει ἐντός τοῦ βραστήρος καὶ ἡ ἐνδοεπιφάνεια ὑγροῦ/ἀτμοῦ δημιουργεῖται εἰς τὸν ἀναγεννητὴν τῶν ὑγρῶν. Ἐὰν ἡ πίεσις τοῦ συστήματος εἶναι μεγαλυτέρα ἀπὸ τὴν πίεσιν κορεσμοῦ ἢ ὁποῖα ἀντιστοιχεῖ εἰς τὴν τοπικὴν θερμοκρασίαν, θὰ συμπυκνωθῇ εἰς τὴν ἐπιφάνειαν τοῦ ὑγροῦ ἀτμός μέχρις ὅτου ἡ πίεσις τοῦ συστήματος φθάσει τὴν ἀντίστοιχον πίεσιν κορεσμοῦ. Ἀντιθέτως, ὅταν ἡ πίεσις τοῦ συστήματος εἶναι μικροτέρα τῆς πιέσεως κορεσμοῦ, ἢ ὁποῖα ἀντιστοιχεῖ εἰς τὴν τοπικὴν θερμοκρασίαν, θὰ ἐξατμισθῇ ὑγρὸν ἀπὸ τὴν ἐπιφάνειαν ἕως ὅτου πάλιν ἡ πίεσις τοῦ συστήματος φθάσει τὴν πίεσιν κορεσμοῦ.

Υποσύστημα ηλεκτρικής ενέργειας

Ἡ θερμοηλεκτρική μονάδα (Thermoelectric Module) ἡ θερμοστοιχείον εἶναι τοποθετημένον εἰς θερμικήν σειράν μέ τόν ὑπερθερμαντήρα (900°F) καί τόν βραστήρα (380°F) τῆς θερμικῆς μηχανῆς. Ἡ ηλεκτρική ἀπόδοσις ἐκ τῶν 39 θερμοζευγῶν τοῦ Τελλουριούχου Βισμούθιου (Bismuth Telluride) τῆς θερμοηλεκτρικῆς μονάδος εἶναι περίπου 300 Milliwatts εἰς τήν θερμοκρασίαν σχεδιάσεως. Αἱ ὀλικαί ἀπαιτήσεις εἰς ἡλεκτρικήν ἰσχύν ποικίλλουν ἀπό 125 Milliwatts περίπου εἰς 60 παλμούς κατὰ λεπτόν, ἕως 225 Milliwatts εἰς 120 παλμούς / λεπτόν. Ἡ θερμοηλεκτρική μονάδα ἀποδίδει περίπου 300 Milliwatts (ἡλεκτρικά) καί 25 Watts (θερμικά) εἰς τόν βραστήρα.

Παράγοντες ρυθμίσεως τῆς θερμικῆς ἐνεργείας

Ἐν ἀδραῖς γραμμαῖς τό σύστημα τό ὑποβοηθητικόν τῆς κυκλοφορίας, χρησιμοποιεῖ τήν θερμικήν ἐνέργειαν ἡ ὁποία παράγεται αὐτομάτως κατὰ τήν διάσπασιν τοῦ ἰσοτόπου λαμβανούσης χώραν ἐντός τῆς κάψης φερούσης τό ραδιοϊσότοπον, διά λήψεως μέρους αὐτῆς τῆς ἐνεργείας ὑπό μορφῆν ἔργου παραγομένου ὑπό μιᾶς μηχανῆς κύκλου ἀτμῶν. Ἡ ὑπόλοιπος θερμότης ἀποβάλλεται ἀμέσως εἰς τό φυσιολογικόν περιβάλλον (ἱστοί καί αἷμα). Λόγῳ τῶν ὑψηλῶν θερμοκρασιῶν, αἱ ὁποῖαι ἐμπλέκονται, ἡ ἀνάγκη διά ποικίλλην παροχήν ἔργου καί ἡ πρόνοια νά ἀποφευχθοῦν μή φυσιολογικαί συνθήκαι, χρειάζονται ἐπιπρόσθετα στοιχεῖα διά τήν ρύθμισιν τῆς ροῆς θερμικῆς ἐνεργείας ἐντός τοῦ συστήματος καί διά τήν ἐλάττωσιν τῶν ἐκ σπατάλης ἀπωλειῶν. Ἐπί πλέον, αἱ θερμοκρασίαι πρέπει νά διατηροῦνται εἰς ἐπίπεδα χαμηλότερα τῶν παραδεκτῶν διά νά ἀποφευχθοῦν ἱστικά νεκρώσεις ὡς καί ἄλλαι βιολογικαί ἐπιδεινώσεις ὀφειλόμεναι εἰς τήν θερμικήν ἀνισορροπίαν.

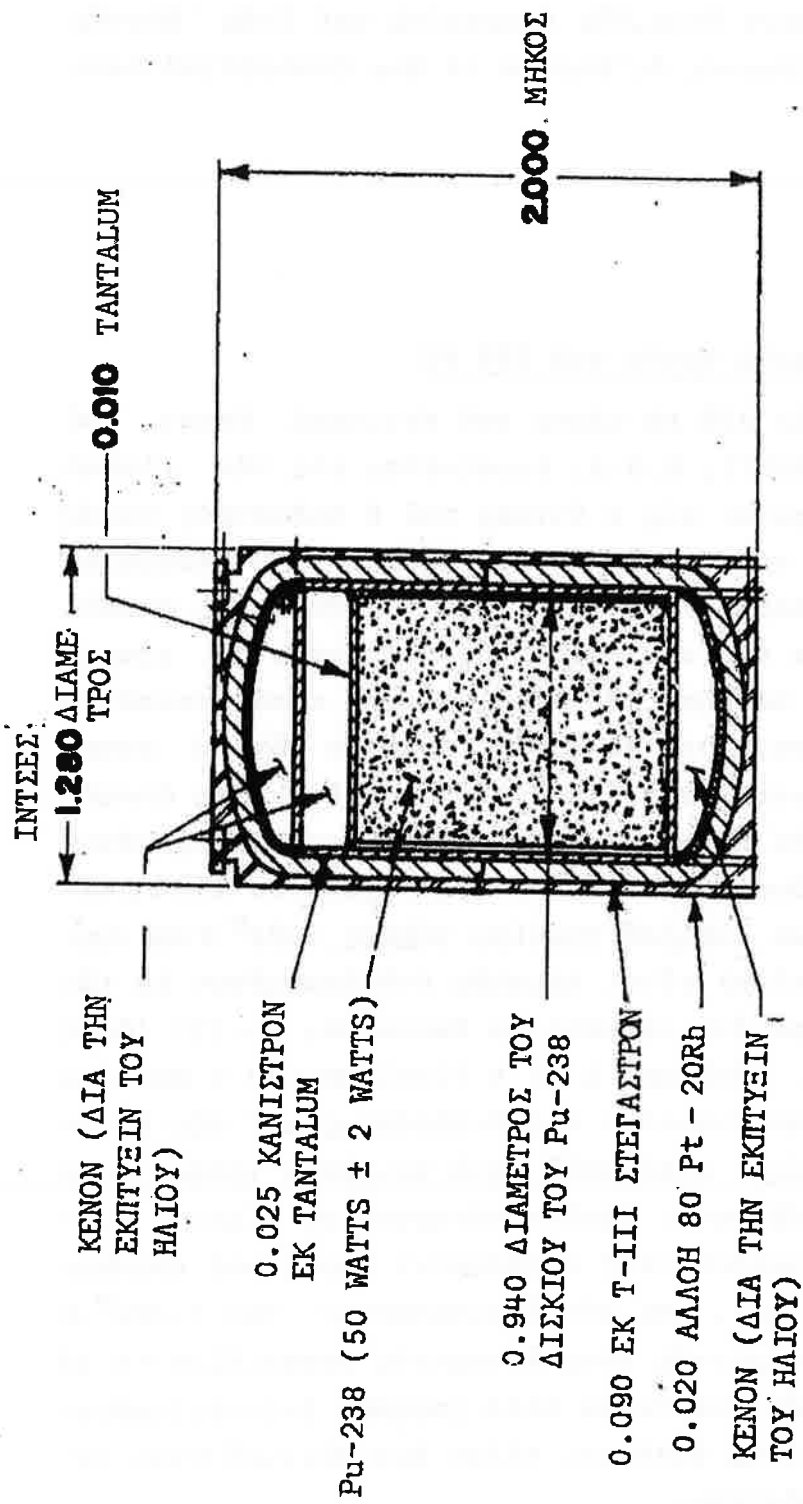
Μεταξύ τῶν συστατικῶν τά ὁποῖα κανονίζουν τήν ρύθμι-

σιν της θερμοκρασίας περιλαμβάνονται ή μόνωσις, τό ύλιν διν' έναποθήκευσιν θερμικής ένεργείας καί ένας άγωγός θερμότητας ρυθμιζόμενος δι' αερίου (A Gas Controlled Heat Pipe).

Κάψα της ένεργειακής πηγής του 238 PU

Τό σχέδιον της 238 PU κάψης του National Heart and Lung Institute (NHLI), Η.Π.Α. έμφαίνεται εις την εικόνα 7^α. Τό μήκος άνέρχεται εις 2 ίντσες καί ή διάμετρος της εις 1.280 ίντσες εις την θερμοκρασίαν δωματίου. Η θερμοκρασία της εις τόν άέρα είναι 750 - 1000° F, θερμικής άποδόσεως 50 ± 2 Watts εις την άρχήν της ζωής της. Τό γεωμετρικόν σχήμα καί μέγεθος της κάψης είναι κατά τοιοϋτον τρόπον έπιλεγμένον, ώστε νά παρέχη άρκετόν όγκον κενού χώρου διά τό περιεχόμενον Ηλιν, διά νά επιτρέψη άρισμένα χρόνια άσφαλους δοκιμαστικής λειτουργίας βασιζομένης στά κριτήρια θραύσεως. Περίπου 120 gm όξειδίου 238 PU περίπου 1.600 Curies (ύψηλοϋ σημείου τήξεως 4080° F καί συμβατοϋ μέ τό Tantalum) είναι τριπλώς ένθυλακωμένον εκ των έξω πρός τά έξω μέ ένα κέλυφος εκ Tantalum, T - III (άλόη Tungstun, Tanlum, Niobium) & 80 % Platinum - 20 % Rhodium διά την προστασίαν έναντίον της διαβρώσεως καί όξειδώσεως. Αϋτή ή κάψα έχει σχεδιασθή κατά τοιοϋτον τρόπον ώστε νά άντέχη εις διάβρωσιν, ύψηλήν σύγκρουσιν, πίεσιν συνθλίψεως, καϋσιν νεκροϋ (εις περίπτωσιν πυρός καί άπανθρακώσεως του φέροντος), καί την θερμοκρασίαν των 2.400° F. 238 Pu είναι πρωταρχικώς ένας εκπομπεύς σωματιδίων - α τά όποια έχουν ύψηλήν ένεργειαν αλλά χαμηλήν διεισδυτικότητα. Τό 238 Pu επίσης εκπέμπει πλέον διεισδυτική γκαί νε-νετρονίων άκτινοβολίαν.

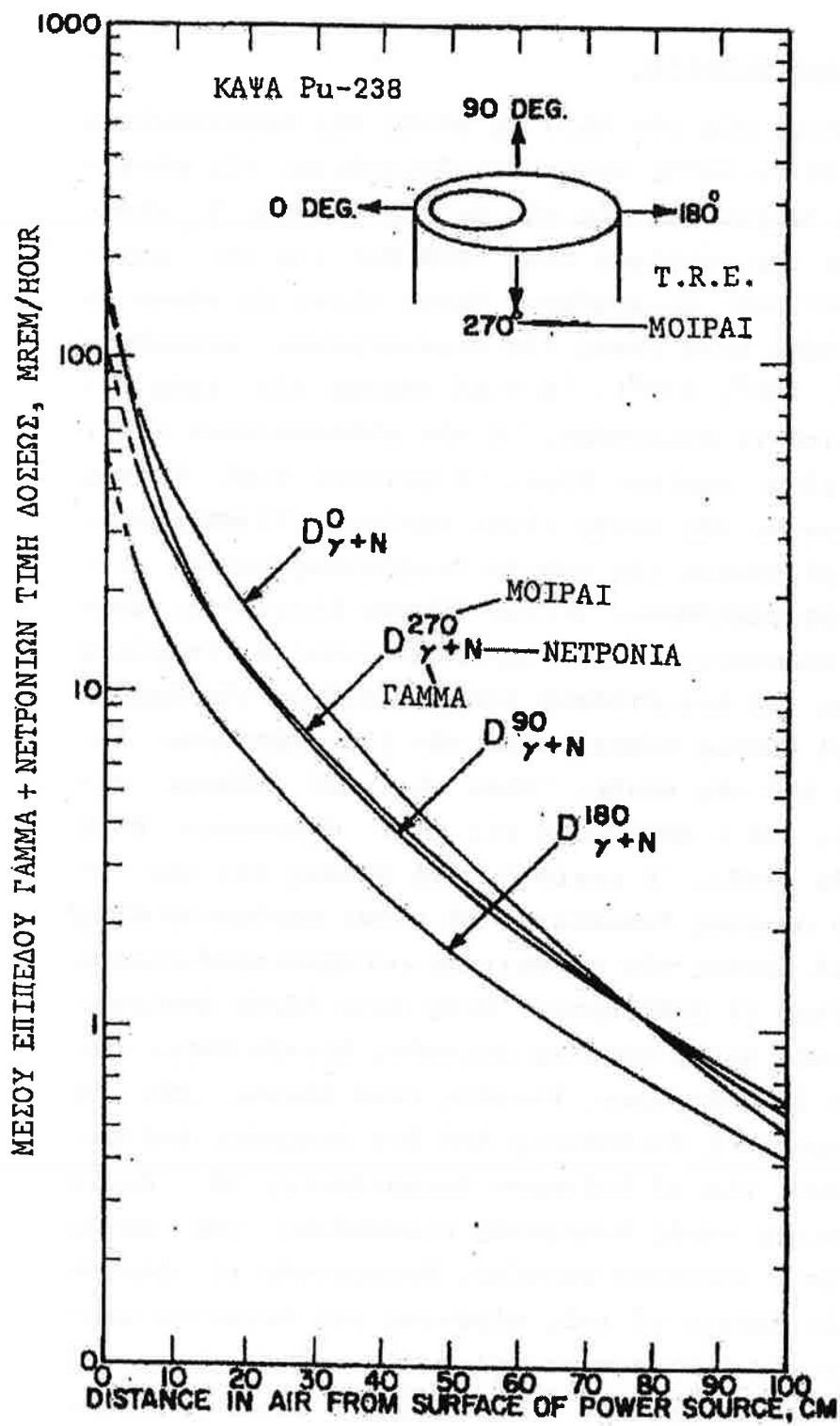
Τό βάρος της κάψης είναι 480 γραμμάρια.



Εἰκὼν 7ᾰ 50 - watt, Pu-238 NHLI Κάψα ἐνεργείας

Τιμή δόσεως 'Ακτινοβολίας

Ἡ τιμή δόσεως εἰς τόν ἀέρα ἐξ αὐτῆς τῆς ἐμφυτευσίμου 50 ± 2 Watts 238 Pu πηγῆς ἐνεργείας δεικνύεται εἰς τήν εἰκόνα 8. Ὅπως δεικνύεται εἰς τήν ὡς ἄνω εἰκόνα, ἡ εἰσαγωγή τῆς κάψης τῆς καυσίμου ὕλης (238 Pu) εἰς τήν μηχανήν εἶναι ἐκκεντρος. Αἱ μετρήσεις ἔχουν γίνῃ ἐκ μέσου ἐπιπέδου τῆς κάψης κατὰ μήκος τῶν δεικνυομένων κατευθύνσεων (0° , 90° , 180° , 270°). Ἡ τιμή δόσεως εἰς τοὺς ἱστούς εἶναι κατὰ τι ὀλιγωτέρα. Ἡ τῶν οὐδετερονίων καί γ ἀκτινοβολίας εἶναι περίπου ἴσια. Ἡ μεγίστη τιμή δόσεως εἰς τήν ἐπιφάνειαν τῆς πηγῆς εἶναι περίπου 175 MREM/ῶραν. Ἡ μεγίστη τιμή δόσεως εἰς τοὺς γειτνιάζοντας ἱστούς εἶναι περί τά 100 MREM/ῶραν. Ἡ τιμή δόσεως ἐλαττοῦται ἀποτόμως μέ τήν ἀπόστασιν ὅπως δεικνύεται εἰκόνα 8 (περίπου ἰσχύει ὁ νόμος τοῦ ἀντιστρόφου τοῦ τετραγώνου τῆς ἀποστάσεως). Ἡ τιμή δόσεως πίπτει κάτω τῶν 100 MREM/ῶραν ἐντός 12 ἰντσῶν ἀπό τῆς πηγῆς. Ὅλαι αἱ τιμαί δόσεως εἶναι μικρότεραι τοῦ 1 MREM/ῶραν εἰς μίαν ἀπόστασιν ἑνὸς μέτρου ἀπό τῆς πηγῆς. Ἡ μεγίστη τιμή δόσεως εἰς τήν ἐπιφάνειαν τοῦ σώματος ἀναμένεται νά εἶναι περίπου 30 MREM/ῶραν. Ἡ τιμή δόσεως τῶν γεννητικῶν κυττάρων προβλέπεται νά εἶναι περίπου 20 MREM/ῶραν. Ἐνας πολὺ ἄδρὸς ὑπολογισμὸς μέσης τιμῆς μάζης σώματος δεικνύει ὀλικήν δόσιν σώματος περίπου 20 MREM/ῶραν. Τοιαύτη τιμή δόσεως δέν θά προκαλοῦσε σωματικές ἐπιδράσεις ἀπὸ ὅτι ἀπορρέει ἀπὸ πειράματα ἐπὶ ζῶων, εἰς τό ἡμέτερον ἐργαστήριον, τά ὅποια ἔφερον ἰσοτοπικὰς πηγὰς ἐνεργείας μιμουμένων τὰς πηγὰς διὰ τροφοδότησιν τεχνητῆς καρδίας. Προσωπικόν τό ὅποιον θά ἔρχεται εἰς σχέσιν μέ τοὺς φέροντας μία τεχνητὴν καρδίαν μέ πυρηνικὴν ἐνέργεια καί πλησιάζοντος ὀλιγώτερον τοῦ ἑνὸς ποδός (ἀντιστοιχεῖ εἰς 10 MREM/ῶραν) εἶναι πολὺ σπάνιον καί διαρκεῖ ἐπ' ὀλίγον (π.χ. 0,05 ὥρας/ἡμέραν). Πλέον σύνηθες εἶναι οἱ ἐρχόμενοι εἰς σχέσιν μέ τόν φέροντα πυρηνικὴν πηγὴν νά πλησιάζουν ἄνω τοῦ ἑνὸς μέτρου διὰ πε-



Εικόνα 8. Τιμαί δόσεως γάμμα καί νετρονίων άκτινοβολίας έκ τοῦ μέσου επιπέδου τῆς κάψης τοῦ T.R.E.

ρίοδον ὀλιγώτερον τῆς μιᾶς ὥρας, ἀντιστοιχεῖ εἰς 0,05 MREM/ὥραν. Διὰ ἀπλῶν προφυλάξεων τοῦ ἀσθενοῦς οἰκογενειακόν ἢ ἐπαγγελματικόν περιβάλλον θά ἀνεμένετο νά λαμβάνη ὀλιγώτερον τοῦ 1 MREM/ἡμέραν (365 MREM/έτος) ὀλικῆς τιμῆς σώματος.

Προηγούμεναι ἀναλύσεις ἔχουν δείξει ὅτι ἡ ἐλάττωσις τῆς τιμῆς δόσεως ὑπὸ τῆς θωρακίσεως (Shielding) τῆς τῶν ὑψηλῆς ἐνεργείας νετρονίων καί γ ἀκτινοβολίας δέν εἶναι πρακτική ἐξ αἰτίας τοῦ ὑπερβολικοῦ βάρους. Ὡς ἔχει ἀναφερθῇ εἰς τό γενικόν μέρος, εἰς τό κεφάλαιον "προβλήματα" πίθηκοι καί κύνες φέροντες ραδιενεργούς πηγάς, αἱ ὁποῖαι ἀποδίδουν 100 MREM/ὥραν, ἔχουν ἐπιζήσει εἰς καλήν κατάστασιν διὰ περιόδους μέχρι 4 ἐτῶν καί συνεχίζουν εἰς τό ἐργαστήριόν μας.

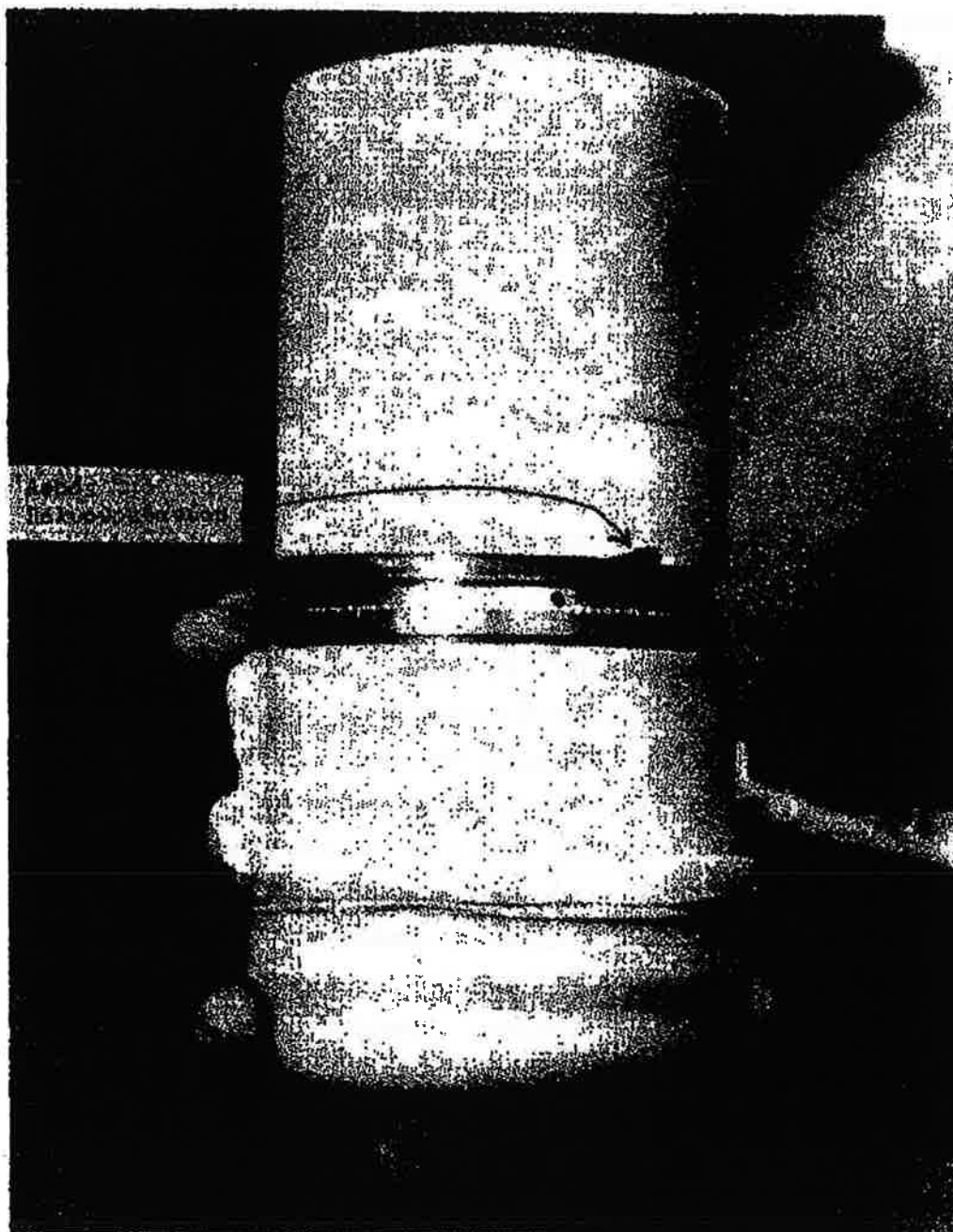
Μόνωσις κενοῦ

Ἡ διὰ φυλλιδίων κενοῦ μόνωσις χρησιμοποιεῖται ἵνα συγκρύνῃ θερμικὰς ἀπώλειας καί προστατεύσῃ τοὺς γειτνιάζοντας ἰστούς. Κατὰ τὴν διάρκειαν In Vivo δοκιμασιῶν, αἱ τοῦ ὑπερθερμασθῆρος θερμοκρασίαι ἦσαν εἰς τὰ ὅρια τῶν 900° F (Maximum μηχανῆς θερμοκρασία 1000° F) καί ἡ θερμοκρασία εἰς τὴν ἐπιφάνειαν τῆς πηγῆς ἰσχύος ἦτο περίπου 103° F (δηλαδή ἀπώλεια θερμότητος 5 θερμικά Watts). Αὐτό εἶναι τό ἀποτέλεσμα: τῆς καταλλήλου ἐπικαλύψεως διὰ ὀξειδίου τοῦ Zirkonίου (Zirconium) ἐνός ἐκάστου ἐκ τῶν 80 φυλλιδίων Titanium πάχους 12 μ. Εἰς τὰς θερμοκρασίας σχεδίασεως 930° F διὰ τῆς TRE ἡ καταμετρηθεῖσα ἀπώλεια θερμότητος διὰ τῆς μονώσεως κενοῦ φυλλιδίων εἶναι περίπου 6 Watts. Οἱ παρακείμενοι τῆς πηγῆς ἰσχύος ἰστοί προσπίζονται ἀπὸ τὴν ὑπερβολικὴν θερμότητα:

- (1) Διὰ τῆς μονώσεως διὰ κενοῦ (εἰκὼν 6).
- (2) Διὰ τοῦ ἀφροῦ πολυουρεθενίου (Polyurethane) (μετὰ κλειστῶν κυψελίδων) περιβαλλούσης τό σύστημα

έξωθεν. (Εἰκὼν 9).

Ὁ ἀφρός πολυουρεθανίου (Polyurethane) περιβάλλεται ὑπὸ στρώματος ἐκ "Silastic" τὸ ὁποῖον χρησιμεύει: (1) ὡς λεία ἐπιφάνεια εἰς ἐπαφήν μετὰ τῶν ἱστῶν καί (2) ἀποκλείει τὰ ἱστικά ὑγρά νά ἔρθουν εἰς ἐπαφή μέ τήν πολυουρεθάνην.



"Ὠμφάλιος"
ἠλεκτρικὸς
ἀγωγός

Εἰκὼν 9.

Σύστημα ἐνεργείας μετὰ τῆς ἐξωτερικῆς μονώσεως ἐκ πολυουρεθανίου, ἐκείνης σύγκρισις μεγέθους συστήματος μετὰ χειρός.

Η-ΤΑΗ ΒΟΗΘΗΤΙΚΗ ΑΝΤΛΙΑ ΤΗΣ ΑΡΙΣΤΕΡΑΣ ΚΟΙΛΙΑΣ

Ἡ ἐξελιγμένη Η - ΤΑΗ ἀντλία (Harmison - Thermo Electron Corporation (Teco) Assist Heart ἥτις λειτουργεῖ ὑδραυλικῶς ὑπὸ μιᾶς ὑψηλῆς πιέσεως μηχανῆς (TRE) (1/100 ἰσχύος ἵππου), ἐκτός τῆς πρωταρχικῆς τῆς λειτουργίας ὡς ἀντλίας δρᾷ ἐπίσης καί ὡς ἀνταλλαγεὺς θερμότητος ψυχόμενος διὰ τοῦ αἵματος, ὡς μετασχηματιστὴς ὄγκου / πιέσεως, ἀνιχνευτὴς διὰ τὴν ἠλεκτρονικὴν λογικὴν καί σύστημα ἐνδοτικότητος (Compliance System). Τοιουτοτρόπως ἡ βοηθητικὴ ἀντλία ἀποτελεῖ ἓνα ἀναπόσπαστον τμῆμα τοῦ ἐμφυτευμένου βοηθητικοῦ συστήματος τῆς κυκλοφορίας. Τὰ πρωταρχικά χαρακτηριστικά τοῦ σχεδίου τῆς εἶναι:

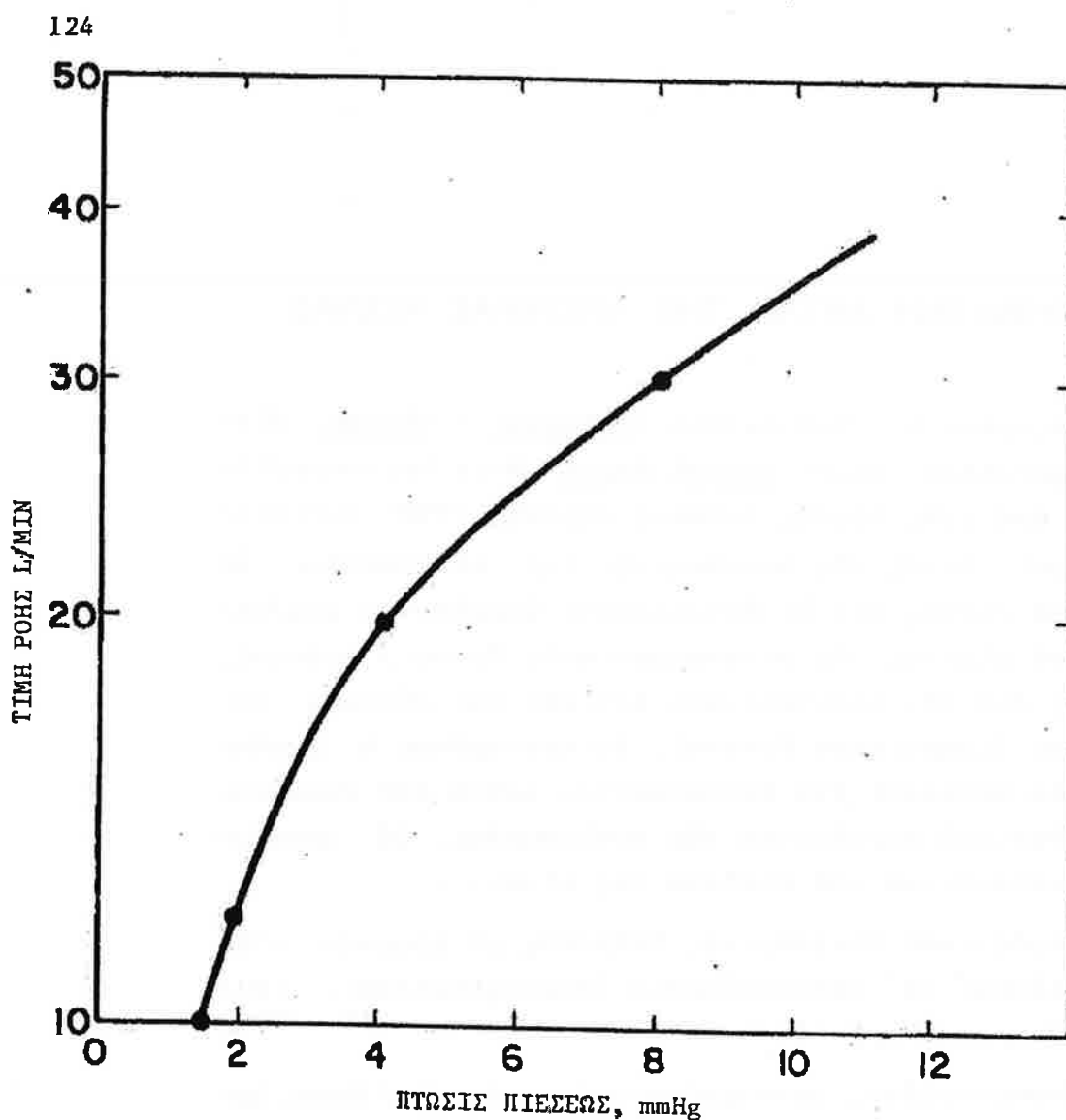
1. Ἀποδοτικαὶ τριγλῶχινες βαλβίδες μέ χαμηλὴν πτώσιν τῆς πιέσεως καί παλινδρόμησιν (Regurgitation). (Εἰκὼν 10).

2. Ἐνσωματωμένος μετασχηματιστὴς πιέσεως / ὄγκου, (μηχανισμὸς μετατροπῆς μιᾶς ὑψηλῆς πιέσεως, μικροῦ ἐκτοπίσματος), ὁ ὁποῖος μειώνει σημαντικὰ τὸ μέγεθος καί τὸ βάρος τοῦ συστήματος.

3. Μικρᾶς διαμέτρου ὑδραυλικὸς ἀγωγός, ὁ ὁποῖος εἶναι ἀποτέλεσμα ὑψηλῆς πιέσεως κινήσεως.

4. Ἀνταλλαγεὺς θερμότητος ψυχόμενος, διὰ τοῦ αἵματος καί ὁ ὁποῖος χρησιμεύει διὰ τὴν ἀπομάκρυνσιν (Dissipation) τῆς θερμότητος τῆς ἀποβαλλομένης ἀπὸ τὴν θερμικὴν μηχανήν.

5. Ἡ ἐπιφάνεια τῆς ἀντλίας ἡ ἐρχομένη εἰς ἐπαφὴν μέ τὸ αἷμα εἶναι δίκην "ψήκτρας" (Dacron "Flocked" Blood In-



Εικών 10. Πτώσις πίεσεως εἰς τριγώνωχνα βαλβίδα ὡς συνάρτησις τῆς τιμῆς ροῆς.

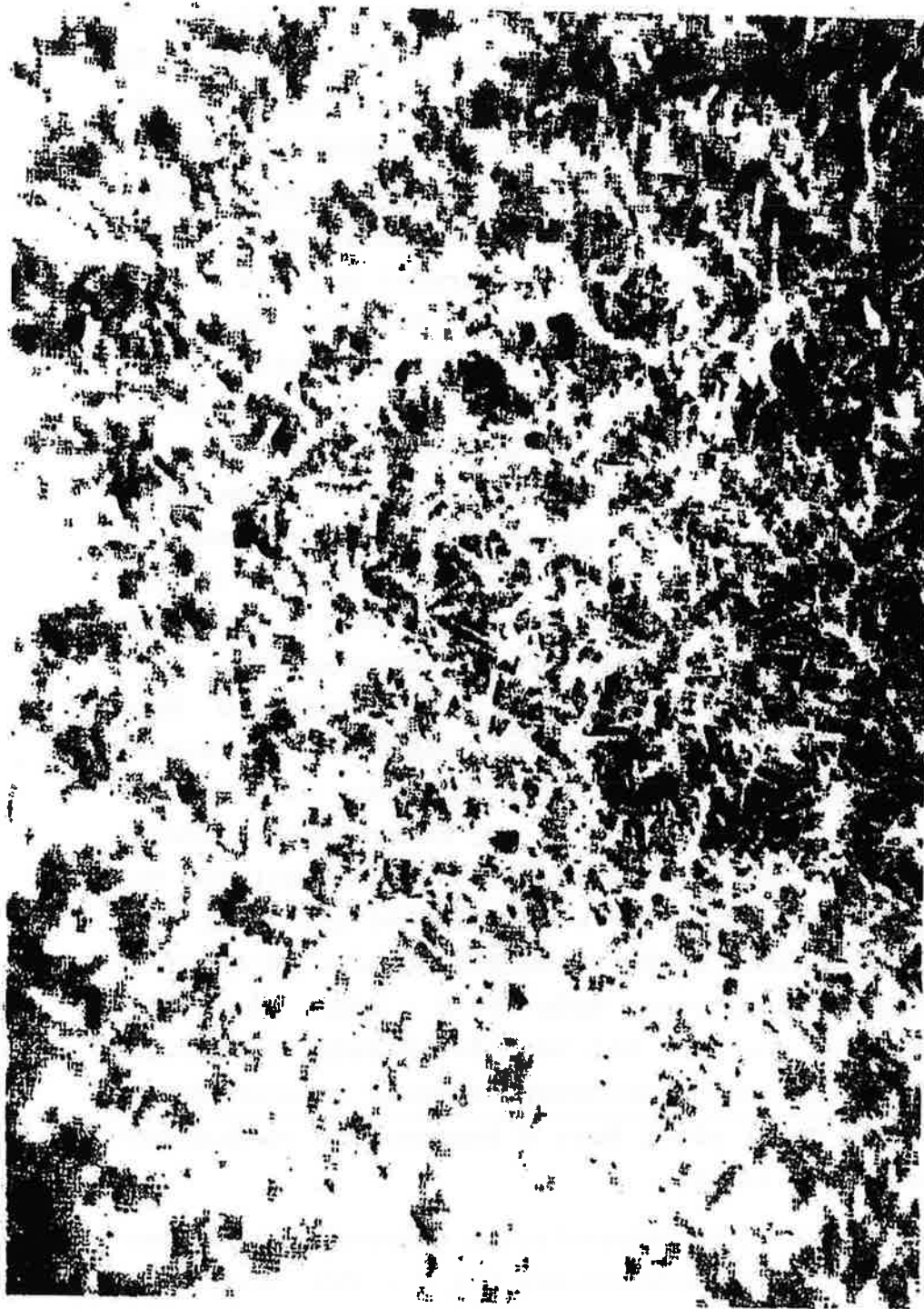
terface) εἰκὼν 11.

Εἰς τὰς εἰκόνας 12, 12α ἐμφαίνεται μία ἐπιμήκης τομή τῆς Η - ΤΑΗ ἀντλίας.

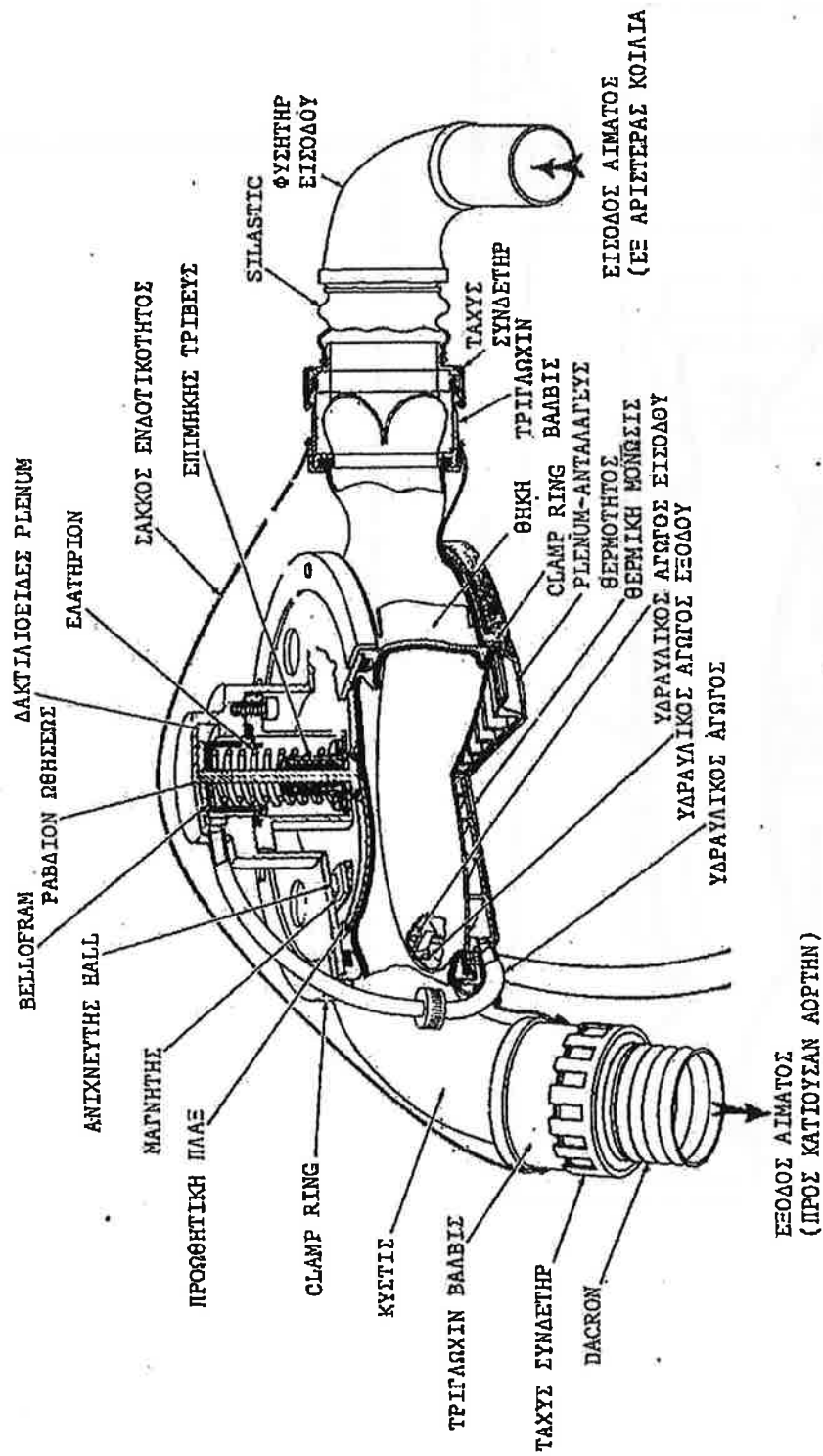
Ὁλόκληρος ἡ ἐπιφάνεια ἡ ὁποία ἐρχεται εἰς ἐπαφὴν μὲ τὸ αἷμα εἶναι δίκην "ψήκτρας" (εἰκὼν 11) ὑπὸ ἐνίδια "pacton" 25 μ. εἰς διάμετρον καὶ 250 μ εἰς μῆκος, πυκνότης 100 - 150 ἐνίδια κατὰ mm^2) διὰ νὰ προάγῃ τὸν σχηματισμὸν

ένος συμβατοῦ μέ τό αἷμα νεοενδοθηλίου (Neo - Intima). Ἡ ἄνω ἐπιφάνεια τῆς κύστεως τῆς ἀντλίας πιέζεται ὑπό μιᾶς προωθητικῆς πλακός (ἡ ὁποία εἶναι προσκεκολλημένη εἰς τόν ἐνσωματωμένον μετασχηματιστήν ὀγκου / πιέσεως) καί ἐξωθεῖ τό αἷμα διά τῆς βαλβίδος ἐξόδου εἰς τήν θωρακικήν ἀορτήν. Ἡ κύστις τῆς ἀντλίας ἔχει σχεδιασθῇ κατὰ τοιοῦτον τρόπον ὥστε νά σμικρύνῃ τήν ἔντασιν (Stress) καί τήν ἐνδοτικότητα (Compliance) καθὼς συμπίπτει διά τῆς προωθητικῆς πλακός καί εἶναι κατασκευασμένη ἀπό Silastic (ἡ ἀπό πολυουρεθάνη) πάχους 0,040 Ἴντσες ἐνισχυμένον ὑπό πλέγματος Dacron. Τό μὴ καμπτόμενον κοινόν τοίχωμα (ἔχει 4 Ἴντσες διάμετρον) μεταξὺ τοῦ αἵματος καί τοῦ Plenum (εἰκὼν 13) χρησιμοποιεῖται διά τήν μεταφοράν τῆς θερμότητος (ἡ ὁποία ἀποβάλλεται ὑπό τοῦ ἐνεργειακοῦ συστήματος) διὰ τοῦ ὑδραυλικοῦ ὑγροῦ πρὸς τό αἷμα. Τοιουτοτρόπως ἡ κύστις δέν ὑπόκειται εἰς σημαντικὴν αὐξήσιν τῆς θερμοκρασίας. Κατ' αὐτόν τόν τρόπον, διά τῆς ὑπάρξεως ἑνός μεταλλικοῦ θερμικοῦ ἀγωγοῦ εἰς τό σχέδιον τῆς H - TAH ὁ ὁποῖος ἐπιτρέπει τήν ἀποβολή (Dissipation) τῆς θερμότητος δι' ἑνός κυρίως μεταλλικοῦ τοιχώματος ἀντὶ τῆς ἐλαστομεροῦς κύστεως. (Σημειώσατε, ὅτι ἡ κατασκευὴ τοῦ μετασχηματιστοῦ πιέσεως / ὀγκου ἀπομονώνει τήν κύστιν ἀπὸ τό τῆς ὑψηλῆς θερμοκρασίας ὑδραυλικόν ὑγρόν τό ὁποῖον συνδέει τό ἐμφυτευόμενον ἐνεργειακόν σύστημα πρὸς τήν H - TAH). Τό βιολογικόν διάφραγμα μονοῦται ἀπὸ τόν ἀνταλλαγέα θερμότητος (Plenum) διά τῆς χρησιμοποιήσεως ἀφρώδους πολυουρεθανίου (Polyurethane Foam) οὕτως ὥστε ἡ θερμοκρασία νά διατηρηθῇ κατωτέρα τῶν 43° C.

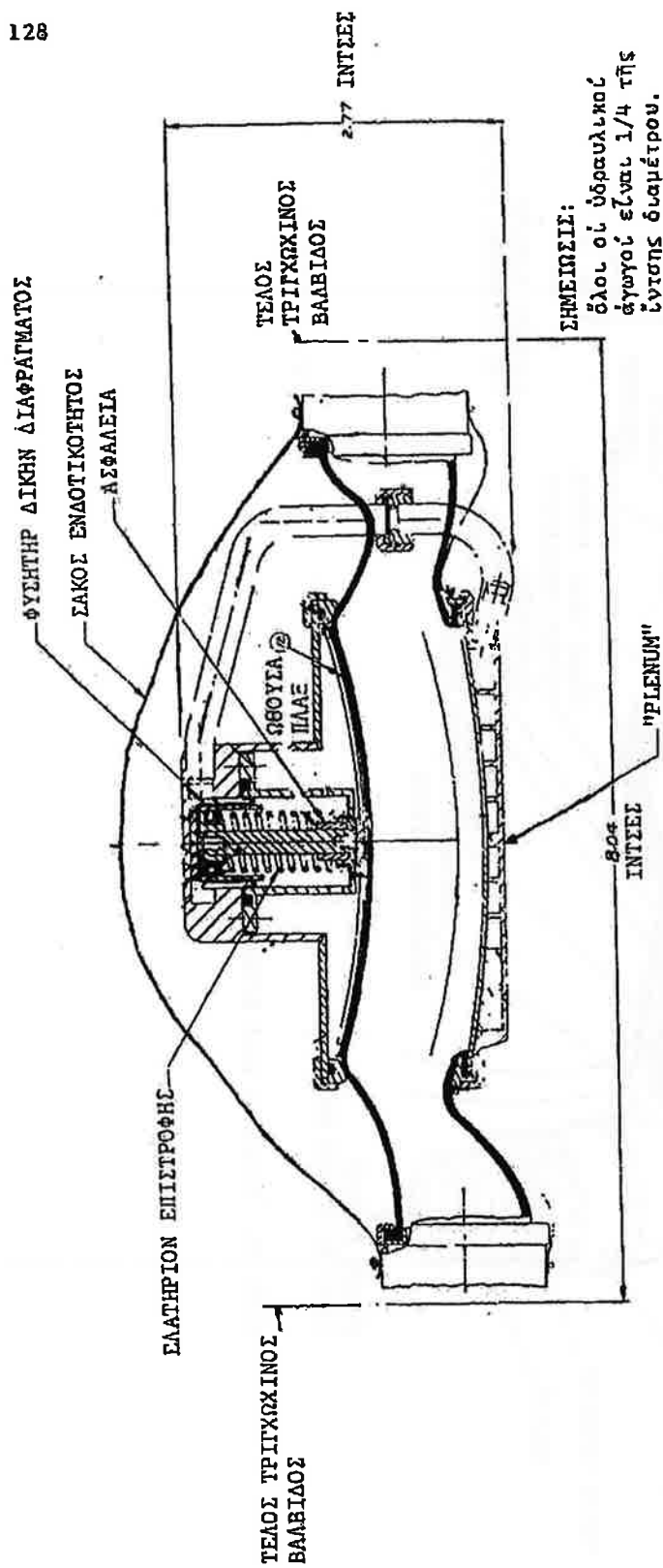
Ὁ ἐνσωματωμένος μετασχηματιστὴς πιέσεως / ὀγκου ἀποτελεῖ σημαντικὸν χαρακτηριστικὸν τῆς H - TAH βοηθητικῆς τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας ἀντλίας. Αὐτό τό σχέδιον κάμνει ἀποδοτικὴν χρῆσιν τοῦ ὀγκου εἰς τήν θωρακικήν κοιλότητα. Τὰ περισσότερα ἐμφυτευόμενα συστήματα πραγματοποιοῦν καλύτερον τήν μετατροπὴν τῆς ἐνεργείας ὑπὸ συνθήκας ὑψηλῆς



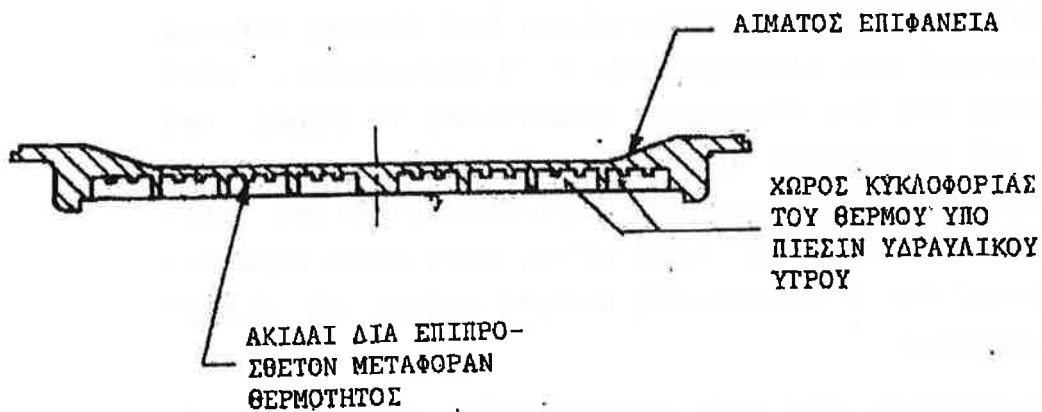
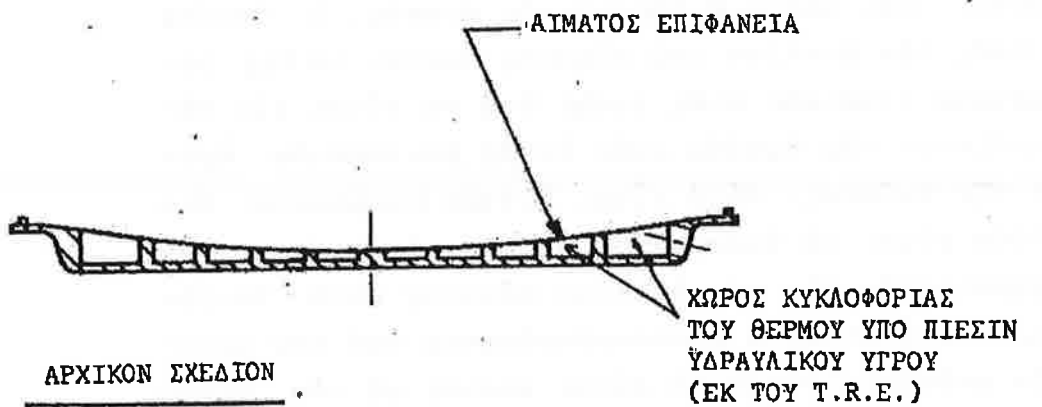
Εἰκὼν 11. Μικροφωτογραφία τοῦ δίκην ψήκτρας ἐσωτερικοῦ
τῆς ἀντλίας τοῦ αἵματος.



Εἰκόνα 12. Ἐπιμήκης τομὴ Ἡ-ΤΑΗ ἀντλίας.



Εικών 12α. Έκμηκτος τομή άντλίας μετά διαστάσεων (σε έντσες)



NEON ΣΧΕΔΙΟΝ

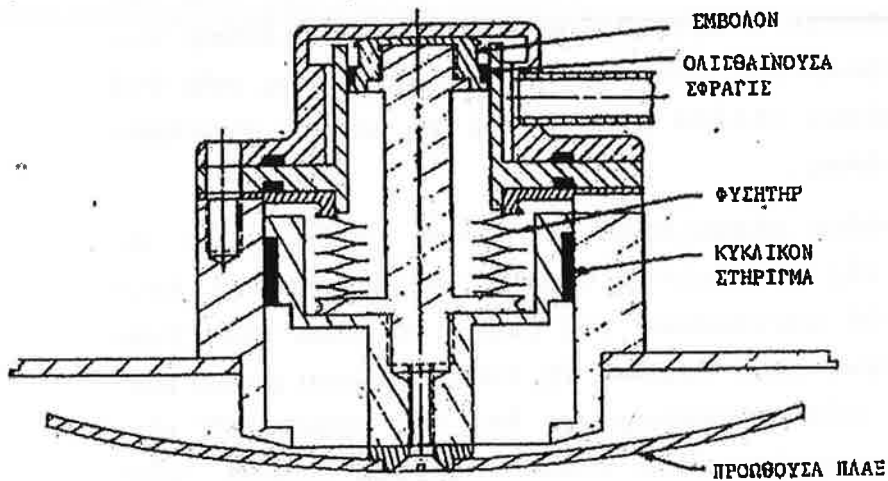
Σελών 13. Σύγκρισις σχεδίων θερμικών ανταλλαγέων (Plenum) της H-TAH άντλίας.

πιέσεως καί χαμηλής ροής, ενώ φυσιολογικῶς ἡ ἐνέργεια πρέπει νά χρησιμοποιηθῇ ὑπὸ χαμηλὴν πίεσιν καί ὑψηλὴν ροήν. Βασικῶς ἓνας μετασχηματιστὴς πιέσεως / ὄγκου ἵνα γεφυρώσῃ αὐτὴν τὴν μεταβολὴν πιέσεως πρέπει νά ἔχῃ τὸν ἴσιον μεγάλον ὄγκον παλμοῦ ὥπως καί ἡ ἀντλία τοῦ αἵματος. Εἰς περίπτωσηί κατὰ τὴν ὁποίαν ὁ μετασχηματιστὴς εἶναι κεχωρισμένος ἀπὸ τὴν ἀντλίαν τοῦ αἵματος πρέπει ἐξάπαντος νά

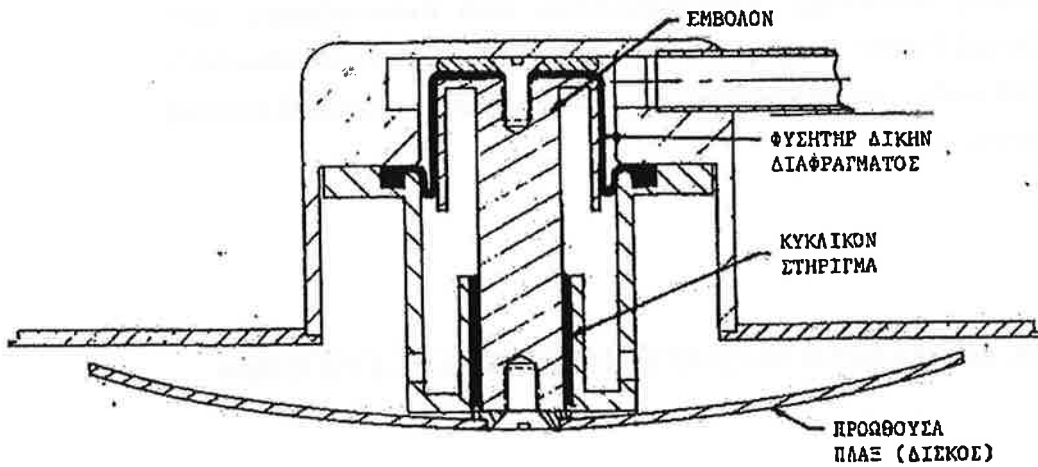
είναι όγκώδης. Έπί πλέον ό ύδραυλικός άγωγός, ό όποίος συνδέεται πρός τήν άντλίαν τοϋ αίματος πρέπει νά έχη μεγάλην διάμετρον (τυπικώς μιὰς Inch) διά νά είναι είς θέσιν νά χειρίζεται τάς ύψηλάς ροάς έντός έπιτρεπτών όρίων πτώσεως τής πιέσεως. Αυτό είναι διττώς δυσάρεστον. Μία καλύτερη ιδέα είναι νά ένσωματώσῃ κανείς τόν πιέσεως /όγκου μετασχηματιστήν είς τήν άντλίαν αίματος κατά τοιοϋτον τρόπον, ώστε ό όγκος ό καταλαμβανόμενος άπό τόν μετασχηματιστήν πιέσεως /όγκου νά είναι κοινός μέ τόν όγκον όστις έκτοπίζεται υπό τής συμπιπτούσης κύστεως τής άντλίας. Αύτή ή ένσωμάτωσις έχει έπιτευχθῇ είς τήν Η-ΤΑΗ άντλίαν. Η άντλία εύθέως ένεργοποιεΐται υπό ύψηλῆς πιέσεως ($7,7 \cdot 10^3$ mmHg) είς χαμηλήν ροήν (2 CC/παλμόν). Αύτή ή λύσις έκτός τοϋ ότι έλαττώνει σημαντικώς τό βάρος καί τόν όγκον τοϋ συστήματος χρησιμοποιεΐ έπίσης καί ύδραυλικούς άγωγούς μικράς διαμέτρου (1/4 ίντσας) διότι χειρίζεται μόνον μικράς ροάς. Αυτό είναι κάτι πολύ σημαντικό δεδομένου, ότι ό ύδραυλικός άγωγός πρέπει νά διαπεράσῃ τό διάφραγμα.

Οί περισσότεροι άπό τούς μηχανισμούς όδηγήσεως τής άντλίας έχουν χρησιμοποιεσῇ ένα κυλιώμενον φυσητήρα δί-κην διαφράγματος (Bellofram) ως άπόλυτον ύδραυλικήν αραγίδα. Τό Bellofram πρέπει νά άντέχῃ είς τήν θετικήν διαφορικήν πίεσιν μεταξύ τής μεγίστης πιέσεως τής TRE (150 PSIA) καί τήν πίεσιν τοϋ περιβάλλοντος (οϋσιαστικώς τήν ατμοσφαιρικήν) καθώς καί τήν άρνητικήν διαφορικήν πίεσιν μεταξύ τής πιέσεως τοϋ περιβάλλοντος καί τής έλαχίστης πιέσεως τής TRE (8 PSIA). Έχουν σχεδιασθῇ, κατασκευασθῇ καί δοκιμασθῇ μία ποικιλία μηχανισμών. Κανείς έξ αϋτών δέν έχει άποδειχθῇ άποτελεσματικός όταν εφαρμόζονται σημαντικά άρνητικά πιέσεις. Η είσαγωγή ενός νέου μηχανισμού όδηγήσεως βασιζόμενου επί ενός φυσητήρος - έμβόλου συλλήψεως έχει προσφάτως προσφέρει μεγάλην βελτίωσιν άξιολογίας τοϋ μηχανισμού τής όδηγήσεως (είκόν 14).

ΕΜΒΟΛΟΝ/ΦΥΣΗΤΗΡ ΤΟΥ ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΥ
ΟΔΗΓΗΣΕΩΣ ΤΗΣ ΑΝΤΛΙΑΣ Η-ΤΑΗ



ΜΟΝΗΡΕΣ ΦΥΣΗΤΗΡ/ΔΙΑΦΡΑΓΜΑ ΤΟΥ ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΥ ΟΔΗΓΗΣΕΩΣ
ΤΗΣ ΑΝΤΛΙΑΣ Η-ΤΑΗ.



Εἰκὼν 14. Συγκριτικὲς σχεδῶν μηχανισμοῦ ὁδηγήσεως τῆς ἀντλίας Η-ΤΑΗ.

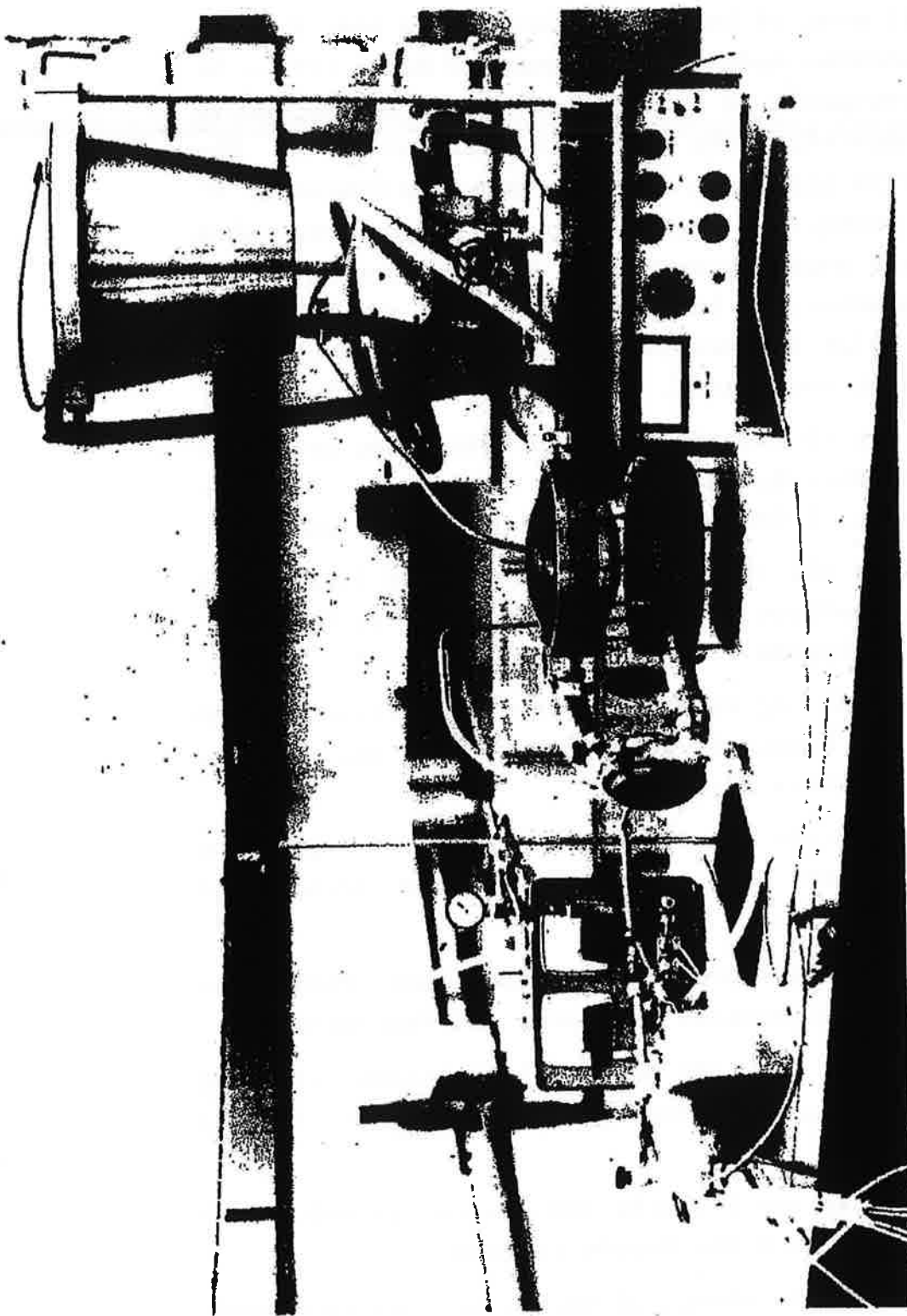
Ἡ Η - ΤΑΗ ἀντλία χρησιμοποιεῖ τριγώνιν βαλβίδας εἰς τὰ στόμια εἰσόδου καὶ ἐξόδου. Χαρακτηριστικῶς τοιαῦται βαλβίδες παρουσιάζουν μικροτέραν πτώσιν τῆς πιέσεως ἀπ' ὅτι αἱ δισκοειδεῖς βελβίδες ἢ αἱ σφαιρικαὶ βαλβίδες. Εἰς τὴν εἰκόνα 10 παρίσταται ἡ μητρηθεῖσα πτώσις τῆς πιέσεως μιᾶς τριγώνιν βαλβίδος συναρτήσῃ τῆς ταχύτητος ροῆς διὰ *In Vitro* πειραμάτων (βλέπε εἰκόνα 15) τῇ χρήσει συστήματος ψευδοῦς ἀγκύλης.

Ἐπὶ τῆς μονάδος μηχανισμοῦ ὁδηγήσεως τῆς ἐντλίας ἔχει τοποθετηθῇ εἰς ἀνιχνευτὴς θέσεως (ἐκτοπίσματος) λειτουργῶν βάσει τοῦ φαινομένου τοῦ Hall. Τό σῆμα του εἶναι ἀνάλογον τοῦ μαγνητικοῦ πεδίου ἐξ ἐνός μονίμου μικροῦ μαγνήτου, ὁ ὁποῖος εἶναι στερεωμένος ἐπὶ τῆς προωθητικῆς πλακός. Ἡ θέσις συναρτήσῃ τοῦ χρόνου παρέχει ἐπαρκῆ πληροφορίαν διὰ τὸν ἔλεγχον τοῦ ἐμφυτευομένου βοηθητικοῦ συστήματος εἰκῶν

Τό δύσκαμπτον τμήμα τῆς Η - ΤΑΗ (ἄνωθεν τοῦ μηχανισμοῦ ὁδηγήσεως ἀντλίας) περιβάλλεται ἀπὸ ἕναν σάκκον ἐνδοτικόν (Compliance Bag). Αὐτός ὁ σάκκος παριστᾷ μίαν λείαν καὶ ἐνδοτικὴν μεσοεπιφάνειαν πρὸς τοὺς περιβάλλοντας ἱστούς εἰκόνα 12.

ΠΕΙΡΑΜΑΤΑ ΜΕ ΥΠΟΚΑΤΑΣΤΑΤΟΝ ΘΕΡΜΙΚΟΝ ΣΥΣΤΗΜΑ (Υ.Θ.Σ.)

Τὰ *In Vivo* πειράματα ὑπῆρξαν ἕνα πολὺ σημαντικόν στοιχεῖον εἰς τὴν ἀνάπτυξιν διὰ πυρηνικῆς ἐνεργείας ἐφοδιασμένης μηχανῆς κύκλου ἀτμῶν βοηθητικοῦ τῆς κυκλοφορίας συστήματος. Αἱ ἐρευναι αὗται ἐγένοντο ἐν συνδυασμῷ πρὸς ἕν παράλληλον πρόγραμμα, τὸ ὁποῖον ἐμελέτα τὴν ἐπίδρασιν τῆς ἐπιπροσθέτου ἐνδογενοῦς θερμότητος.



Εικόνα 15. Σύστημα "ψευδοῦς ἀγκύλης" δια In-Vitro ἔλεγχου τῆς IL-TAH ἀντιτοξίνης

Τά πειράματα τά ἀφορῶντα τό ὑποκατάστατον θερμικόν σύστημα (ΥΘΣ) κατά τά ὅποια ἐκρησιμοποιεῖτο μία Η - ΤΑΗ ἀντλία συνδεδεμένη πρός ἓνα ἐμφυτευμένον ἀέριο - εἰς - ὑδραυλικόν μετατροπέα (ὁ ὁποῖος μιμεῖται τό μέγεθος καί τό βάρος τῆς πυρηνικῆς πηγῆς ἰσχύος) ἀπετέλεσαν τόν In Vitro καί In Vivo πρόδρομον τοῦ διά πυρηνικῆς ἐνεργείας ἐφοδιασμένου βοηθητικοῦ τῆς κυκλοφορίας συστήματος. Αὐτά τά ἐξαιρετικῆς σημασίας πειράματα ἐκρησείμυσαν ὡς κατατοπιστικά μελέται, αἱ ὁποῖαι ὠδήγησαν εἰς τήν πρώτην (14 Φεβρουαρίου 1972) ἐμφύτευσιν ἐνός πυροκινήτου βοηθητικοῦ τῆς κυκλοφορίας συστήματος. Αἱ ἐμφυτεύσεις τοῦ ΥΘΣ:

1. Ἐδειξαν τό δυνατόν τῆς κρησιμοποιήσεως μιᾶς Η-ΤΑΗ ἀντλίας ὑποβοηθητικῆς τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας ὡς ἀνταλλαγέως θερμότητος, ὁ ὁποῖος θά ψύχεται ὑπό τοῦ αἵματος.
2. Ἐδειξαν τήν ικανότητα τοῦ μόσχου νά διασκορπίζῃ 50 Watts ἐπιπροσθέτου ἐνδοσωματικῆς θερμότητος διά περιόδους μέχρι 10 ἡμερῶν.
3. Καθώρισαν τάς θέσεις διά τήν τοποθέτησιν τῆς Η-ΤΑΗ ἀντλίας εἰς τήν θωρακικήν κοιλότητα καί τῆς πυρηνικῆς πηγῆς εἰς τό κοιλιακόν κῆτος.
4. Ἐπέτρεψαν τήν ἀνάπτυξιν μεθόδων ἀναρτήσεως διά τήν ὑποστήριξιν τοῦ ΥΘΣ τό ὁποῖον εἶχεν ὄγκον 3 λίτρων καί μᾶζαν 5 χιλιογράμμων.
5. Ἐπέτρεψαν τήν ἀνάπτυξιν μεθόδου πρός ἐμφύτευσιν τοῦ ΥΘΣ κατά τήν διάρκειαν ἀντλήσεως καί θερμάνσεως.
6. Καθώρισαν τεχνικάς διά τήν ὑπό στείρας συνθήκας φόρτησιν τῆς κάψης τοῦ Πλουρωνίου - 238 καί τήν ἐναρξιν τῆς μηχανῆς.
7. Ἐπέτρεψαν τήν ἐπιλογήν τοῦ ὕλικου (χαλκοῦ / νικελίου) διά τήν μείωσιν τῶν θερμῶν κηλίδων.
8. Καθώρισαν τό μήκος, τό ὕλικόν καί τόν προσανατολισμόν τῶν ὑδραυλικῶν ἀγωγῶν (σύνδεσις συστήματος ἰσχύ-

ις μέ άντλίαν αίματος).

9. Ήλάττωσαν τήν διαρροήν τοῦ σάκκου ένδοτικότητας (κειμένου υπεράνω τοῦ μηχανίσμου οδηγήσεως τῆς άντλίας).

10. Κατέδειξαν τήν άποδοτικότητα θερμικῆς μονάσεως τοῦ άφροῦ πολυουρεθανίου.

11. Ήπέτρεψαν τήν έκτίμησιν ενός άριθμοῦ ανιχνευτῶν έκτοπίσματος (όπτικοῦ, διακόπτου δίκην βαλβίδος καί ανιχνευτοῦ λειτουργοῦντος βάσει τοῦ φαινομένου τοῦ Hall). Οί πλέον ικανοποιητικοί άπεδείχθησαν οί ανιχνευταί οί λειτουργοῦντες βάσει τοῦ φαινομένου τοῦ Hall.

12. Ήπέτρεψαν τόν καθορισμόν τῆς μετεγχειρητικῆς άγωγῆς.

13. Ήδειξαν ότι ἡ πρωτότυπος ἡλεκτρονική λογική ἦτο εἰς θέσιν νά πάλλῃ μέ διαφοράν φάσεως (μέχρι 120 παλμούς ανά λεπτόν) χρησιμοποιοῦσα σῆμα από τόν ανιχνευτήν (φαινομένου τοῦ Hall).

Τά ΥΘΣ πειράματα εἶχον σχεδιασθῇ διά τήν έκτίμησιν τῆς επίδράσεως ενός φορτίου θερμότητος ἴσου πρός 50 Watts (διά ἡλεκτρικῆς ένεργείας) διά τῆς χρησιμοποιήσεως τῆς Η-ΤΑΗ άντλίας ὡς ανταλλαγέως θερμότητος, ψυχομένου υπό τοῦ αίματος. Ἡ Η-ΤΑΗ άντλία συνδέεται πρός ἓνα άέριο - εἰς ὕδραυλικόν μετατροπέα δι' άγωγῶν, οἱ ὅποιοι διαπεροῦν τό διάφραγμα. Τό σχῆμα καί ὁ ὄγκος τοῦ ΑΥΜ (άέριο - εἰς - ὕδραυλικόν μετατροπέα) εἶναι ανάλογα τῶν τῆς πυρηνικῆς πηγῆς ισχύος. Ὁ ΑΥΜ περιέχει επίσης καί ἓνα ανταλλαγέα θερμότητος, ὁ ὅποῖος λειτουργεῖ δι' ἡλεκτρισμοῦ. Τοιουτοτρόπως ἡ θερμότης ἐκ τοῦ ΑΥΜ μεταφέρεται εἰς τήν λειτουργοῦσαν Η-ΤΑΗ άντλίαν κατά τόν αὐτόν τρόπον βασικῶς, μέ τόν ὅποιον, ἡ ἀποβαλλομένη θερμότης ἐκ τοῦ συμπυκνωτοῦ τοῦ T.R.E. συνδέεται πρός τήν Η-ΤΑΗ. Τό ΥΘΣ καί ἡ έμφύτευσις του ὁμοιάζουν πρός τό πυρηνοκίνητον σύστημα μετά μηχανῆς κύκλου άτμῶν.

Ἡ διασκόρπισις (Dissipation) τῆς θερμότητος τῆς άπο-

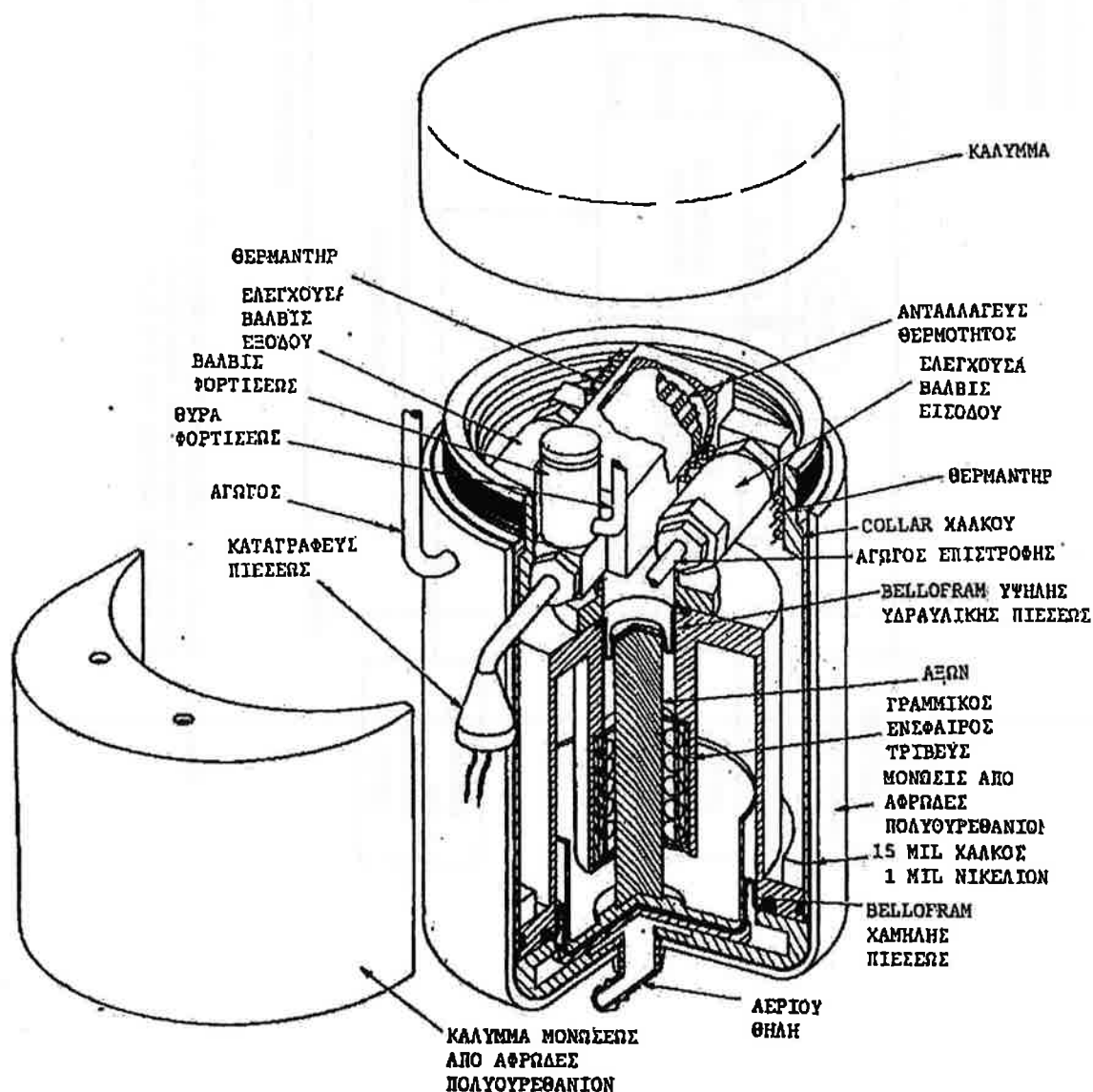
βαλλομένης εκ μιᾶς θερμικῆς μηχανῆς, διὰ τῆς ἀντλίας αἵματος εἶναι προτιμότερα ἀπὸ τοῦ νὰ χρησιμοποιοῦμεν ἕναν κεχωρισμένον ἀνταλλαγέα θερμότητος. Ἐκτὸς τῆς ἀπλοποιήσεως τῆς ἐμφυτεύσεως καὶ τῆς μειώσεως τοῦ χειρουργικοῦ τραύματος, ἡ χρησιμοποίησις τῆς ἀντλίας τοῦ αἵματος ὡς ἀνταλλαγέως θερμότητος ἔχει καὶ τὸ πλεονέκτημα, ὅτι δέν ἀπαιτεῖ μίαν ἐπι πρόσθεσιν μὲ μεσοεπιφάνειαν (Interface) μὲ τὸ αἷμα. Ἡ ἀνύψωσις τῆς θερμοκρασίας τοῦ ὅλικοῦ ὄγκου τοῦ αἵματος (The Bulk Blood) τὸ ὁποῖον διέρχεται διὰ τῆς ἀντλίας εἶναι μικρά (περίπου $0,1 - 0,2^{\circ} \text{C}$ ὑπεράνω φυσιολογικῆς θερμοκρασίας αἵματος), διότι ὁ ἀνταλλαγεὺς θερμότητος (δηλ. ἡ ἀντλία τοῦ αἵματος) εἶναι τοποθετημένος εἰς τὴν περιοχὴν τῆς μεγαλυτέρας αἱματικῆς ροῆς καὶ ἀναμείξεως τοῦ αἵματος. Τὸ μεγάλο ἐμβαδὸν τῆς ἐπιφανείας τῆς τεχνητῆς κοιλίας ἐλαττώνει τὴν ροὴν θερμότητος (Heat Flux) ἐντὸς τοῦ αἵματος καὶ μειώνει εἰς τὸ ἐλάχιστον τὴν αὔξησιν τῆς θερμότητος τῆς ὁριακῆς στιβάδος τοῦ αἵματος. Εἶναι φανερόν, ὅτι ὁ ὄγκος καὶ τὸ βάρος ἑνὸς κεχωρισμένου ἀνταλλαγέως θερμότητος ἀποφεύγονται, ἐάν ἡ ἀντλία αἵματος δύναται ἐπίσης νὰ λειτουργῇ ὡς ἕνας θερμικὸς ἀνταλλαγεὺς.

Α. Σχέδιον διὰ τὸ πείραμα τοῦ ὑποκαταστάτου θερμικοῦ συστήματος

Εἰς τὴν εἰκόνα 16 ἐμφαίνεται ἡ πειραματικὴ διάταξις τοῦ ΥΘΣ. Τὰ βέλη δεικνύουν τὴν ἠλεκτρικὴν, τὴν τοῦ ἀέρος (ὑπὸ πίεσιν), καὶ ὑδραυλικὴν ροὴν, ἐντὸς τῆς συσκευῆς.

Ἡ παροχὴ ἀέρος ὑπὸ χαμηλὴν πίεσιν ἀποτελεῖ μίαν ἐξυπηρετικὴν πηγὴν ἐνεργείας διὰ νὰ κινήθῃ μία ἐμφυτευθεῖσα ἀντλία αἵματος. Δεδομένου, ὅτι ἡ Η-ΤΑΗ ἔχει σχεδιασθῇ διὰ νὰ ὁδηγήσῃ ὑπὸ μιᾶς ὑδραυλικῆς πηγῆς ὑψηλῆς πιέσεως ἀπαιτεῖται ἕνας ἀέριο-εἰς-ὑδραυλικὸν μετατροπέα (ΑΥΜ) ὁ ὁποῖος νὰ διαθέτῃ πιέσεως / ὄγκου μετασχηματιστὴν πρὸς σύζευξιν πρὸς τὴν χαμηλῆς πιέσεως παροχὴν ἀέρος. Εἰς τὴν

είκονα 17 παρίσταται μία επιμήκης τομή του ΑΥΜ. Ὁ ηλεκτρικός θερμαντήρ υποδύεται τὸν συμπυκνωτὴν τῆς θερμικῆς μηχανῆς κύκλου ἀτμῶν (T.R.E.) Αἱ δύο ἐλέγχουσαι βαλβίδες ἐξασφαλίζουν τὴν κυκλοφορίαν τοῦ ὑδραυλικοῦ ὑγροῦ ἐκ τοῦ ΑΥΜ εἰς τὴν Η-ΤΑΗ ἀντλίαν καθὼς τὸ σύστημα πάλλει. Τὸ κυκλοφοροῦν ὑδραυλικὸν ὑγρὸν μεταφέρει τὴν θερμότητα ἐκ τοῦ ΑΥΜ εἰς τὴν Η-ΤΑΗ ἀντλίαν κατὰ τρόπον οὐσιαστικῶς ὁμοιον πρὸς ἐκεῖνον ὃ ὁποῖος ἐφαρμόζεται εἰς τὴν πυρηνοκίνητον μηχανὴν κύκλου ἀτμῶν τοῦ βοηθητικοῦ τῆς κυκλοφορίας συστήματος.



Εἰκὼν 17: Σχεδιάγραμμα ἐπιμήκου τομῆς ἐμφυτευθέντος Ἀερίου-εἰς-Ὑδραυλικὸν μετασχηματιστοῦ.

Άρχικά πειράματα διά του ΥΘΣ έδειξαν, ότι ο μόσχος αντιδρούσε μάλλον εις τας θερμικάς κηλίδας εις τήν επιφάνειαν του ΑΥΜ παρά εις τό όλικόν θερμικόν φορτίον. Αύται αι θερμικαί κηλίδες έμειώθησαν διά μιᾶς στιβάδος εκ χαλκού, πάχους 0,015 ίντσες, η οποία άναπετέθη ήλεκτρολυτικῶς. Ύπερθεν του χαλκού έναπετέθη μία στοιβάς από νικέλιον πάχους 0,002 ίντσες διά τήν προφύλαξιν από τήν διάβρωσιν. Αι επιδράσεις τών θερμικῶν κηλίδων έμειώθησαν περαιτέρω διά τοποθετήσεως του ΑΥΜ έντός περιβλήματος πάχους 0,080 ίντσες από άφρόν πολυουρεθανίου προς θερμικήν μόνωσιν.

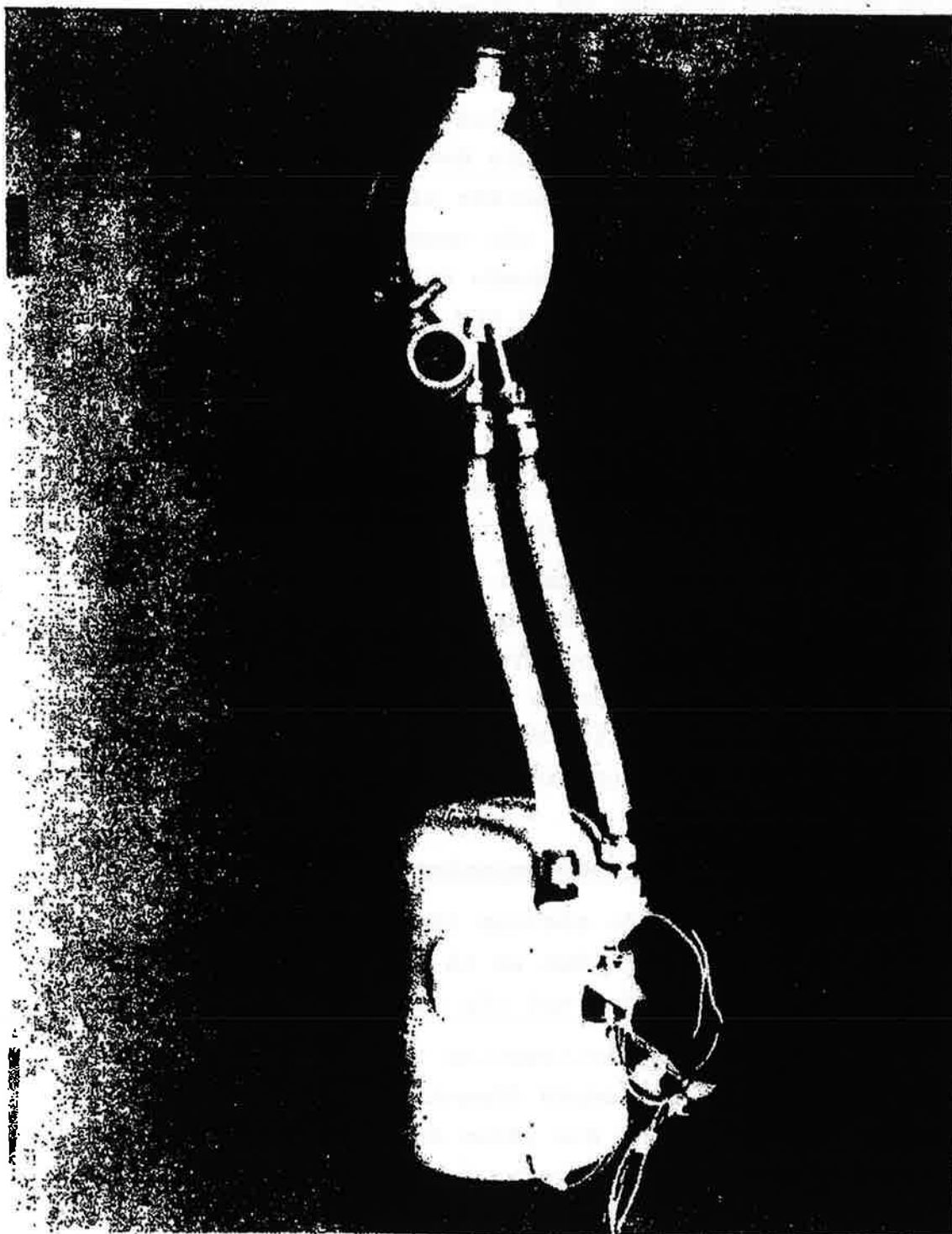
Εις τήν εικόνα 18 έμφαίνεται μία φωτογραφία του υποκαταστάτου θερμικοῦ συστήματος (ΥΘΣ). Τό σύστημα έχει μάζαν περίπου 5 Kg καί δγκον περίπου 3 λίτρων.

Μέ τό ΥΘΣ έχουν γίνει πειράματα τόσον In Vitro ὅσον καί In Vivo. Τά In Vitro πειράματα άφορούσαν κυρίως εις τά χαρακτηριστικά άποβολής θερμότητος διά τῆς " μικρῆς άγκύλης " (" Miniloupe "), η οποία χρησιμοποιεῖται διά τό υδραυλικόν καί θερμικόν φορτίον διά τήν μηχανήν κύκλου άτμοῦ (TRE) κατά τήν διάρκειαν τῆς έμφυτεύσεως.

In Vitro χαρακτηριστικά τῆς θερμοκρασίας

Εις τό στεῖρον πυρηνικόν σύστημα (υποβοηθητικόν τῆς κυκλοφορίας) τοποθετεῖται η κάψα μέ τό 238 Pu καί τό σύστημα τίθεται εις λειτουργίαν πρό τῆς έμφυτεύσεώς του.

Κατά τήν διάρκειαν τῆς λειτουργίας τό πυρηνικόν σύστημα έχει ανάγκην από ένα φορέα υδραυλικοῦ φορτίου διά τήν άντλίαν του αίματος καί ένα μέσον άπορρίψεως τῆς άποβαλλομένης θερμότητος. Πρός τοῦτο έσχεδιάσθη η " μικρά άγκύλη " (συνδέουσα τήν είσοδον καί τήν έξοδον τῆς Η-ΤΑΗ άντλίας) η οποία θά εἶχεν άρκετήν ένδοτικότητα διά νά δεχθῇ τόν δγκον παλμοῦ στεῖρου διαλύματος χλωριούχου νατρίου καί τήν ικανότητα νά άπορρίψῃ περίπου 40 θερμικά Watts. Η " μικρά άγκύλη " θά παρέμενε συζευγμένη προς τό



Εἰκὼν 18. Ὑποκατάστατον θερμικὸν σύστημα (Υ.Θ.Σ.)

ΥΘΣ μέχρι ολίγα λεπτά προτού εισαχθῇ ὁ τῆς εἰσόδου τῆς ὑποβοηθητικῆς ἀντλίας σωλήν εἰς τὴν κορυφὴν τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας. Κατὰ τὴν διάρκειαν αὐτῆς τῆς περιόδου (τῆς εἰσγωγῆς τοῦ σωλήνος) ἡ μηχανὴ θά ἔπαυε νά λειτουργῇ.

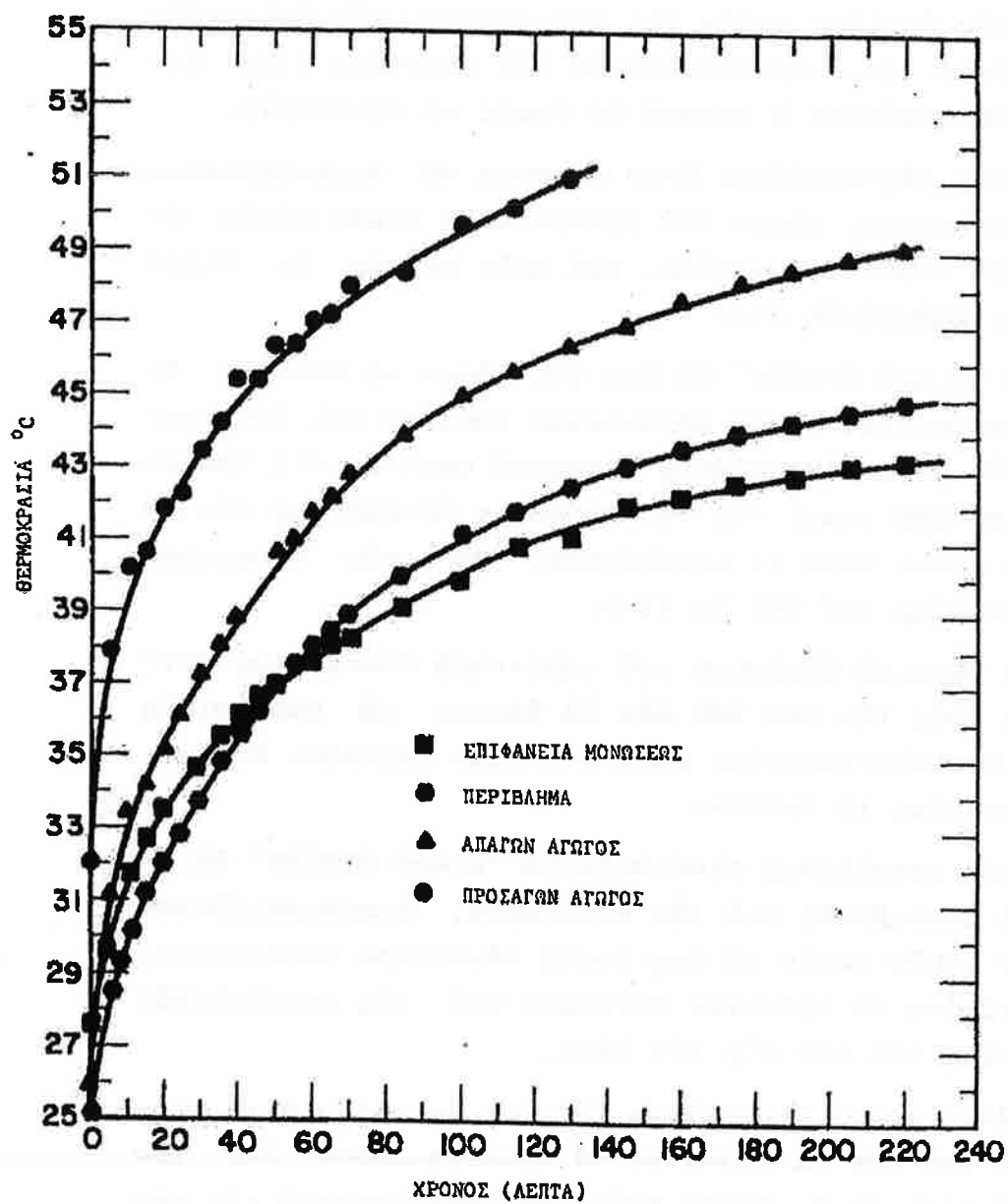
Ὑπ' αὐτάς τὰς συνθήκας ἦσαν ἀγνωστα τὰ χαρακτηριστικά τῆς θερμοκρασίας τόσο τῶν μεταβατικῶν τιμῶν αὐτῆς ὅσον καί τῶν τιμῶν ἰσορροπίας. Διὰ μιᾶς σειρᾶς *In Vitro* πειραμάτων καθωρίσθη ὅτι:

1. Ἡ "μικρά ἀγκύλη" θά ἦτο εἰς θέσιν νά παράσχη ἕναν ἱκανοποιητικόν φορέα ὑδραυλικοῦ φορτίου καί ἕνα ἱκανοποιητικόν μέσον ἀπορρίψεως θερμικοῦ φορτίου εἰς τρόπον ὥστε αἱ τοῦ ΥΘΣ τιμαί τῆς θερμοκρασίας ἰσορροπίας εἰς τόν ἀέρα ἦσαν μόνον κατὰ τι μεγαλύτεραι τῶν τιμῶν θερμοκρασίας ἰσορροπίας τοῦ ΥΘΣ *In Vivo*.

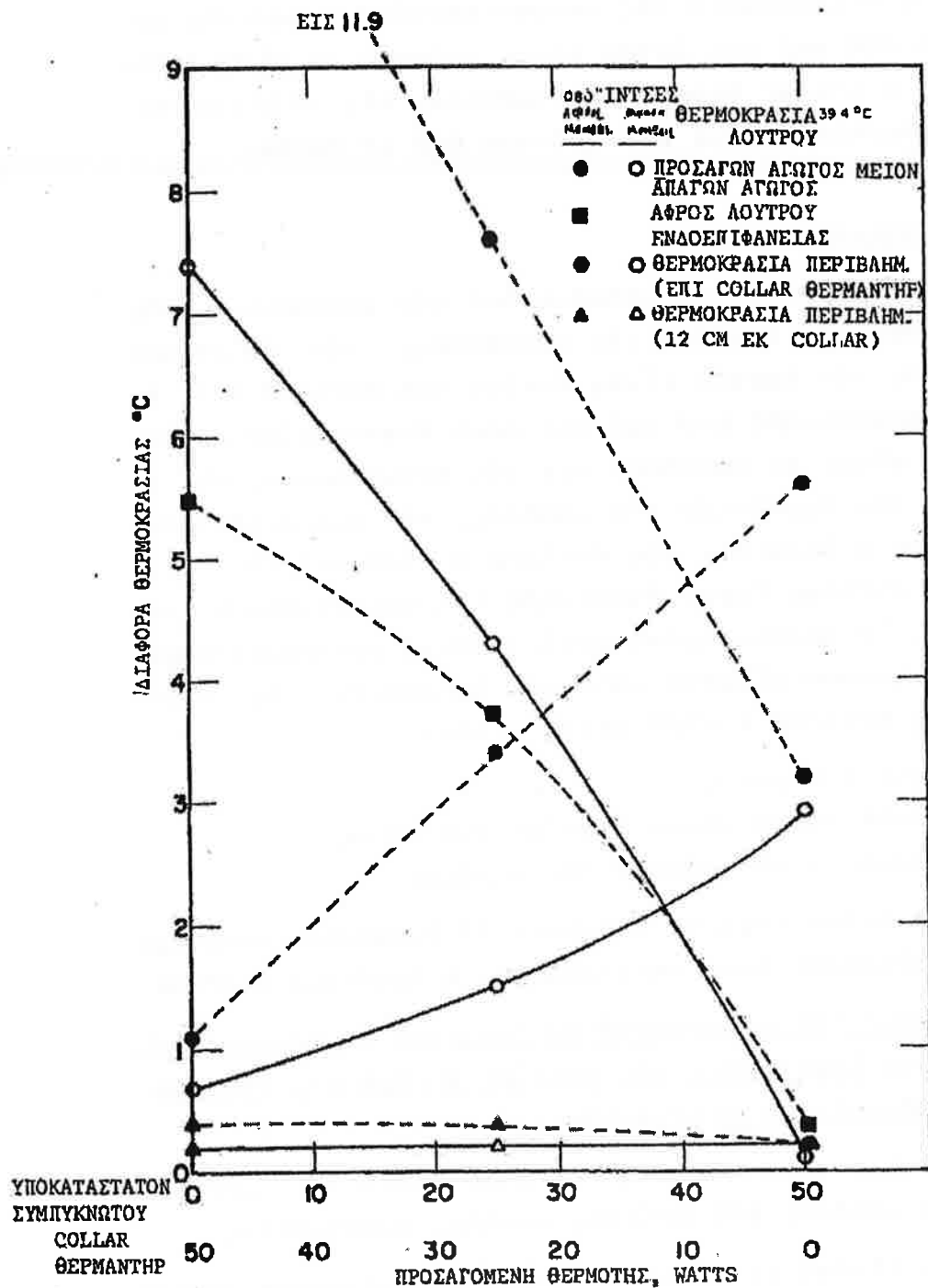
2. Ἡ θερμική ἀδράνεια τοῦ πυρηνικοῦ συστήματος συγκρινομένη πρός τὴν τοῦ ΥΘΣ δέν θά ἔπρεπε νά παρουσιάζη πρόβλημα ἐπαναλειτουργίας μετὰ ἀπό μίαν περίοδον διαλείματος διαρκείας 10 λεπτῶν.

3. Μία καταλλήλως σχεδιασθεῖσα "μικρά ἀγκύλη" θά ἦ δυνατό νά διαβιβασθῇ διὰ τῶν κοιλιακῶν, διαφραγματικῶν καί θωρακικῶν τομῶν χωρίς νά δημιουργῇ ἰδιαίτερα προβλήματα. Εἰς τὴν εἰκόνα 19 δίδονται δείγματα ἀπὸ τὰς μεταβολικὰς θερμοκρασίας τοῦ ΥΘΣ εἰς τόν ἀέρα.

Μιά ἄλλη σειρά πειραμάτων ἔδειξεν ὅτι αἱ *In Vivo* θερμοκρασίαι τοῦ ΥΘΣ θά ἠδύναντο νά προσεγγισθοῦν ὑπὸ τῶν τοῦ ΥΘΣ θερμοκρασιῶν ἐντός ἐνός ὑδατικοῦ λουτροῦ εἰς τὴν θερμοκρασίαν τοῦ σώματος. Τό ἀποτέλεσμα αὐτό ἐχρησιμοποιήθη διὰ νά μελετηθοῦν αἱ ἐπιδράσεις ὅταν διαιρεῖται τό ποσόν τῆς εἰσερχομένης θερμότητος εἰς τόν ΑΥΜ μεταξὺ τοῦ Collar θερμαντήρος καί τοῦ θερμαντήρος, ὁ ὁποῖος ὑποδύεται τόν συμπυκνωτὴν τοῦ T.R.E., μετὰ καί ἄνευ τῆς μονώσεως ἐξ ἀφρώδους πολυουρεθανίου πάχους 0,080 Ἴντσς. Τὰ δεδομένα αὐτά ἐμφαίνονται εἰς τὴν εἰκόνα 20. Τό συμπέρασμα εἶναι ὅτι διὰ τὴν ὀλικὴν εἰσερχομένην θερμότητα τῶν



Είκον 19. Χαρακτηριστικά θερμοκρασίας υποκαταστάτου θερμικού συστήματος εἰς τὸν ἀέρα (Υ.Β.Σ.).



Εικών 20. Χαρακτηριστικά θερμοκρασίας υπόκαταστάτου θερμικού συστήματος εντός λουτρού ύδατος με ποικίλλουσας θερμικής διάμορφας μεταξύ του Collar και του υπόκαταστάτου συμπυκνωτού θερμαντήρος, εν παραμέτρῳ πρὸς τὰς συνθήκας θερμικής μονώσεως (μετὰ καὶ ἀνευ μονώσεως).

50 Watts, ή θερμοκρασία της μεσοεπιφανείας μεταξύ της μονώσεως του ΑΥΜ και των ιστών είναι πιθανόν να είναι υπερβολική εάν ο Collar θερμαντήρ συμβάλλει εις τό όλικόν ποσόν της θερμοκρασίας μέ περισσότερα από 15 Watts.

Ίατρικαί πράξεις

Ἡ βασική χειρουργική μέθοδος διά τήν ἐμφύτευσιν της Η - ΤΑΗ βοηθητικῆς ἀντλίας της συνδεούσης τήν ἀριστερήν κοιλίαν πρὸς τήν ἀορτήν εἶναι ἐκείνη τοῦ Bernhard 271 ἥτις ἔχει τροποποιηθῇ ὑπὸ τοῦ ἡμετέρου ἐργαστηρίου. Αἱ τροποποιήσεις αὗται αἱ ἀφορῶσαι εἰς τήν ἀναισθησίαν, τήν ἀγωγὴν κατὰ τῶν ἀρρυθμιῶν της καρδίας, τήν διά διοξειδίου τοῦ ἀνθρακος διάκλεισιν της ἀντλίας Η - ΤΑΗ καί τήν στερέωσιν της ἀντλίας ἔχουν ἀναπτυχθῇ ἵνα ἀπλοποιήσουν τήν ἐμφύτευσιν. Ἡ ἀπλοποιημένη αὕτη τεχνική σμικρύνει τὰ προβλήματα τὰ παρουσιαζόμενα κατὰ τήν διάρκειαν της ἐμφυτεύσεως της ἀντλίας Η - ΤΑΗ ἅτινα εἶναι:

- 1) Ἀπώλεια αἵματος
- 2) Ἐμβολή στεφανιαίων ἀγγείων διά ἀέρος,
- 3) Μαρμαρυγὴ τῶν κόλπων της καρδίας.

Ἡ τροποποιηθεῖσα τεχνικὴ Bernhard θά ἀναφερθῇ κατωτέρω εἰς τήν παράγραφον ὅπου περιγράφεται ἡ ἐμφύτευσις τοῦ ΥΘΣ.

Ἐμφύτευσις τοῦ ὑποκαταστάτου θερμικοῦ συστήματος (δηλ. συνδεδεασμένη ἐμφύτευσις της ἀντλίας Η - ΤΑΗ καί τοῦ ἀέριο - εἰς - ὑδραυλικόν μετατροπέως.

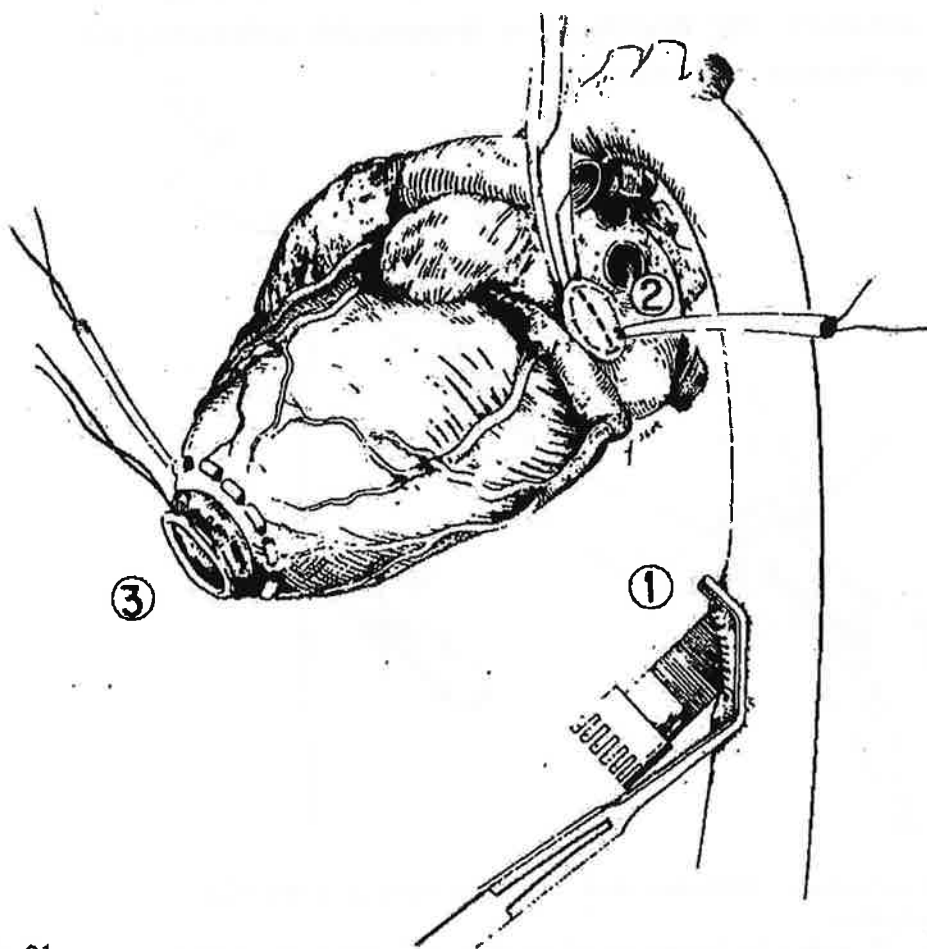
Ἡ ἀνάπτυξις τεχνικῆς διά τήν ἐμφύτευσιν της μεγάλης καί βαρείας μονάδος ΥΘΣ ἀπήτησε μεγάλας προσπάθειας.

Εἰς τήν εἰκόνα 21 παρίσταται ἕνα σχεδιάγραμμα τοῦ μόσχου, τό ὅποϊον δεικνύει τὰς θέσεις τοποθετήσεως τῶν ἐπὶ μέρους τμημάτων τοῦ ΥΘΣ ὡς καί τὰ σημεῖα τῶν τομῶν.

Κατωτέρω ἀναφέρεται μία συνοπτικὴ περιγραφή τῶν συνδεδεασμένων πράξεων τῶν ἀπαιτουμένων διά τήν ἐμφύτευσιν τοῦ Υ.Θ.Σ.:

1. Μία ευρεία θωρακοτομή εκτελείται εις τό έκτον άριστερόν μεσοπλευρίον διάστημα (εικών 21). Ἡ τομή επεκτείνεται πρὸς τὰ ὀπίσω, διὰ τομῆς τῶν κατωτέρω δύο πλευρῶν πλησίον τῶν θωρακικῶν σπονδύλων, καί πρὸς τὰ πρόσωδιά διατομῆς τῶν ἀνωτέρω δύο πλευρικῶν χόνδρων πλησίον τοῦ στέρνου.

2. Ἡ ἔσω μαστική φλέψ διασωληνοῦται διὰ ἀντικατάστασιν αἵματος ἢ ὑγρῶν (ὅλα τὰ χρησιμοποιηθέντα ζῶα ἦσαν AB ὁμάδος αἵματος). Μία, ἐφ' ἅπαξ, δόσις 80 mg Λιδοκαΐνης χορηγεῖται καί ἀκολουθεῖται ὑπὸ μιᾶς συνεχοῦς ἐγχύσεως (καθ' ὅλην τὴν ἐπέμβασιν 1 mg/λεπτόν).



Εἰκὼν 21.

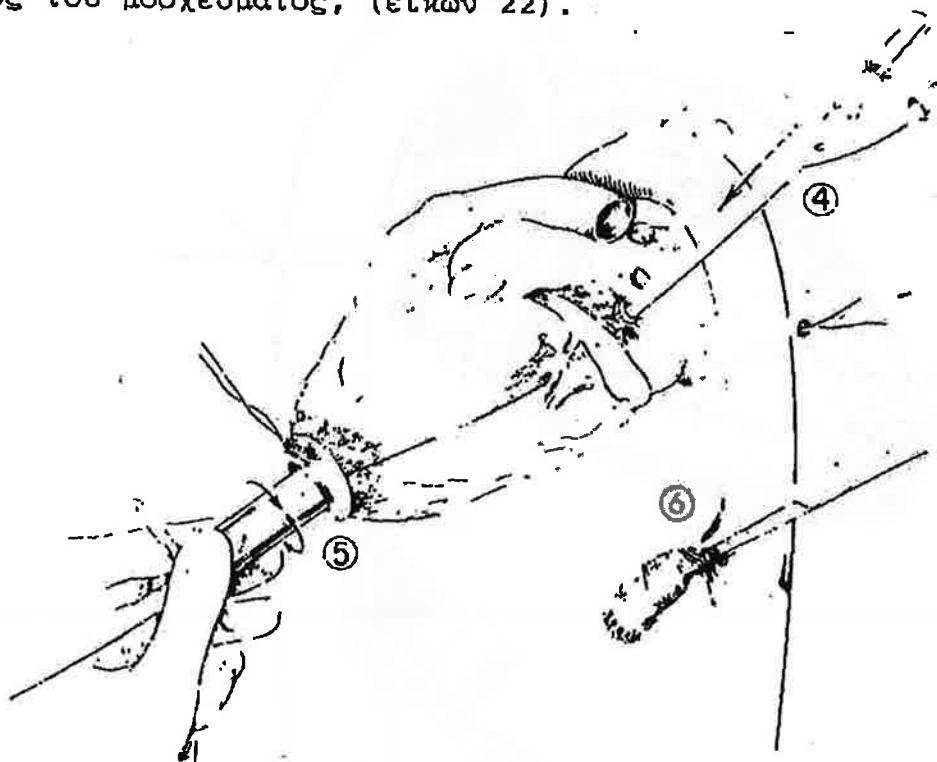
Χειρουργικὴ διαδικασία διὰ τὴν ἐμφύτευσιν LVAD εἰς μόσχους.

1. Ἀναστόμωσις τοῦ ἐκ Macron μοσχεύματος τῆς ἐξόδου τῆς ἀντλίας πρὸς τὴν κατιούσαν ἀορτὴν.
2. Κολπικὸν ράμμα δίκην καπνοθυλακίου.
3. Ραφή τοῦ τῆς κορυφῆς ἐκ Silastic δακτυλίου καί δίκην καπνοθυλακίου ράμμα τῆς κορυφῆς.

3. Ὁ πνευμονικός σύνδεσμος διατέμνεται διὰ τὴν ἀπελευθέρωσιν τῆς βάσεως τοῦ πνεύμονος.

4. Ἀγγειακὸν μόσχευμα ἐκ Dacron (διαμέτρου 25 χιλιοστομέτρων) τὸ ὁποῖον θὰ προσαρμοσθῇ ἀργότερον εἰς τὸν τῆς ἐξόδου τῆς ἀντλίας σωλῆνα κόπτεται εἰς ἓνα κατάλληλον μῆκος καὶ ὑπὸ γωνίαν 45° . Τὸ μόσχευμα ἀνασταμοῦται τελικοπλαγίως μετὰ τῆς κατιούσης θωρακικῆς ἀορτῆς εἰς τὸ ὕψος τῆς ἐννάτης πλευρᾶς. Χρησιμοποιεῖται ἀγγειακὴ λαβὴς διὰ νὰ ἀποφράξῃ μερικῶς τὴν ἀορτὴν (εἰκόνα 21).

5. Μετὰ τὸ πέρασ τῆς ἀναστομόσεως τὸ ἐκ Dacron μόσχευμα ἀποφράσσεται ἀπὸ μιᾶς ἀγγειακῆς λαβίδος ἥτις τοποθετεῖται πλησίον τῆς ἀορτῆς ἵνα ἀποφευχθῇ θρόμβωσις ἐντὸς τοῦ μοσχεύματος, (εἰκὼν 22).



Εἰκὼν 22. Χειρουργικὴ μέθοδος διὰ τὴν ἐμφύτευσιν LVAD εἰς μόσχους.

4. Ὁ καθετὴρ Foley μετὰ μεταλλικοῦ στυλεοῦ ἐντὸς τῆς καρδιᾶς.
5. Ἀφαίρεσις τοῦ κορυφαίου τμήματος τοῦ μυοκαρδίου διὰ κυκλικῶν μαχαιριδίου.
6. Ἀγγειακὴ λαβὴς ἐπὶ τοῦ ἐκ Dacron μοσχεύματος.

6. Ὁ σάκκος τοῦ περικαρδίου διανοίγεται παραλλήλως πρὸς τὸ ἀριστερόν φρενικόν νεῦρον. Ἡ τομή ἐπεκτείνεται πρὸς τὴν κορυφὴν τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας διὰ τῆς χρησιμοποιοῦσας διακεκομμένων ραφῶν (δίκτην ἐφαπλωματοποιοῦ) μέ 2 - 0 Mersilene. Ραφὴν δίκτην καπνοθυλακίου τοποθετεῖται πέρα τῆς κορυφῆς τῆς καρδίας (ἐνισχυομένης ὑπὸ τεμαχίων ἐκ Teflon) ὀλίγον ἄνωθεν τοῦ ἐκ Silastic δακτυλίου. Προσοχὴ καταβάλλεται ὅπως μὴ τραυματισθοῦν στεφανιαῖα ἀγγεῖα (εἰκὼν 21).

Ὁ δακτύλιος φέρει αὐλακα ὅπου τοποθετεῖται τὸ ὑλικόν, διὰ τὴν στερέωσιν ἀργότερον τοῦ σωλήνος τῆς εἰσόδου τῆς ἀντλίας διὰ συσφίξεως (ὅπως ἡ "Ἴγγλα" τοῦ ἐφιππείου).

8. Ἡ πίεσις τοῦ αἵματος καταγράφεται συνεχῶς ὅταν ἡ καρδία παρεκτοπίζεται κατὰ τὴν διάρκειαν τῶν χειρισμῶν. Οἰαδήποτε πτώσις τῆς διαστολικῆς πιέσεως κάτω 60 mmHg ἀποφεύγεται.

9. Ραφὴ δίκτην καπνοθυλακίου τοποθετεῖται εἰς τὴν βᾶσιν τοῦ ἀριστεροῦ κόλπου (ἀριστερόν ὠτίον τῆς καρδίας), (εἰκὼν 21) τὸ ὁποῖον θὰ χρησιμεύσῃ ὡς αἰμοστατικὴ περίδεσις κατὰ τὴν εἰσαγωγὴν τοῦ Foley καθετήρος ἐντὸς τῆς καρδίας.

10. Τελεῖται ἀριστερά λοξὴ κοιλιακὴ τομή (εἰκὼν 1).

11. Διατέμνεται τὸ περιτόναιον, τὸ ὁποῖον καλύπτει τὴν ἀριστεράν παρακολπικὴν αὐλακα καὶ δημιουργεῖται χώρος ὀπισθοπεριτοναϊκῶς.

Ὁ σπλὴν μετατοπίζεται πρὸς τὴν μέσην γραμμὴν (διάδιατομῆς τοῦ σπλαχνονεφρικοῦ συνδέσμου).

Τὸ τμήμα μεταξὺ κατιόντος κόλου καὶ σμιγδοειδοῦς μετατοπίζεται πρὸς τὴν μέσην γραμμὴν. Ὁ οὐρητὴρ ἀναγνωρίζεται καὶ ἀπωθείται πρὸς τὴν μέσην γραμμὴν.

12. Τρεῖς λαβίδες ἀπὸ Dacron πλάτους 2,5 ἐκ. καὶ μήκους 40 ἐκ. διαπερῶνται ὀπισθεν τοῦ τένοντος τοῦ ψοῖτου

μυός και συρράπτονται προς αυτόν με μεταξάν 2 - 0 και είς απόστασιν περίπου 4 εκ. απ' αλληλίων.

13. Τελεΐται άκτινοσειδής τομή μήκους 15 εκ. είς τόν άριστερόν θόλον τοϋ διαφράγματος ή όποία έκτείνετ αι από τόν κεντρικό τένοντα προς τά κάτω προς τήν πλευροδιαφραγματικήν γωνίαν.

14. Φέρονται είς τό έγχειρητικόν πεδίοη της κοιλίας ή άντλία, οί υδραυλικοί άγωγοί (σύνδεσις Η - ΤΑΗ με τόν ΑΥΜ), τά καλώδια και ό ΑΥΜ.

15. Μία χείρ (δεξιά περνά από τήν τομήν τοϋ θώρακος διά της τομής τοϋ διαφράγματος είς τήν κοιλίαν διά τήν προστασίαν τοϋ σπληνός, καθ' όν χρόνον ή άλλη (άριστερά) χείρ φέρει τήν άντλίαν διά μέσου της κοιλιακής τομής και της τοϋ διαφράγματος τοιαύτης είς τήν θωρακικήν κοιλότητα.

Ό ΑΥΜ τοποθετεΐται είς μερικήν έξωπεριτοναϊκήν θέσιν είς τήν κοιλίαν.

16. Τό διαφραγματικόη τραύμα συρράπτεται πέριξ τών σωλήνων.

17. Ό άγωγός όστις θέτει είς κίνησιν τό σύστημα διέρχεται διά τοϋ μυϊκού τοιχώματος της κοιλίας.

18. Η έξοδος της άντλίας συνδέεται προς τό άρρτικόη έκ Dacron μόσχευμα με ένα μηχανισμόη ταχείας συνδέσεως.

19. Τό θωρακικόη χειρουργικόη πεδίοη πλημμυρίζεται υπό CO₂ φερομένου διά σωλήνων έντός τοϋ θώρακος. Επίσης τό έσωτερικόη της άντλίας διακλείζεται υπό CO₂ διά σωλήνος φερομένου έντός της άντλίας.

20. Η άγελάς λαμβάνει μίαν άρχικήη έφ' άπαξ δόσιν 5.000 μονάδων Νατριούχου Ηπαρίνης ένδοφλεβίως και είτα άρχεται μία συνεχής βραδεία έγχυσις ήπαρίνης (υπό έλεγχοη της πηκτικότητος τοϋ αίματος).

21. Λιδοκαΐνη 20 - 30 mg χορηγεΐται διά τοϋ άριστεροϋ

ώτιου της καρδίας ἐφ' ἅπαξ πρὶν ἀρχίσουν οἱ ἐνδοκαρδιακοὶ χειρισμοί.

22. Οἱ πνεύμονες ἀερίζονται διὰ 100 % ὀξυγόνου.

23. Αἷμα εἶναι διαθέσιμον (θερμοκρασίας 37°C) διὰ τυχόν μετάγγισιν. Ἀέρια αἵματος καὶ pH ἐλέγχονται κατ' ἐπανάληψιν.

24. Εἰς No 24 Foley καθετήρ (ὁ ὁποῖος φέρει ἐντὸς τοῦ αὐλοῦ του μεταλλικόν ἀντικείμενον ἵνα τὸν καθιστᾷ ἀκαμπτον) εἰσάγεται, διὰ μέσου μιᾶς τομῆς ἣτις εὐρίσκεται εἰς τὸ κέντρον τῆς ἐπὶ τοῦ ἀριστεροῦ κόλπου δίκην καπνοθυλακίου ραφῆς, ἐκεῖθεν ὁδηγεῖται διὰ τῆς μητροειδοῦς βαλβίδος εἰς τὴν ἀριστεράν κοιλίαν πρὸς τὴν κορυφὴν τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας.

Ἡ κορυφὴ τοῦ Foley καθετήρος ἐνσφηνοῦται ἐντὸς τῆς κορυφῆς τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας. (εἰκὼν 22 ἀριθ. 4)

25. Πραγματοποιεῖται μία ἀπλὴ ραφὴ ἐκ μετάξης ἐπὶ τοῦ μυοκαρδίου ἀκριβῶς εἰς τὸ κέντρον τοῦ ἐκ Silastic δακτυλίου. Αὐτὸ τὸ ἐκ μετάξης ράμμα θά χρησιμεύσῃ ὡς ἓνα μέσον ἔλξεως ἐπὶ τοῦ τμήματος τούτου τοῦ μυοκαρδίου.

26. Ὁ ἀεροθάλαμος τοῦ Foley καθετήρος πληροῦται διὰ ἰσοτόνου διαλύματος χλωριούχου Νατρίου.

27. Τὸ τμήμα τοῦ μυοκαρδίου τῆς κορυφῆς τῆς καρδίας τὸ ὁποῖον περιλαμβάνεται ἐντὸς τοῦ ἐκ Silastic δακτυλίου (22 mm εἰς διάμετρον) ἀποκόπτεται καὶ ἀπομακρύνεται δι' ἐνός κυκλικοῦ μαχαιριδίου (δίκην σωλῆνος) ὡς ἑξῆς: (Εἰκὼν 22 ἀριθ. 5).

Τὸ ἐκ μετάξης ράμμα τῆς κορυφῆς τῆς καρδίας (ὅπως περιεγράφη εἰς παράγραφον 25) διαβιβάζεται διὰ τοῦ αὐλοῦ τοῦ κυκλικοῦ μαχαιριδίου καὶ ἐξωτερικεύεται διὰ τοῦ ἀμβλέος ἀκροῦ τοῦ μαχαιριδίου.

Καθ' ἣν στιγμὴν τὸ ἐκ μετάξης ράμμα ἔλκεται (καὶ ἐπομένως τὸ μυοκάρδιον ἔλκεται) τὸ μαχαιρίδιον περιστρέφε-

ται καί συγχρόνως προωθεῖται εἰς τρόπον ὥστε νά ἀποκόψη τό μυοκάρδιον (δίκτην "πώματος φιάλης") μέχρις οὗτος ὁ ἐν-
τός τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας ἀεροθάλαμος τοῦ Foley γίνῃ ο-
ρατός. Αἱμορραγία ἀποφεύγεται διὰ ἀποφράξεως τῆς ὁπῆς τοῦ
μυοκαρδίου διὰ τοῦ ἀεροθαλάμου τοῦ Foley (Εἰκὼν 22 ἀριθ.
5).

28. Διὰ τῆς χειρὸς εἰσάγεται ἐντός τῆς ἀριστερᾶς κοι-
λίας ὁ σωλήν τῆς εἰσόδου τῆς ἀντλίας (ἀφοῦ ἀφαιρεθῇ ὁ ἐν-
τός τοῦ αὐλοῦ σωλήν παροχῆς CO_2) διὰ τοῦ ἀνοίγματος τοῦ
μυοκαρδίου, ἐνῶ συγχρόνως ὁ ἀεροθάλαμος τοῦ Foley ἐκκε-
νοῦται καί ὁ καθετήρ ἀποσύρεται ἐκ τῆς καρδίας. Ἡ ἐπὶ
τοῦ ἀριστεροῦ κόλπου ραφή δένεται.

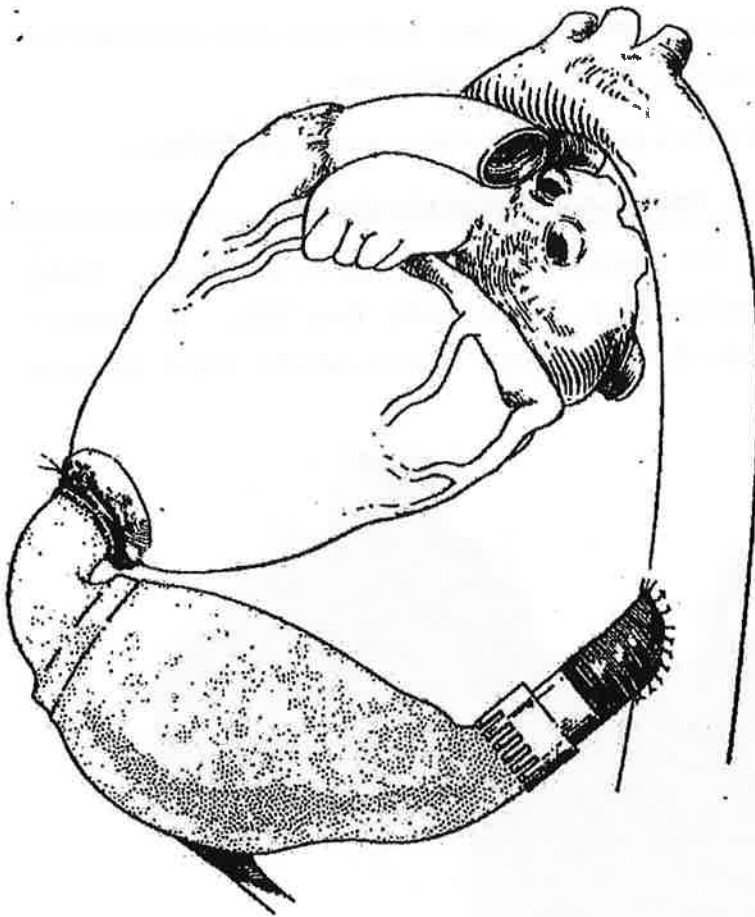
Τό ράμμα τό ὁποῖον εὐρίσκεται ἐπὶ τῆς αὐλακος τοῦ ἐκ
Silastic δακτυλίου συσφίγγεται (δίκτην ἑγγυλας ἐφιπείου),
καί οὕτω ὁ σωλήν τῆς εἰσόδου τῆς ἀντλίας στερεοῦται εἰς
τὴν θέσιν αὐτήν. Ἐπὶ πλέον μιά ταινία ἐκ Nylon τοποθε-
τεῖται καί συσφίγγεται, ἀκριβῶς ὅπως τό προηγούμενον ράμ-
μα, πρὸς πληρεστέραν ἀσφάλειαν (Εἰκὼν 23).

29. Τό αἷμα πληροῖ τὴν ἀντλίαν. Ὅταν πλέον δέν ἐξέρ-
χονται ἄλλαι φουσαλίδες (CO_2) διὰ μέσου τοῦ ἐκ Dacron μο-
σχεύματος (μοσχεύματος τῆς ἀορτῆς) ἀλλὰ ἀρχίζει νά ἐμφα-
νίζεται μόνον αἷμα, τότε ἀφαιρεῖται ἡ ἀγγειακὴ λαβὶς ἐκ
τοῦ μοσχεύματος καί ἀρχίζει ἡ λειτουργία τῆς ἀντλίας.

30. Ἡ ἀντλία στερεοῦται ἀπὶ τοῦ διαφράγματος διὰ με-
ρικῶν ραμμάτων ἐκ 2 - 0 Mersilene.

31. Δύο σωλήνες παροχετεύσεως τοῦ θώρακος τοποθετοῦν-
ται εἰς προσθίως καί ὁ ἕτερος ὀπισθίως. Αἱ πλευραὶ συμ-
πλησιάζονται διὰ σύρματος ἐξ ἀνοξειδώτου χάλυβος. Τό τραῦ-
μα κλείεται κατὰ στρώματα.

32. Εἰς τό κοιλιακὸν χειρουργικὸν πεδίου τὰ ἐλεύθερα
ἄκρα τῶν τριῶν λωρίδων ἀπὸ Dacron φέρονται πέριξ τοῦ ΑΥΜ
καί συρράπτονται.



Εἰκὼν 29. Ἐγχειρητικὴ μέθοδος διὰ τὴν ἐμφύτευσιν LVAD εἰς μύσλους.
Ἡ ἀντλία εἰς τὴν θέσιν της.

Μία ἐκ τῶν λωρίδων ἐκ Dacron ἵσως περασθῇ γύρω ἀπὸ τὴν 11ην πλευράν (ἐάν εἶναι ἀναγκαῖον), διὰ περαιτέρω στερέωσιν.

33. Ἐάν ὁ στόμαχος εἶναι διατεταμένος ὑπὸ ἀερίων ἓνα Trocar πρὸς παροχέτευσιν εἰσάγεται διαμέσου 2 ὁμοκέντρων δίκην καπνοθυλακίου ραφῶν 2 - 0 Mersilene. Ὄταν ὁ στόμαχος ἔχει ἐκκενωθῇ μετὰ τὴν ἀπομάκρυνσιν τοῦ ἀέρος τότε τὸ Trocar ἀπομακρύνεται καὶ αἱ δίκην καπνοθυλακίου ραφαὶ δέ-
νονται.

34. Τό περιτόναιον φέρεται γύρω από τόν ΑΥΜ συρράπτεται καί ούτω ἡ παρακολική αὐλαξ κλείεται.

35. Τό κοιλιακόν τοίχωμα κλείεται κατά στιβάδας.

36. Διενεργεῖται παροδική Τραχειοστομία.

Εἰς τήν εἰκόνα 24 ἐμφαίνεται μία ἀκτινιογραφία ἐνός μόσχου, εἰς τόν ὁποῖον ἔχει ἐμφυτευθῇ ἓνα ΥΘΣ. Ἡ τραχειοστομία εἶναι ἐκ τῶν ὧν οὐκ ἄνευ προκειμένου περί μόσχων



Εἰκὼν 24. Ἀκτινογραφία τῆς LVAD καί τοῦ ΠΥΜ εἰς τόν μόσχον 23, μίαν ἑβδομάδα μετὰ τήν ἐμφύτευσιν

εἰς τοὺς ὁποίους εἰς τήν διαδικασίαν τῆς ἐμφυτεύσεως μι-
ᾶς Η - ΤΑΗ εἰς τόν θώρακα ἔχει προστεθῇ καί ἡ διαδικασία
διὰ τήν ἐμφύτευσιν τοῦ Α.Υ.Μ. εἰς τήν κοιλίαν. Ἡ τραχει-
οστομία ἐπιτρέπει: (1) τόν συνεχῆ ἀερισμόν ὑπό θετικήν
πίεσιν εἰς τήν πρώτην μετεγχειρητικήν περίοδον ὅταν ἡ δια-
τάραξις τῆς μηχανικῆς τῆς ἀναπνοῆς ὁδηγεῖ εἰς ἀτελεκτα-
σίαν καί πνευμονίαν. (2) τήν πρῶτον ἀπό τοῦ στόματος δια-
τροφὴν καί ἀποτρέπει τήν μεγάλην ἀπώλειαν σιέλου, ὁ ὁποῖ-
ος εἶναι πλούσιος εἰς ἐνζυμα καί ἠλεκτρολύτας. (3) τήν ἀ-

ναρρόφησιν τῶν κατακρατηθεισῶν ἐκκρίσεων. (4) τὴν ἐπὶ μακρόν χρονικόν διάστημα ὑποστήριξιν τῆς ἀναπνοῆς, καί (5) τὴν ποσοτικὴν ἀνάλυσιν τοῦ ἀναπνεομένου ἀέρος, τοῦ ὄγκου τῆς κατὰ λεπτόν ἀερώσεως, τῆς συγκεντρώσεως εἰσπνεομένου ὀξυγόνου καί τοῦ δυνητικοῦ ἀρτηριοφλεβῶδους βραχυκυκλώματος (τὰ ὅποια ἔχουν πολὺ μεγάλην σημασίαν προκειμένου νὰ ρυθμισθῇ ἡ ἀναπνευστικὴ λειτουργία). Εἶναι δύσκολον νὰ ἐκτιμῇσθαι κανεῖς σημαντικὰς μεταβολὰς εἰς τὴν ἀναπνευστικὴν λειτουργίαν δι' ἄλλων μέσων. Ἄνευ ποσοτικῶν δεδομένων ἡ ἀναπνευστικὴ ἀνεπάρκεια καθίσταται ἐμφανὲς ὅταν ἐχθὴ γίνῃ μὴ ἀναστρέψιμος πλέον. Ὅταν σταθεροποιηθῇ ἡ ἀναπνευστικὴ λειτουργία μετὰ τὴν ἐπέμβασιν ὁ σωλὴν τῆς τραχειοστομίας ἀφαιρεῖται εὐκόλως χωρὶς ἄλλας επιπλοκάς.

Μετεγχειρητικὴ Ἀγωγή

Ἐξ αἰτίας τῆς ἐκτεταμένης χειρουργικῆς ἐπεμβάσεως, ἥτις ἀπαιτεῖται διὰ τὴν ἐμφύτευσιν τοῦ μεγάλου καί βαρέος ΥΘΣ, ἀπαιτεῖται μεγάλη μετεγχειρητικὴ προσπάθεια διὰ τὴν ἀνάρρωσιν.

Τὸ μετεγχειρητικὸν πρωτόκολλον εἶναι:

1. Ἡ ἀγελάς μεταφέρεται εἰς τὴν μονάδα ἐντατικῆς θεραπείας. Κατὰ τὴν μεταφορὰν ἀερισμός τῶν πνευμόνων διατηρεῖται μέ Ambu σάκκον καί ἡ ἐνεργοποίησις τοῦ ΥΘΣ διατηρεῖται διὰ τῆς χειρὸς.

2. Ἡ ἀγελάς τοποθετεῖται ἐπὶ μιᾶς αἰώρας καί ρυθμίζεται εἰς ἓνα τέτοιο ὕψος ὥστε τὸ ζῶον νὰ εὐρίσκεται εἰς μίαν περίπου ὀρθίαν ἰσταμένην θέσιν.

3. Ὁ ἀερισμός τῶν πνευμόνων διατηρεῖται δι' ἑνὸς Bennett ἀναπνευστήρος, ἐπιτρέποντος ὥστε ἡ ἀγελάς νὰ πυροδοτῇ τοὺς κύκλους διατηρῶντας ἓναν ὄγκον ἀναπνεομένου ἀέρος 800 - 1200 ml. Διακείμενοι βαθεῖται εἰσπνοαί πραγματοποιοῦνται κάθε 30 λεπτά, ὥστε μία πλήρης ἐκπτυξις τοῦ

πνεύμονος νά λαμβάνη χώραν. Ἡ ἀγελάς ἐν συνεχείᾳ βαθμιαίως ἀνεξαρτοποιεῖται ἀπὸ τὸ ἀναπνευστικὸν μηχανήμα καὶ ἀφήνεται νά ἀναπνεύσῃ ἐλευθέρως εἰς ὑγρὰν ἀτμόσφαιραν ὀξυγόνου. Ὄταν τὸ ἐπιτρέψουν τὰ ἀέρια τοῦ αἵματος ἀφήνεται νά ἀναπνεύσῃ εἰς τὸν ἀέρα τοῦ δωματίου.

4. Τὸ ἠλεκτροκαρδιογράφημα, ἡ ἀρτηριακὴ καὶ ἡ φλεβικὴ πίεσις ἐλέγχονται συνεχῶς καὶ καταγράφονται ἀνά ὥρια χρονικὰ διαστήματα.

5. Ἀνά ὥραν μετρῶνται τὸ pH, τὰ ἀέρια τοῦ αἵματος, ὁ κορεσμὸς τοῦ ὀξυγόνου, ὁ αἱματοκρίτης (εἰς τὸ ἀρτηριακὸν καὶ εἰς τὸ φλεβικὸν αἷμα).

6. Ἡ φροντίς διὰ τὴν τραχειοστομίαν περιλαμβάνει συχνὰς ἀναρροφήσεις τῶν τραχειακῶν ἐκκρίσεων καὶ ἀλλαγὴν τοῦ σωλήνος ἀνά δωδεκάωρον. Οἱ ἀεροθάλαμοι εἰς τὸν σωλήνα τῆς τραχειοστομίας πληροῦνται δι' ἀέρος ἐναλλάξ ἀνά ὥραν. Ὁ σωλήν τῆς τραχειοστομίας συνήθως εἶναι δυνατόν νά ἐξέλθῃ μετὰ ἀπὸ μίαν ἐβδομάδα.

7. Εἰς περίπτωσιν ὑπόπτων ἐνδοτραχειακῶν ἐκκρίσεων γίνονται καλλιέργειαι καὶ ἐλεγχος τῆς εὐαισθησίας τῶν τυχόν ἀναπτυχθέντων μικροβίων εἰς τὰ ἀντιβιοτικά.

Ἡ θέσις τοῦ μὸσχου ἀλλάσσει συχνά διὰ καταλλήλου καὶ προσεκτικοῦ χειρισμοῦ τῆς αἰώρας. Πάντοτε διατηρεῖται ἡ φυσιολογικὴ ὀρθία θέσις.

8. Τὴν ἐπομένην ἡμέραν τῆς ἐμφυτεύσεως χορηγεῖται εἰς τὸν μὸσχον θερμὸν γάλα καὶ ὕδωρ. Κατὰ τὴν πρώτην μετεγχειρητικὴν περίοδον χορηγοῦνται ἐπίσης ἐνδοφλεβίως πολυβιταμινικά σκευάσματα.

9. Καθημερινῶς χορηγοῦνται 20 ἑκατομμύρια μονάδες πενικιλλίνης G καὶ 2 gm στρεπτομυκίνης.

10. Ἡ πυκτικότητα τοῦ αἵματος διατηρεῖται χαμηλὴ διὰ τῆς συνεχοῦς χορηγήσεως νατριούχου ἡπαρίνης. Νατριούχος κουμαρίνη χορηγεῖται εἰς μίαν ἐφ' ἅπαξ δόσιν (50 mg P.O.) καὶ

μετά διατηρείται εις μίαν δόσιν τῶν 2,5 - 5 mg P.O./ἡμέ-
ρα. Ὁ χρόνος προθρομβίνης διατηρεῖται εἰς 24 λεπτά πε-
ρίπου. Ἡπαρινισμός διατηρεῖται ἐπὶ 4 ἡμέρας καὶ εἴτα δια-
κόπτεται. Ἡλεκτρολύται ἐλέγχονται ἡμερησίως ἢ πλέον συ-
χνά ἐάν εἶναι ἀναγκαῖον καὶ οἰαδήποτε ἐκτροπή ἀπὸ τοῦ φυ-
σιολογικόν διορθοῦται.

11. Διαβατότης τῶν σωλήνων τῆς παροχετεύσεως τοῦ θώ-
ρακος διατηρεῖται. Ἀρνητικὴ πίεσις (-10 ἐκ. H_2O) ἐφαρ-
μόζεται εἰς τὰς φιάλας αἱ ὁποῖαι χρησιμεύουν ὡς διὰ ὕδα-
τος σφραγίδες. Γίνεται προσεκτικὴ καταμέτρησις τῆς ποσό-
τητος τοῦ ἐκ τοῦ θώρακος παροχετευθέντος ὕγρου.

12. Κρατεῖται ἀρχεῖον τῶν εἰσερχομένων καὶ ἐξερχομένων
ὕγρων.

13. Ἡ θερμοκρασία καταγράφεται ὠριαίως. Τό $Y\theta\sigma$ εἶναι
ἐφοδιασμένον μὲ Thermistors, ὡς ἐπίσης μετὰ ὀργάνων κα-
ταμετρήσεως πιέσεων καὶ ἀνιχνευτοῦ ἐκτοπίσεως κατὰ τὸ φαι-
νόμενον Hall.

14. Οἱ ἀρτηριακοὶ καθετῆρες διατηροῦνται βατοὶ διὰ συ-
νεχοῦς διακλύσεως διὰ διαλύματος χλωριούχου Νατρίου + Ἡ-
παρίνης. Προηγουμένως, καθετῆρες πολυαιθυλενίου συνήθως
ἐθρομβοῦντο ἀκόμη καὶ μὲ κατὰ διαστήματα διακλυσμούς δια-
λύματος NaCl - Ἡπαρίνης.

Ἡ χρῆσις καθετήρων μὲ Teflon μὲ συνεχῆ διακλυσμὸν ἐ-
λυσεν τὸ πρόβλημα. Αὗται αἱ τρέχουσαι διαδικασίαι ἔχουν
ἐπιτύχει ἐπιβιώσεις ζωῆς μὲ $Y\theta\sigma$ περὶ τὰς δύο ἐβδομάδας.
Μία φωτογραφία ἐνός τοιούτου ζώου δεικνύεται εἰς τὴν εἰ-
κόνα 25.

Δ. Χαρακτηριστικά τῆς θερμοκρασίας In Vivo

Ἐχουν γίνει ἐπτά ἐμφυτεύσεις ὑποκαταστάτου θερμικοῦ συ-
στήματος ($Y\theta\sigma$) εἰς δάμψεις. Τὰ ἀποτελέσματα αὐτῶν τῶν
μελετῶν παρίστανται συνοπτικῶς εἰς τὸν πίνακα 3.



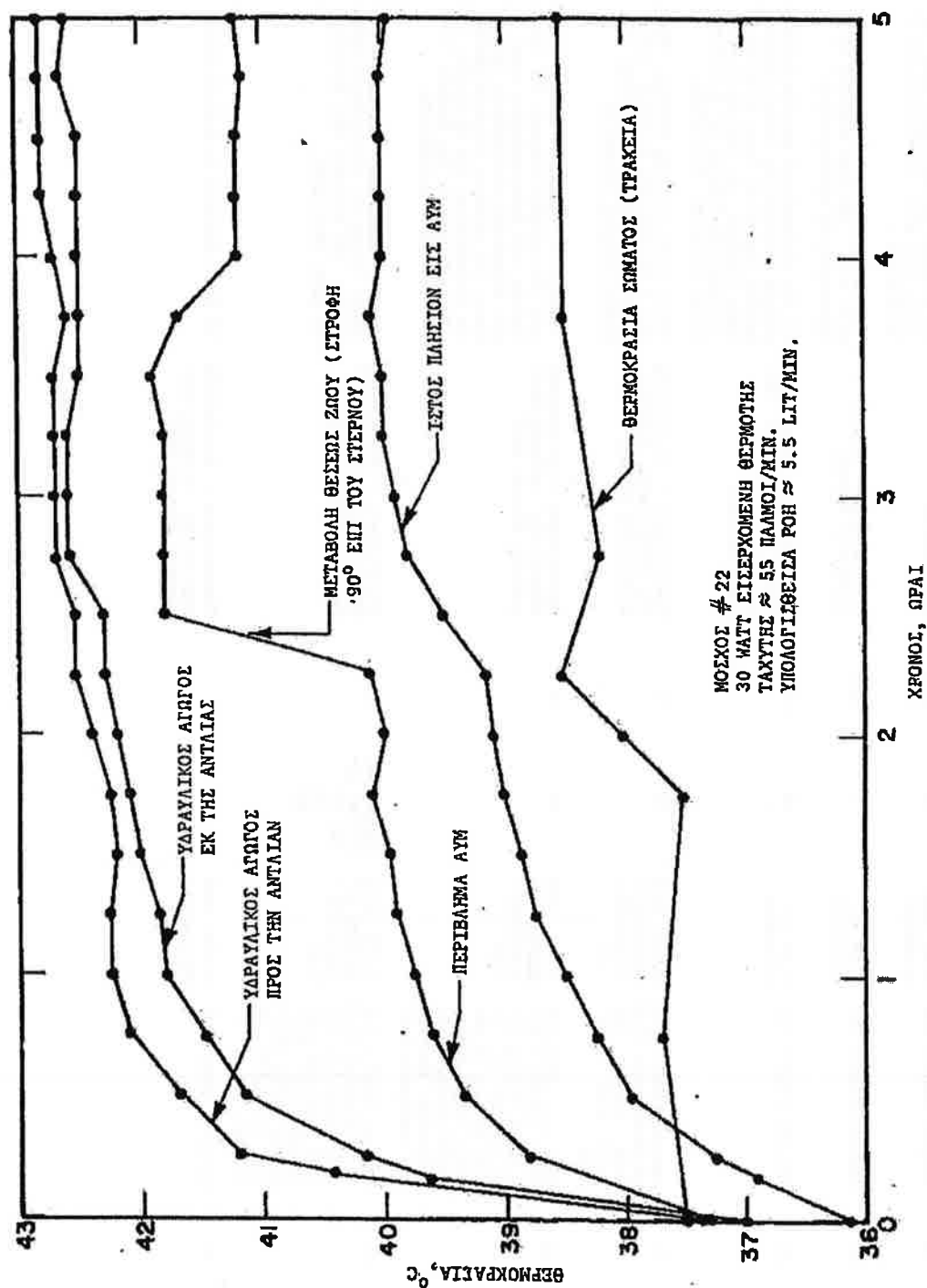
Εἰκὼν 25. Φωτογραφία τοῦ μόσχου 22 εἰς τὸν ὁποῖον ἔχει γίνῃ ἐμφύτευσις τοῦ ὑποκατάστατος θερμικοῦ συστήματος (Υ.Θ.Σ.).

Ὁ πίναξ αὐτός ἐμφανίζει σαφῶς τὴν συστηματικὴν πρόο-
δον ἢ ὁποῖα κατωρθώθη ὅσον ἀφορᾷ τὴν θερμικὴν μόνωσιν, τὴν
ἀνίχνευσιν τοῦ ἐκτοπίσματος, τὴν διαίρεσιν τοῦ θερμικοῦ
φορτίου, τὰς βαλβίδας, τὴν μείωσιν τῶν θερμῶν κηλίδων καί
τὴν ἀκεραιότητα τοῦ σάκκου ἐνδοτικότητος. Μὲ τὴν λύσιν
αὐτῶν τῶν προβλημάτων τὸ ἀνεκτὸν θερμικὸν φορτίον ἀνῆλ-
θεν εἰς 50 Watts.

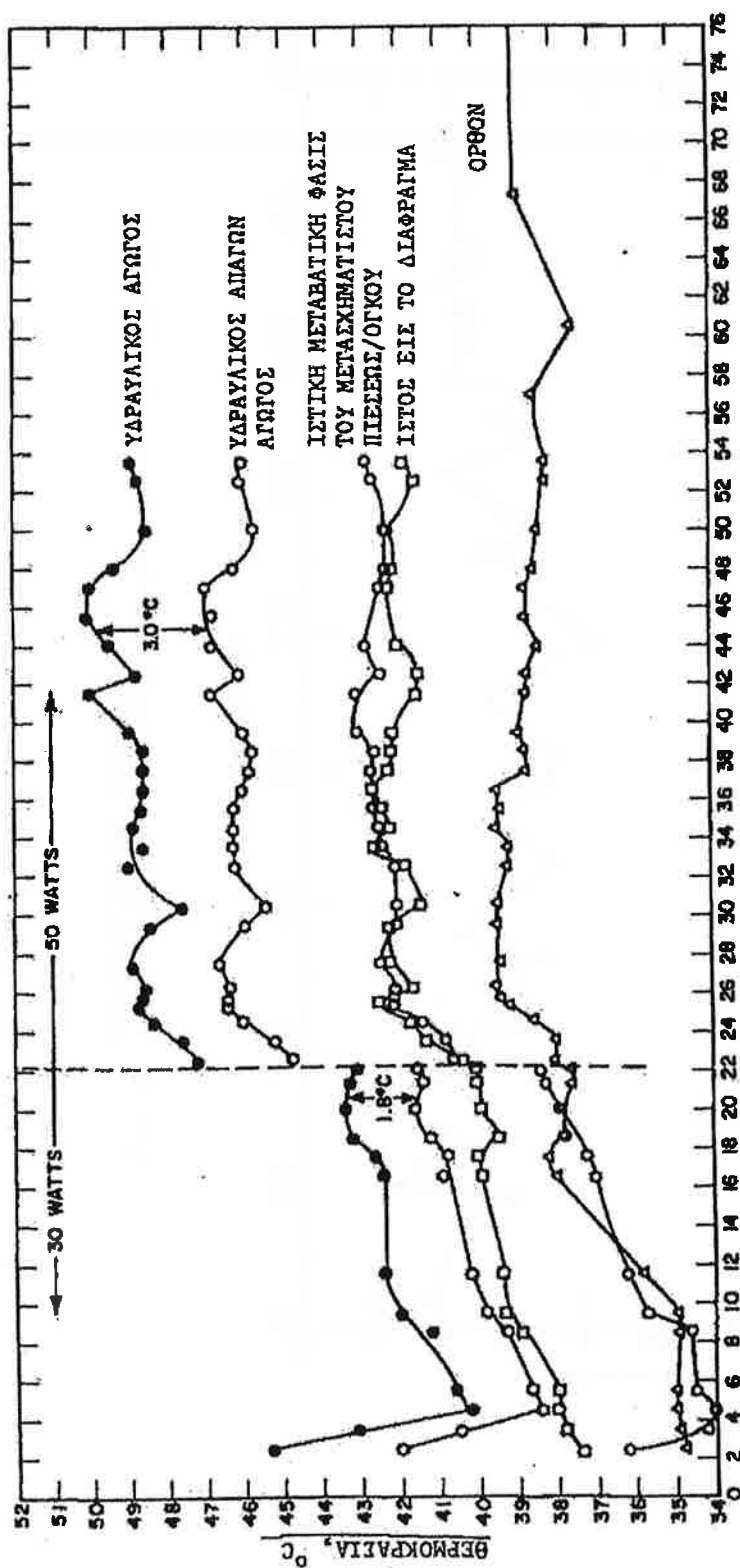
Εἰς τὰς εἰκόνας 26, 27, 28, 29, 30 περιέχονται τὰ In
Vino στοιχεῖα τῶν θερμοκρασιῶν. Τὰ βελτιωθέντα χαρακτη-
ριστικά τῆς θερμοκρασίας εἶναι δυνατόν νὰ συγκριθοῦν μέ
τὰς μεταβολὰς αἱ ὁποῖαι σημειοῦνται εἰς τὸν πίνακα 3.

Περιλήψεις βιωσιμότητας υποκαταστάτου θεσμικού συστήματος (Υ.Θ.Σ.)

Αριθμός μόσχων	Περιγραφή ευστήματος	Θερμική μόσχος	Προσαρμένη θερμότητα (Watts)	Διάκετα (ήμερα)	Όργανα	Σημεία
20	Βασική ΑΥΜ/Η - ΤΑΗ	0,80 inch silastic	10	0,3	Thermistors	Τό πείραμα ετεροαίτιση λόγω θανάτου του ζώου (αναπνευστική άνεπαρκεία).
21	Βασική ΑΥΜ/Η - ΤΑΗ	0,80 in silastic	15	2,7	Thermistors + όπτικοί άνευματοί θέσας	Όπτικοί άνευματοί θέσας άναβόλιστα. Τό ζώον άπέθανε έξ άναπνευστικής άνεπαρκείας.
22	Βασική ΑΥΜ/Η - ΤΑΗ	0,80 in silastic	30	13	Thermistors + άνευματοί θέσας με διακόπτην έξ άνευματού (reed switch)	Τό ζώον παρουσίασε σημεία άναπνευστικής άσχερείας όταν ή προσωσμένη θερμότητα ήταν 50 Watts. Τό ζώον άπέθανε έξ περιτονίτιδας.
23	Βασική ΑΥΜ/Η - ΤΑΗ με έπίστροφον 0,15 inch χαλκού και 0,001 inch νικελίου	0,080 inch άφρώδες πολυαιρεθά - νιον	50	5	Thermistors - άνευματοί θέσας, της ύδραυλικής πίεσας, άνευματοί θέσας Hall	Άνευματοί θέσας με διακόπτην έξ άνευματού άνεπαρκής. Τόσον ό άνευματοί θέσας, όσον της ύδραυλικής πίεσας, έλειπον, τούτησαν καλός. Ο σάκος της ένδοτικότητας άποτυχία.
24	Ός ε είς μόσχον 23 έκτός του ότι ή ένδοτική σάκος εί - χε πληρωθή με ύ - γρόν Ringers. Τό σά - σιμα παλμοί με δια - φωράν ύδρας ηω - φύστούς άνευματού την συνωμένου Hall	0,080 inch άφρώδες πολυαιρεθά - νιον	50	8	Thermistors - άνευματοί θέσας, άνευματοί θέσας Hall	Έπαλλε με διαφωράν ύδρας με - χοι 120 παλμών/λεπτόν. Τό ζώον ήνέχθη την θερμοκρασίαν παρ ό - ότι έσημείωθη έπεισθόσαν λοιμώ - εως. Τό πείραμα έτερωαίσθη λόγω αιμορραγίας είς τό σημείον της τραχειοσταμίας. Όχι έμφανής δια - φυγή Ringers διαλύματος.
25	Βασική ΑΥΜ/Η - ΤΑΗ με έπίστροφον 0,15 inch χαλκού & 0,001 inch νικελίου & έ - πιπόσθεντον θεο - κούσας collar. Άν - τισα καλυμένη με Dacron.	0,080 inch άφρώδες πολυαιρεθά - νιον	Θερμότητα Collar μόνον 10 15 20	5	Thermistors - άνευματοί θέσας, άνευματοί θέσας Hall	Μεγάλης διαμέτρου τριγλώχην εί - σόδον τεισθόσαν ένδοκαρδίον άνε - φράξεν την είσθόσαν της άντλης. Τό ζώον έθυσίασθη.
26	Ός ε είς μόσχον 25	0,080 inch Polyurethane	50		Thermistors - άνευματοί θέσας, άνευματοί θέσας Hall	Τό ζώον άπέθανε έκ septic shock.



Εξ. 26. Καμπύλα θερμοκρασίας ἐκ τοῦ ἐμπυτευθέντος ὑποκαταστάτου
θερμικοῦ συστήματος εἰς τὸν ὑπόχον 22.

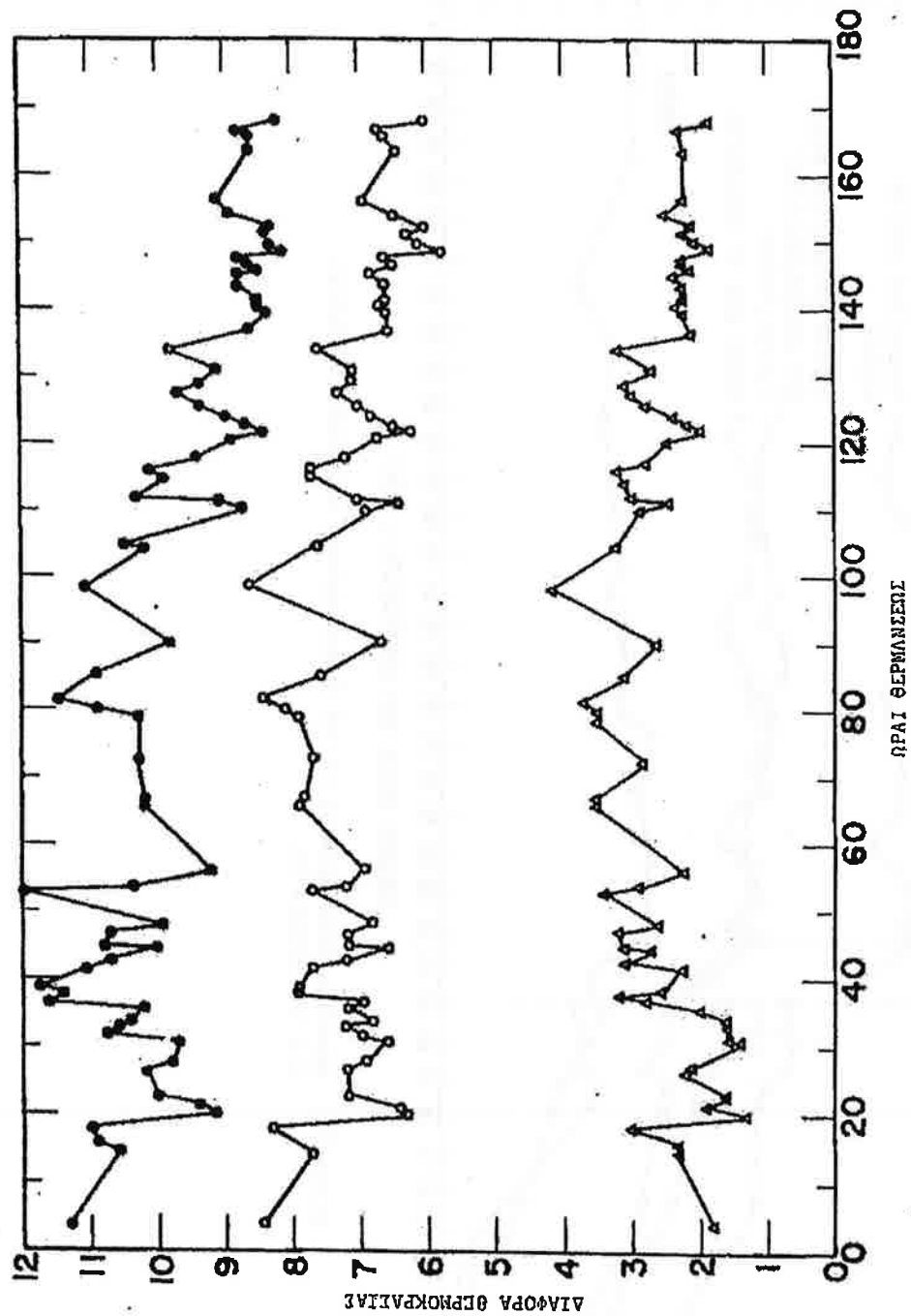


ΧΡΟΝΟΣ (ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΝ), ΩΡΑΙ

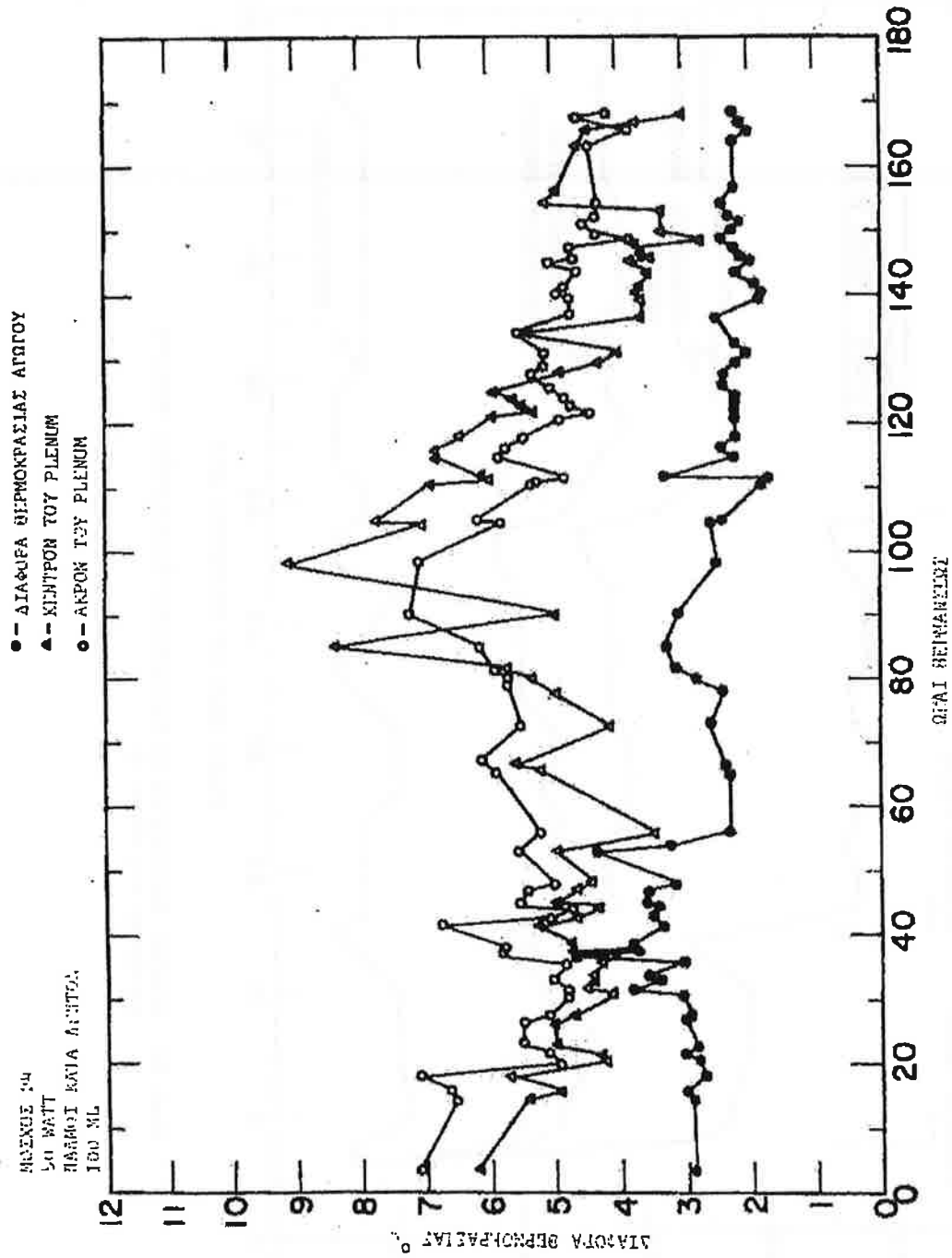
Εὐκλῆν 27. Καμπύλαι θερμοκρασίας ἐκ τοῦ ἐμφυτευθέντος θερμῶκοῦ συστήματος εἰς τὸν μῦσχον 23.

ΜΟΙΣΜΟΙ 24
50 WATT
 55 ΛΑΜΠΟΙ ΚΑΤΑ ΛΕΠΤΟΝ
 100 ML

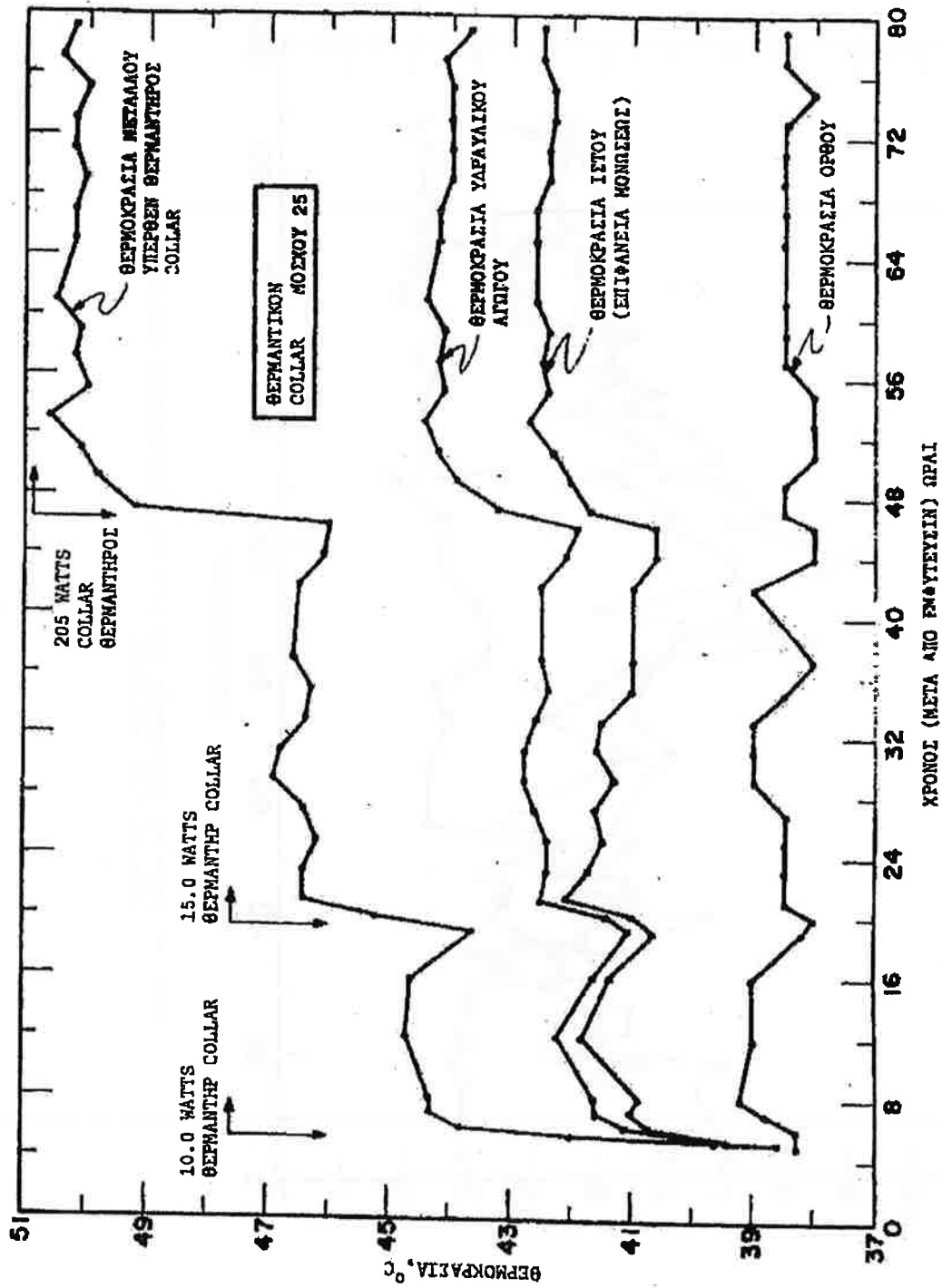
-- ΥΔΡΑΓΓΙΚΟΣ ΑΓΓΙΟΣ ΜΕΙΟΝ ΘΕΡΜΟΚΡΑΣΙΑ ΟΡΘΟΥ
 o - ΥΔΡΑΓΓΙΚΟΣ ΑΓΓΙΟΣ ΑΓΓΙΟΣ " "
 Δ - ΠΕΡΙΒΛΗΜΑ



Εικόνα 28. Καμπύλα θερμοκρασίας εν τού εμφυτευθέντος υποκαταστάτου θερμικού συστήματος εως τόν μόσχον 24.



ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΕΤΕΡΟΕΠΙΧΕΙΡΗΣΗ ΕΡΕΥΝΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ
 ΔΙΕΥΘΥΝΣΗ ΕΡΕΥΝΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ



Εἰκὼν 30. Καμπύλαι θερμοκρασίας ἐξ ἐμπυτευθέντος ὑποκαταστάτου θερμικῆς συστήματος εἰς μὲσυχον 25.

Μελέται διά τόν παλμόν μέ διαφοράν φάσεως (Counterpulsation)

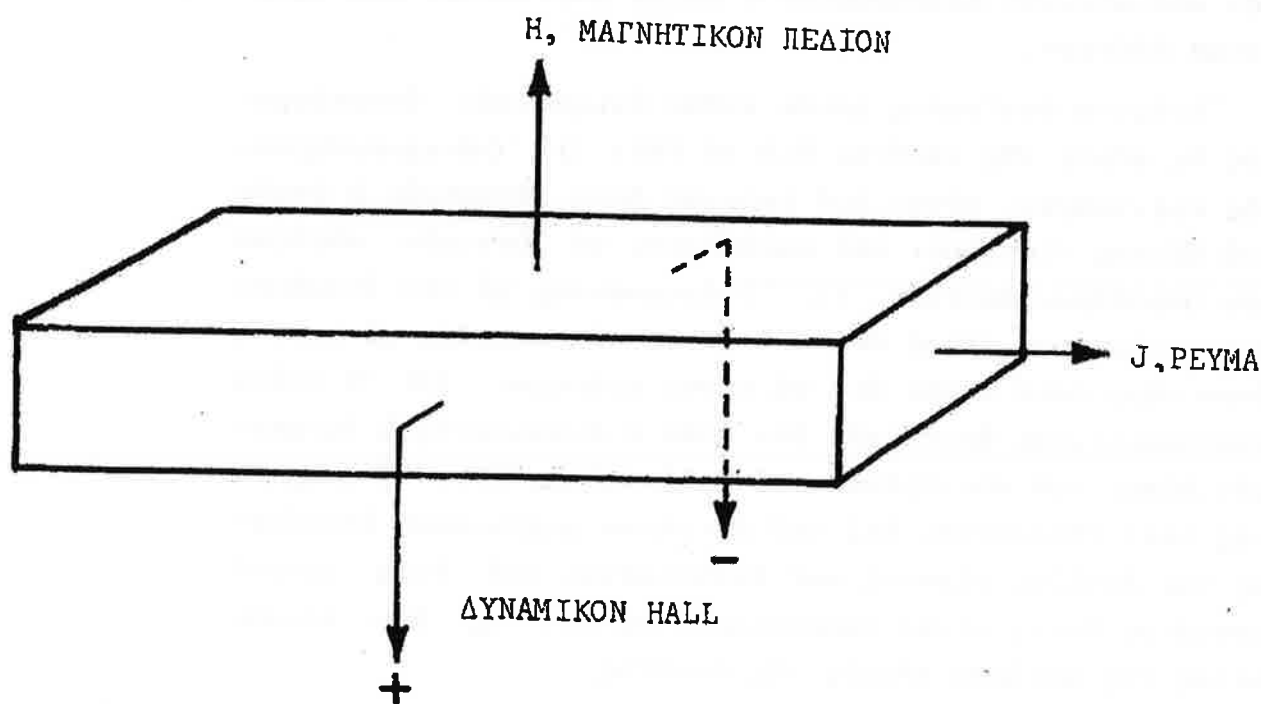
Ἡ ὑποβοηθητική τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας ἀντλία εἶναι ἡ πλέον ἀποτελεσματική μέθοδος μειώσεως καταναλισκομένης ἐνεργείας ὑπό τοῦ μυοκαρδίου καί αὐξήσεως τῆς καρδιακῆς παροχῆς ὅταν πάλῃ μέ διαφοράν φάσεως πρός τήν φυσικήν καρδίαν. Αὐτό σημαίνει ὅτι ἡ ἀριστερά κοιλία πληροῖ τήν βοηθητικήν ἀντλίαν κατά τήν διάρκειαν τῆς συστολῆς καί ἡ βοηθητική ἀντλία ἐξωθεῖ τό αἷμα πρός τήν συστηματικήν κυκλοφορίαν κατά τήν διάρκειαν τῆς διαστολῆς. Αὐτός ὁ τρόπος λειτουργίας τῆς ἀντλίας ἀπαιτεῖ μίαν μονάδα λογικῆς ἐλέγχου ἡ ὁποία πυροδοτεῖ κατά τήν διάρκειαν τῆς διαστολῆς ἀνεξαρτήτως συχνότητος παλμῶν ἢ ὀγκοῦ παλμοῦ. Ἡ μετατόπισις τῆς ὠθούσης πλακῆς H-TAH ἀντλίας ἐμπεριέχει τήν οὐσιαστικήν πληροφορίαν ἡ ὁποία ἀπαιτεῖται διά τό σῶστημα ἐλέγχου.

Ἐγένετο ἐκτίμησις τριῶν εἰδῶν ἀνιχνευτῶν ἐκτοπίσματος ὥς μέρος τῆς μελέτης διά τό ὕψος: (1) Ὁ ἀνιχνευτής φωτός ἐλειτουργεῖ μόνον διά μερικάς ὥρας. Προφανῶς ὁ ἀτμός τοῦ ὕδατος εἰσεχώρει καί παρέβλαπτε τό ὀπτικόν σῶστημα τῶν ὑπερύθρων ἀκτίνων. (2) Ὁ ἀνιχνευτής μέ τόν διακόπτην δίκην γλωχίνος (Reed Switch) εἶδε πληροφορίας αἱ ὁποῖαι ἦσαν πάρα πολύ ἀδραί διά νά εἶναι χρήσιμοι. (3) Ὁ πλέον ικανοποιητικός ἀπεδείχθη ὅτι ἦταν ὁ ἀνιχνευτής ὁ λειτουργῶν βάσει τοῦ φαινομένου τοῦ Hall (εἰκὼν 32). Ὁ ἀνιχνευτής Hall εὐρίσκεται ἐπὶ τοῦ ἀκινήτου μηχανισμοῦ ὁδηγήσεως τῆς ἀντλίας αἵματος καί διεγείρεται ὑπὸ ἑνὸς μικροῦ μαγνήτου ὅστις εἶναι προσηρμοσμένος ἐπὶ τῆς ἀνω ἐπιφανείας τῆς ὠθούσης πλακῆς τῆς ἀντλίας.

Τό ὑποσῶστημα τῆς ἠλεκτρονικῆς λογικῆς περατώνει τήν συμπίεσιν τῆς ἀτμομηχανῆς διά ἐνεργοποίησεως τοῦ ἠλεκτρομηχανικοῦ μετατροπέως (ἠλεκτροκινητήρος ροπῆς) κατά τό

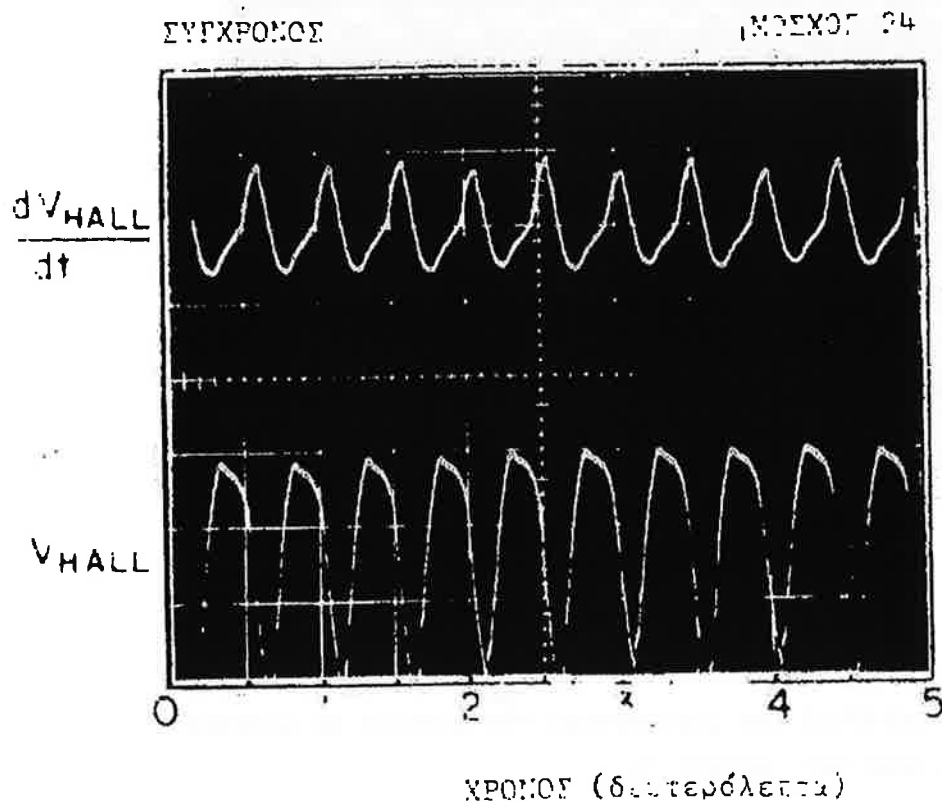
"τέλος - της - έξωθήσεως" αίματος εκ της άντλίας (End-Of-Eject) σήματος εκ του άνιχνευτοϋ Hall. 'Η της θερμικής μηχανής (άτμομηχανής) συμπίεσις πυροδοτείται υπό τοϋ παραγώγου σήματος πληρώσεως της άντλίας μετά από μίαν κατάλληλον καθυστέρησιν. Είς περίπτωσιν πού άμφοτέρα ή έν έξ αύτῶν δηλ. ή πληρώσεως ή έξωθήσεως σήμα άπολεσθοϋν, τότε ένας έσωτερικός χρονομέτρης ρυθμίζει τούς κύκλους τοϋ συστήματος είς μίαν σταθεράν συχνότητα.

Οϋτος παρέσχεν άξιόπιστα σήματα (άφορώντα τήν θέσιν) κατά τήν διάρκειαν τεσσάρων διαφορετικῶν πειραμάτων. 'Επί πλέον, ο άνιχνευτής Hall είναι αρκετά μικρός ($0.1 \text{ ίντσας}^2 \times 0.04 \text{ ίντσας πάχους}$) καί άπαιτεϊ πολύ μικρόν ποσόν ήλεκτρικής ένεργείας διά τήν λειτουργίαν του (περίπου 10 Milliwatts). Παρόλον ότι τό σήμα δέν είναι γραμμικόν μέ τό εκτόπισμα τοϋτο δέν αποκλείει τήν έφαρμογήν τοϋ άνιχνευτοϋ Hall είς τήν πυρηνικήν τεχνητήν καρδίαν.



Είκων 52. Γεωμετρία φαινομένου Hall.

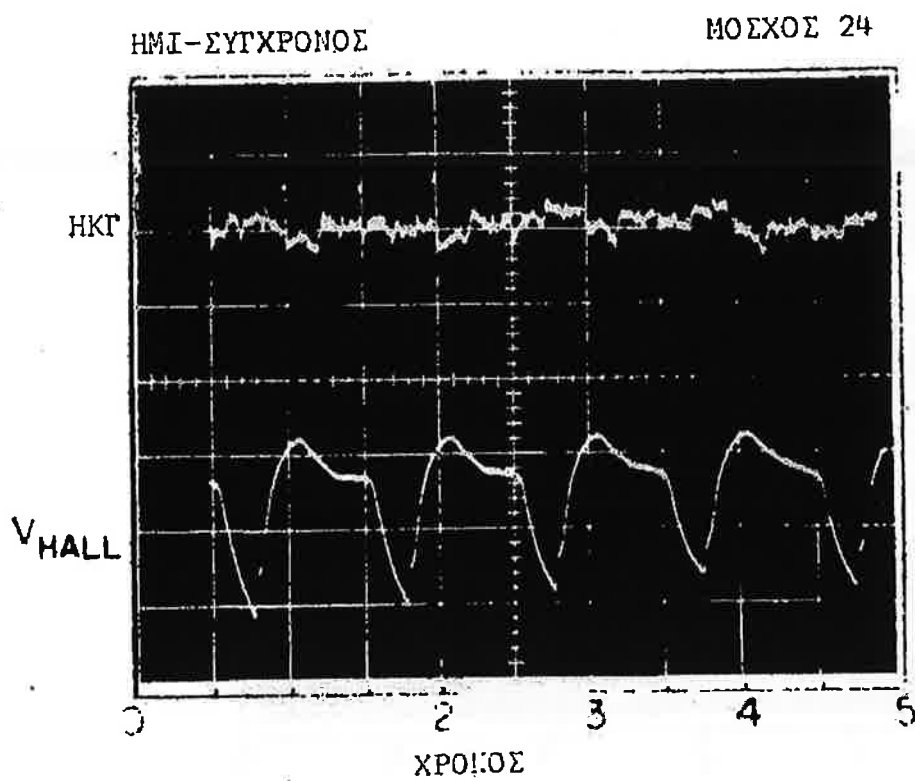
Είς τὰς εἰκόνας 33, 34, 35, 36 παρίστανται ταλαντο-
σεογραφήματα, τὰ ὁποῖα καταδεικνύουν τό πόσον σημαντική
ὑπῆρξεν ἡ συνεισφορά τῶν πειραμάτων τοῦ ΥΘΣ εἰς τήν ἀνά-
πτυξιν τῆς ἡλεκτρονικῆς λογικῆς τοῦ πυρηνοκινήτου συστή-
ματος τοῦ βοηθητικοῦ τῆς καρδίας. Τό δυναμικόν τοῦ σήμα-



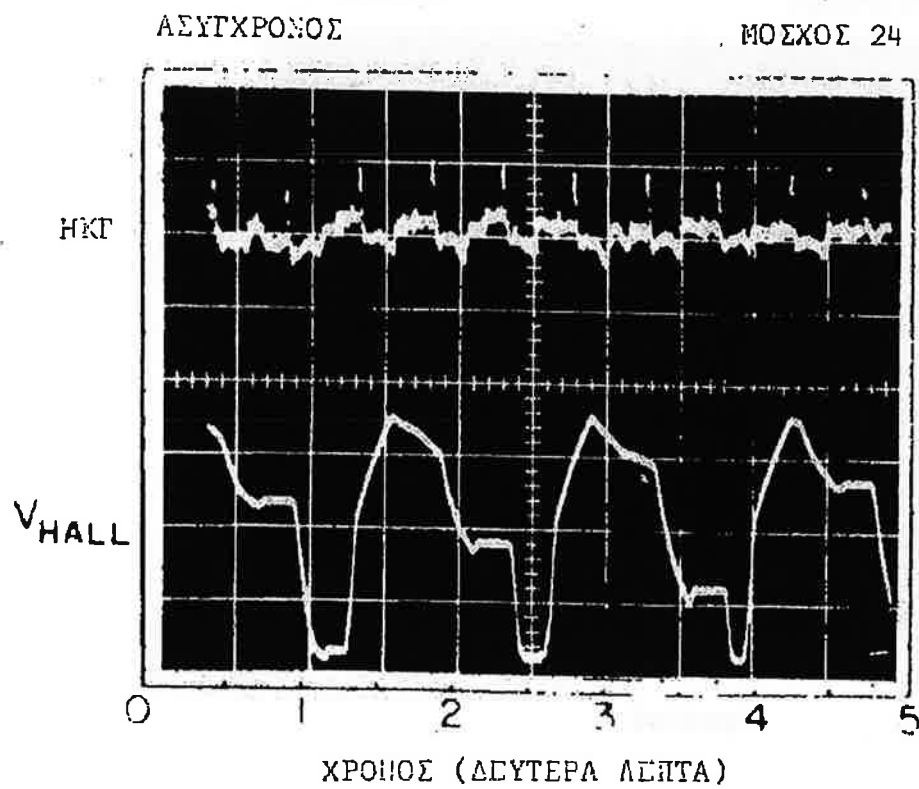
Εἰκόνη 33. Δυναμικόν ἀνιχνευτοῦ Hall (V_{Hall}) καί
τοῦ παραγώγου του, ἐν σχέσει πρὸς
τόν χρόνον. Αἱ θετικαὶ ἀποκλίσεις ὑ-
ποδηλοῦν ἐξώθησιν τῆς ἀντλίας. ΥΘΣ



ΕΙΚΩΝ 34. ΔΥΝΑΜΙΚΟΝ ΑΝΙΧΝΕΥΤΟΥ HALL, V_{HALL} ΚΑΙ ΚΑΜΠΥΛΗ ΗΚΤ ΔΕΙΚΝΟΥΣΑ ΤΗΝ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΝ ΤΗΣ ΑΝΤΑΓΙΑΣ ΜΕ ΔΙΑΦΟΡΑΝ ΦΑΣΕΩΣ ΥΘΣ ΜΟΣΧΟΥ 34.



Εἰκὼν 35. Ταλαντωσεογράφημα δεικνύον τὴν ἡμισύγχρονον λειτουργίαν μετὰ διαφορὰ φάσεως, τῇ χρήσει Η-ΤΑΗ.



Εικόνα 35. Ταλαντοσμογράφημα δεικνύει την ασύγχρονη λειτουργία του Υ.ΘΣ (μόσχος 24).

τος Hall σημειούμενον ως V_{Hall} έμφαίνεται είς τήν εικόνα 33 όμοϋ μέ τό παράγωόν του (Derivative). 'Η θετική του διεύθυνσις είς τόν άξονα τών άποκλίσεων (τεταγμένη) ύποδηλοΐ έξώθησιν τής άντλίας. Τό παράγωον τοϋ σήματος παρέχει έναν καλώς προσδιορισμένον παλμόν ό όποΐος άντιστοιχεΐ είς τό τέλος τής έξωθήσεως τής άντλίας. Τά σήματα έπεξεργάζονται ύπό μιās πρωτοτύπου ήλεκτρονικής λογικής διά τήν ένεργοποίησιν τής μικροσκοπικής μηχανής τοϋ άτμοϋ συγχρόνως πρός τήν φυσικήν καρδίαν.

Είς τάς εικόνας 34, 35, 36 έμφαίνονται ταλαντοσεογραφήματα καί ΗΚΓ διάνά καταφανή ό σύγχρονος, ήμι-σύγχρονος καί ασύγχρονος τρόπος λειτουργίας άντιστοίχως. 'Η ροή τοϋ αίματος, ή όποία άντιστοιχεΐ είς τήν ασύγχρονον λειτουργίαν τής άντλίας (είκων 36) είναι 5,3 Lit/Min συγκρινομένη πρός τά 9,0 Lit/Min διά τήν σύγχρονον λειτουργίαν τής άντλίας.

Θερμική ανάλυσις

'Η μεταφορά θερμότητος, αΐ θερμικαΐ άπώλειαι καΐ αΐ θερμοκρασίαι αΐ όποΐαι έχουν σχέσιν μέ τό ύποκατάστατον θερμικόν σύστημα (ΥΘΣ) είναι συνάρτησις πολλών παραμέτρων.

'Η κυρία άξία τής θερμικής ανάλυσεως ήτο ή μελέτη τών παραμέτρων είς τά όποίας έποίκιλλον τό πάχος τής μονώσεως, τό ύλικόν τής μονώσεως καΐ τό πάχος τοϋ χαλκοϋ. Οΐ ύπολογισμοΐ αύτοΐ έβοήθησαν τά μέγιστα είς τήν κατανόησιν τοϋ προβλήματος τής In Vivo κατανομής τής θερμοκρασίας.

'Εν περιλήψει, ή θερμική ανάλυσις εύρέθη είς ικανοποιητικήν συμφωνίαν τόσον πρός τά In Vivo όσον καΐ τάς In Vitro μετρήσεις. Οΐ ύπολογισμοΐ έπεβεβαΐωσαν τήν ανάγκην τής χρησιμοποιήσεως έπικαλύματος από χαλκόν καΐ τήν άποτελεσματικότητα τής μονώσεως από άφρώδες πολυσουρεθάνιον. Οΐ ύπολογισμοΐ έδειξαν επίσης, ότι αΐ θερμικαΐ άπώλειαι εκ τοϋ ΑΥΜ άμέσως πρός τούς ιστούς (όταν ή όλική προσφε-

ρομένη θερμότης είναι 50 Watt) είναι περίπου 8 Watts. Η ροή της θερμότητος εὐρίσκεται εἰς συμφωνίαν μέ τήν ὑπολογισθεῖσαν ἐκ τῆς διαφορᾶς θερμοκρασίας μεταξύ τοῦ προσάγοντος καί ἀπάγοντος ὑδραυλικοῦ ἀγωγοῦ πρός τήν ἀντλίαν.

Αὐτά τά ὕψ πειράματα ὑπῆρξαν οὐσιαστικῆς σημασίας διὰ τήν ἐπιτυχῆ μικροῦ χρόνου ἐμφύτευσιν τῆς πυρηνοκινήτου μηχανῆς κύκλου ἀτμῶν τοῦ ὑποβοηθητικοῦ τῆς κυκλοφορίας συστήματος, τήν φόρτησιν τῆς "μικρᾶς ἀγκύλης" δι' ἀποστειρομένου διαλύματος χλωριούχου νατρίου, τήν φόρτησιν τῆς πηγῆς ἰσχύος μέ τήν 50 Watt κάψα τοῦ 238 Pu, τήν ἐναρξιν τῆς λειτουργίας τῆς μηχανῆς καί τόν τελικόν ἔλεγχον τοῦ συστήματος.

IN VIVO ΕΚΤΙΜΗΣΙΣ ΤΟΥ ΗΜΕΤΕΡΟΥ ΠΥΡΗΝΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

Είς τας 14 Φεβρουαρίου 1972 έπετεύχθη ή πρώτη είς τόν κόσμον Ιστορική έμφύτευσις καί συνεχής επί 6 ώρας In Vivo έκτίμησις τής διά πυρηνικής ένεργείας (238 Pu), θερμικής μηχανής κύκλου ατμών συζευγμένων πρός μίαν άριστεράς κοιλίας - είς άορτήν βοηθητικήν άντλίαν (όγκος παλμού 100 ml/παλμόν) έμφυτευθείσης έντός μιās δαμάλεως 250 λιβρών. Η θερμοκρασία τοῦ όρθοῦ τοῦ ζώου ήτο 98° F.

Τό όλον σύστημα εύρίσκεται είς περίοδον έντατικής έρεύνης πρός βελτίωσιν υπό τοῦ Thermo Electron Center Waltham, Massachussets, U.S.A. έν συνεργασία μέ τήν 'Ιατρικήν Εχολήν τοῦ Πανεπιστημίου τής Harvard, Boston Massachussets, U.S.A., υπό τήν αίγίδα τοῦ National Heart and Lung Institute, National Institute of Health, Bethesda, Maryland, U.S.A.

Τό σύστημα ένεφυτεύθη υπό τής ομάδος ίατρών τοῦ ήμετέρου εργαστηρίου Sears Surgical Laboratories Cardiovascular Division, Harvard Surgical Unit, Boston City Hospital, Boston, Massachussets, U.S.A., έν συνεργασία μετά τής ομάδος μηχανικών τοῦ Thermo Electron Research and Development Center, Waltham, Mass., U.S.A.

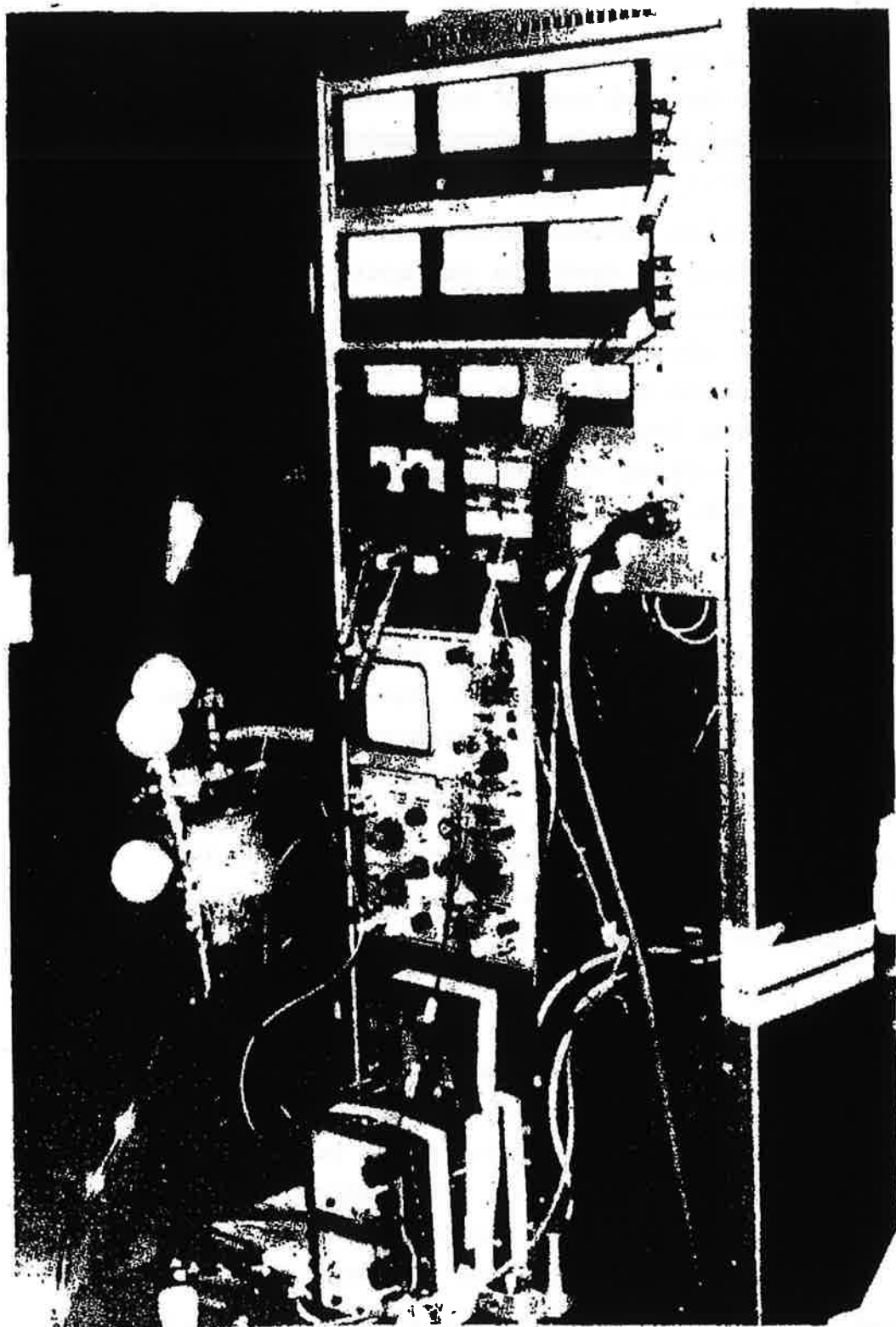
Η έμφύτευσις είναι άποτέλεσμα μιās συντονισμένης προσπάθειας δύο ομάδων: (Α) ομάς 'Ιατρών καί (Β) ομάς Μηχανικών.

Κατωτέρω θά περιγράψωμεν έν συντομία τας συντονισμένες προσπάθειας 'Ιατρών καί Μηχανικών διά τήν έμφύτευσιν.

Διά περισσότερας πληροφορίας όσον άφορά τήν χειρουργικήν επέμβασιν τής έμφυτεύσεως δύναται τις νά ανατρέξη είς τήν περιγραφήν τής έμφυτεύσεως του ΥΘΣ.

Φορέύς όργάνων (Instrumentation Console).

Κατευσκευάσθη ένας φορέύς όργάνων (είκων 37) διά νά χρησιμοποιηθῇ κατά τήν διάρκειαν τής έμφυτεύσεως του πυρηνικοῦ συστήματος τό όποιον άπαιτεῖ: Ίκανότητα διά έναν έκ του μακρόθεν έλεγχον διά τήν έναρξιν, παύσιν καί τήν έκ νέου έναρξιν του συστήματος. Αύτός ό φορέύς περιλαμβάνει μίαν βοηθητικήν πηγήν ένεργείας (μιμουμένη τήν παροχήν τής θερμσηλεκτρικῆς μονάδος) καί μίαν χειροκίνητον (ρυθμιζομένην) μονάδα όδηγήσεως του κινητήρος ροῆς. Επί πλέον ό φορέύς αύτός δίδει τιμάς θερμοκρασίας μετρούμενας είς τέσσαρα σημεία (ύπερθερμαντήρ, έμβολον ένδοεπιφανείας, βραστήρ καί αναγεννητήρ ύγρων) έντός τής μονάδος πυρηνικῆς πηγῆς ίσχύος (T.R.E.). Ο φορέύς επίσης περιέχει ταλαντοσιογράφων μέ δύο έγγραφάς ό όποίος έπιτρέπει τήν ταυτόχρονον παρατήρησιν δύο οίλωνδήποτε έκ τών άκολουθών παραμέτρων: πίεσις τής μηχανῆς, έκτόπισμα (Displacement) βοηθητικῆς άντλίας, παλμός πληρώσεως (Fill Trigger Pulse) καί παλμός έξωθήσεως (Eject Trigger Pulse). Τό δυναμικόν παροχῆς τής θερμσηλεκτρικῆς μονάδος, τό δυναμικόν έφοδιασμοῦ τής λογικῆς καί τό δυναμικόν του πυκνωτοῦ ροῆς δίδονται επίσης. Διακόπται έπιτρέπουν νά τεθῇ ἡ μηχανή (T.R.E.) ύπό τόν έλεγχον τής βοηθητικῆς πηγῆς ένεργείας ἢ καί τής χειροκινήτου μονάδος όδηγήσεως του κινητήρος ροπῆς έφ'όσον τό "όμφαλικόν" καλώδιον παραμένει συνδεδεμένον πρός τήν πυρηνικήν πηγήν ένεργείας. Είς τό στέγαστρον τής πηγῆς ίσχύος εἶναι κολλημένος ένας έρμητικῶς σφραγιζόμενος 24 - Pin συνδετήρ. Αύτός ό συνδετήρ εἶναι δυνατόν νά σφραγισθῇ άφοῦ άφαιρεθῇ τό "όμφαλικόν" καλώδιον. Αύτά τά όργανα έχουν άποδειχθῇ πολύ έπαρκῇ καί διά τά In Vivo καί διά τά In Vitro πειράματα.



Εικόνα 17. Φωτογράμμο του πορέως όργάνων διατάκτων κλινικά πειράματα
του τυρηνικού συστήματος.

Ἀποστείρωση

Τό βοηθητικόν τῆς κυκλοφορίας σύστημα ἔχει σχεδιασθῇ κατὰ τοιοῦτον τρόπον ὥστε νά ἀντέχη ἀποστείρωσιν εἰς αὐτόκαυστον. Ἐν τούτοις κατὰ τήν πρώτην ἐμφύτευσιν ἐκρησιμοποιήθη ἀποστείρωσις δι' ἀερίου διὰ λόγους εὐκολίας.

Μία ξεχωριστή στεῖρα τράπεζα ὠργανώθη γειτνιάζουσα πρὸς τήν τράπεζα διὰ τὰ ἱατρικά ἐργαλεῖα καί χρειώδη. Αὕτη ἡ στεῖρα τράπεζα ἐκρησιμοποιήθη διὰ τήν σύνδεσιν τῆς "μικρᾶς ἀγκύλης" εἰς τό σύστημα, τήν φόρτισιν τῆς "μικρᾶς ἀγκύλης" δι' ἀποστειρομένου διαλύματος χλωριούχου νατρίου, τήν φόρτισιν τῆς πηγῆς ἰσχύος μέ τήν 50 Watt τοῦ 238 Pu, τήν ἐναρξιν τῆς λειτουργίας τῆς μηχανῆς καί τόν τελικόν ἐλεγχον τοῦ συστήματος.

Ἐμφύτευσις τοῦ πυρηνικοῦ συστήματος

Ἡ χειρουργική μέθοδος ἦταν βασικῶς ὁμοία ἐκείνης, ἡ ὁποία ἀνεπτύχθη διὰ τήν ἐμφύτευσιν τοῦ Ὑποκαταστάτου θερμικοῦ συστήματος (Υ.Θ.Σ.). Εἰς τό διάγραμμα 1 ἐμφαίνεται ἡ διαδικασία τῆς ἐγχειρήσεως καί τῆς ἐνάρξεως τῆς λειτουργίας τῆς μηχανῆς (συνδεδεασμέναι πράξεις Ἱατρῶν καί Μηχανικῶν). Τό πυρηνικόν σύστημα φορτίζεται, ἀρχίζει νά λειτουργῇ καί ὑφίσταται ἕναν τελικόν ἐλεγχον τῇ κρησιμοποιήσει στείρων μεθόδων συγχρόνως πρὸς τήν χειρουργικήν ἐπέμβασιν.

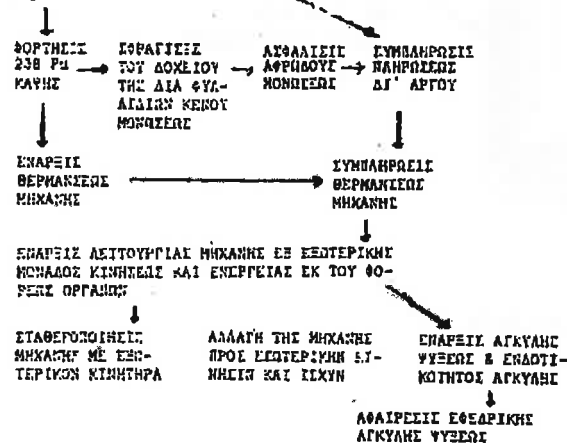
Εἰς τήν εἰκόνα 38 παρίστανται ἡ διαδικασία τῆς φορτίσεως τῆς κάψης τοῦ 238 Pu, (ἡ εἰσαγωγή τῆς 50 Watts κάψης ἐντός τῆς πηγῆς ἰσχύος (T.R.E.), τό κάλυμα τῆς πηγῆς ἰσχύος μετά τῆς θερμικῆς μονώσεως διὰ κενοῦ φύλλων μετάλλου, ἕνας Bejel δακτύλιος ὁ ὁποῖος κρησιμοποιεῖται διὰ τήν σφράγισιν (μετά 40 λεπτά ἀπὸ τῆς εἰσαγωγῆς τῆς 238 Pu κάψης εἰς τήν πηγὴν ἰσχύος) τῆς πηγῆς (ἰσχύος).

Ἡ μηχανή κρηιάζεται περίπου 90 λεπτά διὰ νά φθάσῃ εἰς

ΔΙΑΓΡΑΦΑ ΔΕΙΚΝΟΥΣΑ ΤΙΣ ΤΙΣ ΕΓΧΕΙΡΗΤΙΚΑΣ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ
ΚΑΙ ΤΙΣ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ ΕΝΑΦΕΙΣ ΑΛΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΗΣ

ΜΗΧΑΝΙΣΜΑ ΚΑΘΗΚΟΝΤΑ

ΤΙΣ ΤΙΣ ΕΓΧΕΙΡΗΤΙΚΑΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ ΔΕΙ-
ΚΝΟΥΣΑ ΑΡΧΑΙΑΣ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ
ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ.
ΑΡΧΕΤΗΡΕΙΣ ΕΥΕΡΧΕΜΑΤΟΣ
ΣΥΝΑΡΜΟΛΟΓΗΣΙΣ (ΣΤΕΙΡΑΕ) ΠΕΥΣΟΥ
ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗΣ ΑΓΚΥΡΗΣ ΚΑΙ ΣΟΡΤΗ-
ΣΙΣ ΔΙΑ ΚΑΡΦΙΟΥΚΟΥ ΜΑΤΙΟΥ
ΕΝΑΦΕΙΣ ΚΑΡΦΙΟΥΚΟΥ ΜΗΧΑΝΗΣ ΔΙ' ΑΡ-
ΓΟΥ



- ΥΠΟΛΕΙΠΟΜΕΝΗ ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΗΣ-ΕΙΣ ΜΕΤΑΛΛΗ ΤΑΧΥΤΗΤΑ
- ΣΤΑΘΕΡΟΠΟΙΗΣΙΣ ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΗΣ

- ΕΚΑΡΑΔΕΥΣΙΣ ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΗΣ ΔΙ' ΕΣΤΕΡΙΚΗΣ ΚΙΝΗΤΗΣ
- ΣΤΑΘΕΡΟΠΟΙΗΣΙΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΜΕ Ε- ΣΤΕΡΙΚΗΣ ΚΙΝΗΤΗΣ
- ΑΛΛΑΓΗ ΠΡΟΣ ΕΣΤΕΡΙΚΗΣ ΚΙΝΗΣΙΣ ΚΑΙ ΙΣΧΥΣ
- ΑΠΟΚΑΤΕΥΝΕΙΣ ΑΓΚΥΡΗΣ ΕΣΤΕΡΙΚΗΣ
- ΕΣΦΑΓΙΣΙΣ ΣΥΝΑΡΜΟΛΟΓΗΣΙΣ

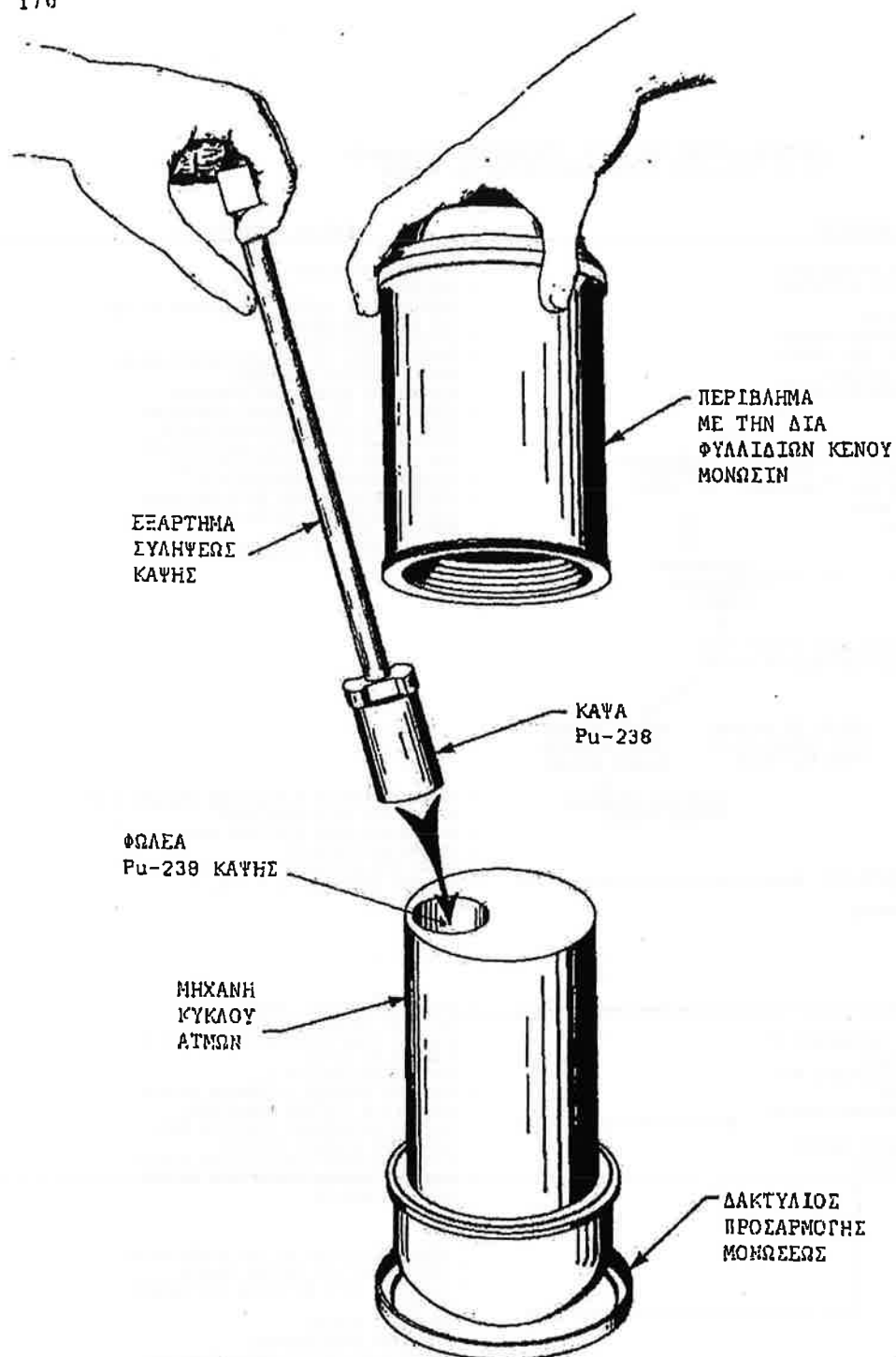
ΙΑΤΡΙΚΑ ΚΑΘΗΚΟΝΤΑ

- ΠΡΟΕΤΟΙΜΑΣΙΑ ΜΟΧΛΟΥ
- ΑΝΑΙΣΘΗΣΙΑ
- ΚΑΘΕΤΗΡΙΑΣΜΟΣ ΑΓΓΕΙΩΝ ΔΙΑ ΕΣΤΕΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΔΗ- ΥΙΝ ΔΕΙΓΜΑΤΩΝ ΑΙΜΑΤΟΣ
- ΑΡΙΣΤΕΡΑ ΘΩΡΑΚΤΟΜΗ
- ΚΑΘΕΤΗΡΙΑΣΜΟΣ ΕΣΣ ΜΑΤΙΚΗΣ ΦΛΕΒΗΣ ΚΑΙ Ε- ΝΑΦΕΙΣ ΕΓΚΥΕΡΗΣ ΑΙΣΘΗΤΗΣ
- ΔΙΑΚΟΜΗΤΟΣ ΕΝΕΡΓΟΝΙΚΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ
- ΑΝΑΛΟΓΗΣΙΣ ΤΟΥ ΕΚ DACRON ΜΟΧΛΕΥΜΑΤΟΣ ΠΡΟΣ ΤΗΝ ΚΑΤΙΟΥΣΙΑΝ ΘΩΡΑΚΙΚΗΝ ΑΟΡΤΗΝ
- ΣΥΡΡΑΣΗ ΤΟΥ ΕΚ SILASTIC ΔΑΚΤΥΛΙΟΥ ΠΡΟΣ ΤΗΝ ΚΟΡΥΦΗΝ ΤΗΣ ΑΡΙΣΤΕΡΗΣ ΚΟΙΛΙΑΣ
- ΑΡΙΣΤΕΡΑ ΕΓΚΑΡΤΙΑ ΚΟΙΛΙΑΚΗ ΤΟΜΗ
- ΚΙΝΗΤΟΠΟΙΗΣΙΣ ΣΠΛΗΝΟΣ ΚΑΙ ΣΥΓΜΟΙΣΙΣ
- ΣΥΡΡΑΣΗ ΚΟΡΙΑΣ ΕΚ DACRON ΕΙΣ ΤΟΝ ΤΙ- ΜΟΝΤΑ ΤΟΥ ΒΟΤΤΟΥ
- ΤΟΜΗ ΑΡ.ΘΟΥ ΤΟΥ ΔΙΑΦΡΑΓΜΑΤΟΣ

- ΣΙΛΑΣΤΗΡΗΣ ΚΥΚΛΙΚΗΣ & ΕΝΑΦΕΙΣ ΚΑΥΣΗΣ 2 Τ"
- ΑΝΤΑΙΣ ΔΙΑ ΤΟΥ ΔΙΑΦΡΑΓΜΑΤΟΣ
- ΤΟΜΟΘΕΤΗΣΙΣ ΣΙΛΑΣΤΗΡΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ ΕΣΤΕΡΙΚΗΣ
- ΣΥΡΡΑΣΗ ΔΙΑΦΡΑΓΜΑΤΟΣ
- ΕΝΕΡΓΕΙΑ ΕΣΤΕΡΙΚΗΣ ΚΙΝΗΤΗΣ ΑΙΣΘΗΤΗΣ
- ΑΡΙΣΤΕΡΟΣ ΕΝΕΡΓΟΝΙΚΟΣ ΜΕ 1 & 2

- ΑΠΟΚΑΤΕΥΝΕΙΣ "ΜΙΝΙ" ΑΝΤΑΙΣ ΕΣΣ
- ΤΟΜΗ ΚΑΙ ΕΝΕΡΓΕΙΑ ΕΣΣ ΑΝΤΑΙΣ
- ΣΥΝΔΕΣΙΣ ΕΣΣ ΑΝΤΑΙΣ ΠΡΟΣ ΑΡΙΣΤΕΡΑ ΜΟΧΛΕΥΜΑ ΕΚ DACRON
- ΕΚΤΑΥΣΙΣ ΑΝΤΑΙΣ ΔΙΑ ΤΙΣ
- ΑΛΛΑΓΗ ΤΗΣ ΜΗΧΑΝΗΣ ΤΟΜΟΘΕΤΗΣΙΣ ΚΟΡΥΦΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ ΔΙΑ ΚΥΚΛΙΚΟΥ ΜΑΧΑΙΡΙΔΙΟΥ
- ΠΑΡΡΕΙΣ ΑΕΡΟΘΑΛΑΜΟΥ FGLEY ΔΙΑ ΤΟΝ Ι- ΔΕΥΣΗ ΤΩΝ ΑΝΤΑΙΩΝ ΕΙΣ ΑΙΜΑ
- ΣΙΛΑΣΤΗΡΗΣ ΕΣΣ ΑΝΤΑΙΣ ΕΣΣ ΑΡΙΣΤΕΡΗΣ ΚΟΙΛΙΑΣ
- ΑΛΛΑΓΗ ΕΣΣ ΑΟΡΤΗΣ ΜΕΤΑ ΤΗΣ ΠΑΡ- ΡΕΙΣ ΤΗΣ ΑΝΤΑΙΣ

- ΣΤΕΙΡΕΣΙΣ ΑΝΤΑΙΣ ΕΣΣ ΤΟΥ ΔΙΑΦΡΑΓΜΑΤΟΣ
- ΠΑΡΟΧΕΤΕΥΣΙΣ ΚΑΙ ΣΥΡΡΑΣΗ ΘΩΡΑΚΟΣ
- ΣΤΕΙΡΕΣΙΣ ΜΗΤΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ ΕΣΣ ΚΟΡΙΑΣ ΕΚ DACRON
- ΚΑΕΙΣΙΝΟΝ ΚΟΙΛΙΑΣ
- ΠΡΟΣΕΡΓΙΣ ΤΡΑΧΕΙΟΤΟΜΙΑ
- ΜΕΤΑΦΟΡΑ ΜΟΧΛΟΥ ΕΙΣ ΜΟΝΟΤΕΡΕ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΤΟΜΟΘΕΤΗΣΙΣ ΕΙΣ ΑΙΣΘΗΤΗΣ



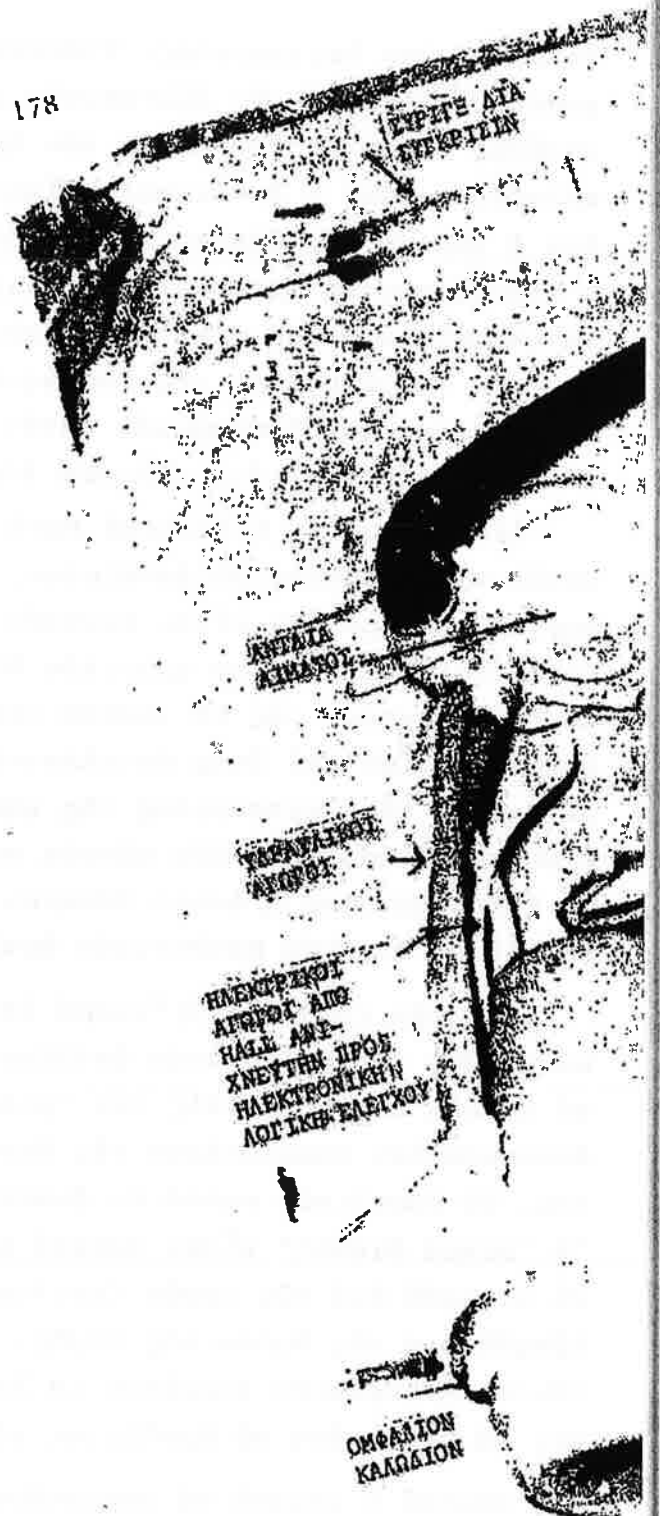
Εἰκὼν 38. Εἰσαγωγή τῆς κάψης Pu-238 εἰς τὸν Τ.Ε.Ε.

θερμοκρασίαν λειτουργίας. Τίθεται εἰς λειτουργίαν διὰ τῆς χρησιμοποιήσεως μιᾶς ἑξωτερικῆς μονάδος ὁδηγήσεως τοῦ κινητῆρος ροπῆς ἐκ τῆς θήκης τῶν ὀργάνων διὰ τοῦ ὀμφαλίου καλωδίου. Αὕτη ἡ διαδικασία εἶναι ἀπαραίτητος δεδομένου ὅτι ἡ παροχὴ τῆς ἡλεκτρικῆς μονάδος εἶναι μειωμένη διότι ὁ ὑπερθερμαντήρ χρειάζεται ἓνα χρονικὸ διάστημα ἀκόμη διὰ νὰ φθάσῃ τὴν πλήρη του θερμοκρασίαν. Ἀφοῦ σταθεροποιηθῶσιν αἱ θερμοκρασίαι τῆς ἐνεργειακῆς πηγῆς τὸ σύστημα συνδέεται πρὸς τὴν ἐσωτερικὴν πηγὴν ἐνεργείας καὶ ἡ λειτουργία του ὑφίσταται ἓνα τελικὸν ἔλεγχον.

Δεδομένου ὅτι ἡ θερμικὴ πηγὴ τοῦ 238 Pu δέν εἶναι δυνατόν νὰ σταματήσῃ νὰ ἐργάζεται, τὸ βοηθητικὸν τῆς κυκλοφορίας σύστημα δέν εἶναι δυνατόν καὶ αὐτὸ νὰ σταματήσῃ νὰ ἐργάζεται διὰ μεγάλον χρονικὸν διάστημα χωρὶς νὰ ὑπερθερμανθῇ ἡ μηχανή. Ὡς ἐκ τούτου πρέπει νὰ ὑπάρξῃ ἓνα ὑδραυλικὸν φορτίον καὶ ἓνας ἀνταλλαγεὺς θερμότητος κατὰ τὴν διάρκειαν τῆς λειτουργίας τῆς μηχανῆς. Ἡ "μικρά ἀγκύλη" ἐξυπηρετεῖ καὶ τοὺς δύο αὐτοὺς σκοποὺς. Αὕτη εἶναι σύστημα ἐνδοτικότητος ἡ ὁποία δύναται νὰ ἀπορροφήσῃ ὄγκον πλῆθος 50 ml ἀπὸ τὴν βοηθητικὴν ἀντλίαν αἵματος.

Εἰς τὴν εἰκόνα 39 ἡ "μικρά ἀγκύλη" φαίνεται συνδεδεμένη πρὸς τὴν βοηθητικὴν ἀντλίαν. Μία δευτερεύουσα ψυκτικὴ ἀγκύλη ἐπιτρέπει εἰς τὴν "μικρὰν ἀγκύλην" νὰ ψυχθῇ εἰς θερμοκρασίαν χαμηλοτέραν τῆς θερμοκρασίας τοῦ περιβάλλοντος. Τὸ ὀμφαλικὸν καλώδιον ἐκφεύγει τῆς στείρας τραπέζης. Ἡ "μικρά ἀγκύλη" εἶναι ἀρκετὰ μικρὴ ὥστε εἶναι δυνατόν νὰ εἰσαχθῇ διὰ τῶν τομῶν (κοιλιακῆς, διαφραγματικῆς), καὶ ἐξαχθῇ διὰ τῆς θωρακικῆς τομῆς. Αὕτη ἡ διαδικασία ἐλαττώνει τὴν περίοδον (περίπου 10 λεπτά) κατὰ τὴν ὁποίαν πρέπει νὰ σταματήσῃ νὰ ἐργάζεται τὸ πυρηνικὸν σύστημα.

Προτοῦ ἡ μηχανὴ νὰ σταματήσῃ νὰ ἐργάζεται συνδέεται πρὸς τὸν ἑξωτερικὸν κινητῆρα ροπῆς (εἰς τὸν φορέα τῶν ὀργάνων) καὶ κινεῖται εἰς πολὺ μεγάλην ταχύτητα διὰ νὰ κατέλθῃ ἡ θερμοκρασία της κάτωθεν τῆς θερμοκρασίας λειτουργίας.



Εικών 39.
Εμφυτεύσει
μεταξύ γρά-
ρουργικής

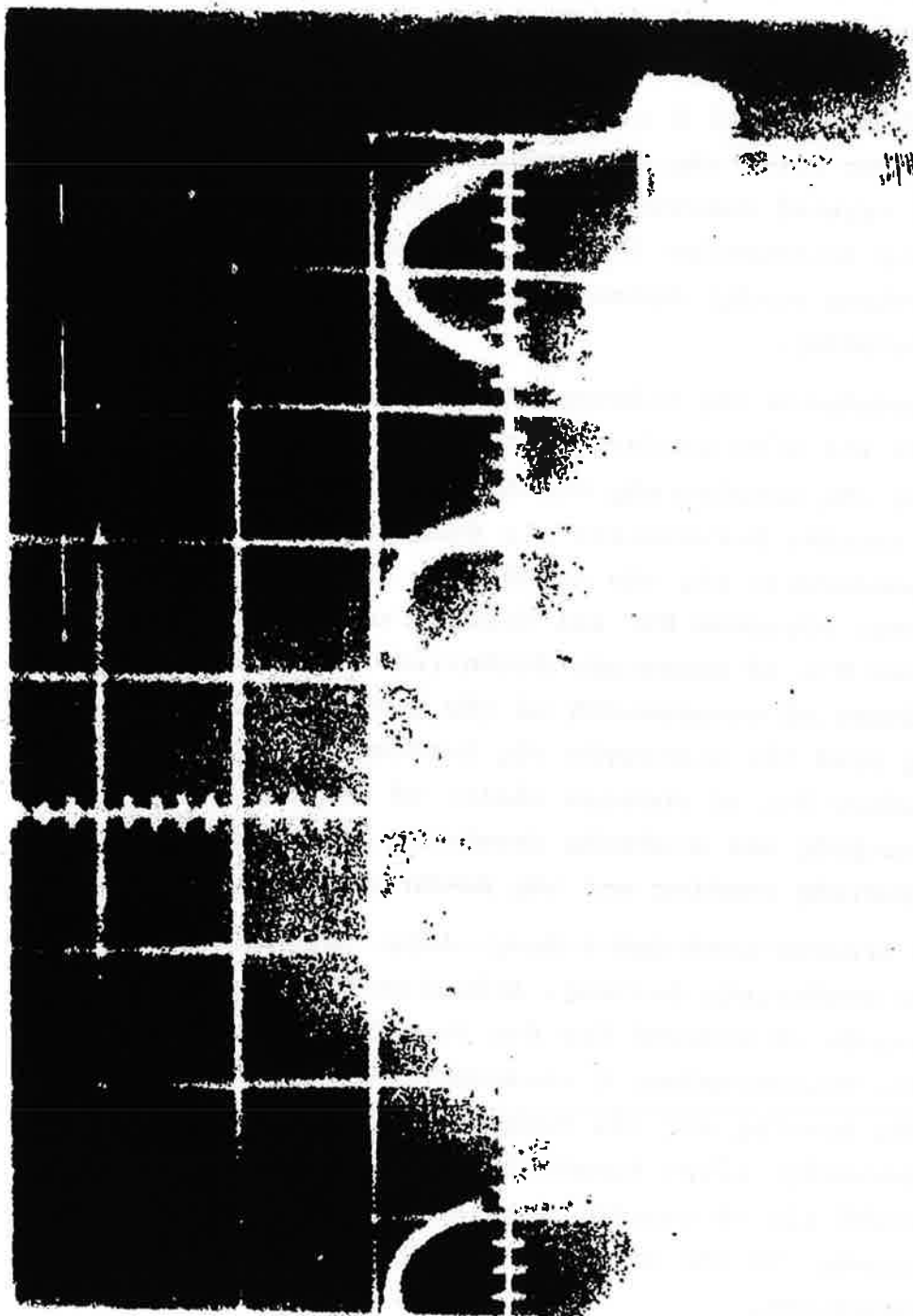
γίας της.

Μετά τήν παύσιν τῆς μηχανῆς ἡ "μικρά ἀγκύλη", ἀποσυνδέεται ταχέως, ἡ βοηθητική ἀντλία κενοῦται, ἐκπλύεται διὰ διοξειδίου τοῦ ἀνθρακος καί ἡ εἰσαγωγή τοῦ τῆς εἰσόδου τῆς ἀντλίας σωλήνος ἐντός τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας πραγματοποιεῖται (ἰδέ τεχνική ἐμφυτεύσεως ΥΘΣ). Τό πυρηνικόν σύστημα τίθεται εἰς λειτουργίαν (διὰ τῆς χρησιμοποίησεως τοῦ ἐξωτερικοῦ κινητήρος ροπῆς) ἀμέσως μόλις ἡ βοηθητική ἀντλία πληρωθῇ δι' αἵματος.

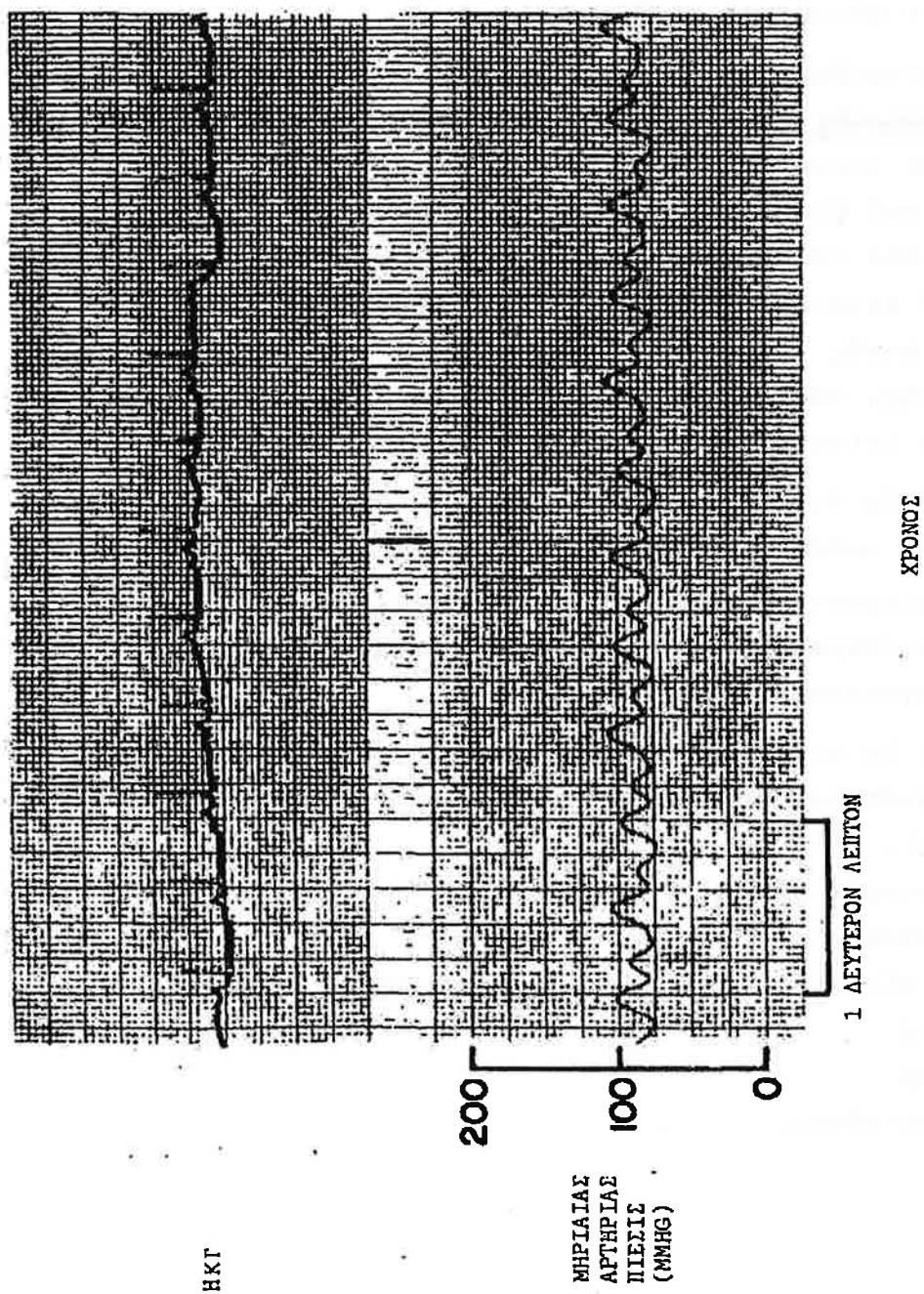
Ταλαντοσεογραφήματα τῆς πιέσεως τῆς μηχανῆς (κάτω καμπύλη ἀντιστοιχεῖ εἰς μίαν μεγίστην πίεσιν 110 PSIA), καί τοῦ ἐκτοπίσματος τῆς προωθητικῆς πλακῶς τῆς βοηθητικῆς ἀντλίας (ἡ ἄνω καμπύλη ἀντιστοιχεῖ εἰς ὄγκον παλμοῦ περίπου 90 ml) ἐμφαίνονται εἰς τήν καμπύλη 1. Εἰς τήν καμπύλη 2 παρίστανται σύγχρονα ΗΚΓ καί πιέσεις τῆς μηριαίας ἀρτηρίας. Παρόλον ὅτι τό πυρηνικόν βοηθητικόν σύστημα τῆς κυκλοφορίας ἠδύνατο νά συναγωνισθῇ μέ τήν φυσικήν καρδίαν μόνον ἀμέσως μετά τήν εἰσαγωγήν τῆς ἀντλίας, τά δεδομένα αὐτά δεικνύουν ὅτι τό σύστημα πάλλει μέ διαφοράν φάσεως διὰ τῆς ἀκριβοῦς καί σταθερᾶς μεταβολῆς τῆς πιέσεως παλμοῦ ἐκ τῆς φυσικῆς καρδίας καί τῆς βοηθητικῆς ἀντλίας.

Τό πείραμα διεκόπη μετά ἀπό 6 ὥρας λόγῳ ἀποφράξεως τῆς εἰσόδου τῆς βοηθητικῆς ἀντλίας. Δεδομένου ὅτι ἡ ἀντλία δέν ἦτο δυνατόν νά πληρωθῇ δέν ἦτο δυνατόν νά ἐξωθησῇ (Not Inject): Τοιουτοτρόπως ἡ κυκλοφορία τοῦ ὑδραυλικοῦ ὑγροῦ ἐκ τῆς ἀντλίας εἰς τήν πυρηνικήν πηγὴν ἐνεργείας (TRE - συμπυκνωτής) εἶχεν ἐμποδισθῇ καί ὁ συμπυκνωτής εἶχεν ὑπερθερμανθῇ εἰς τό σημεῖον ὥστε νά σταματήσῃ ἡ λειτουργία τῆς μηχανῆς. Τό ζῶο ἐφονεύθη ἀμέσως καί ἡ κάψα τοῦ ^{238}Pu ἀπεφορτίσθη.

Εἰς τήν νεκροτομήν ἡ εἴσοδος τῆς ἀντλίας ἐφάνη νά εἶναι γεμάτη ἀπὸ θρόμβους προφανῶς λόγῳ τῆς ἀκανονίστου ἐπιφανείας τῆς εἰσόδου, ἡ ὁποία ἐδημιουργήθη ἐκ τῆς συσ-



Καμπύλη 1. Ταλαντωσεογράφημα τῆς πιέσεως τῆς μηχανῆς καὶ τοῦ ἐκτοπίσματος τῆς προωθητικῆς πλακός.



Καμπύλη 2. Σύγχρονη καταγραφή HKΓ και καρπούλη πιέσεως μηριαίας άρθρωσης.

τροφής του σωλήνος της εισόδου. Έχουν γίνει προσπάθειαι διά τήν λύσιν αὐτοῦ τοῦ προβλήματος.

Αὐτό τό ἐμφυτευόμενον πυρηνικόν σύστημα τό ὑποβοηθητικόν τῆς κυκλοφορίας ἀποτελεῖ πολύ σημαντικόν σημείον εἰς τήν ἐξέλιξιν τῆς τεχνητῆς καρδίας. Διά πρώτην φοράν ἀντιμετωπίσθησαν καί ἐλύθησαν ἐπιτυχῶς διά σημαντικὴν χρονικὴν περίοδον ὅλα τὰ προβλήματα τῆς συναρμολογήσεως τοῦ συστήματος, τοῦ χειρισμοῦ του κατὰ στείρον τρόπον, τῆς φαρτίσεώς του διά πηγῆς ἐνεργείας, τῆς ἐνάρξεως τῆς λειτουργείας τῆς μηχανῆς, τῶν χειρουργικῶν μεθόδων ἐμφυτεύσεως καί τῆς In Vivo λειτουργίας.

Αὐτό τό ὅξυ In Vivo πείραμα ἐχορήγησεν ικανοποιητικὰ δεδομένα ἐπὶ τῆς καθόλου διαδικασίας τῆς ἐμφυτεύσεως, ἐκκινήσεως καί λειτουργίας του μέ διαφοράν φάσεως πρός τήν φυσικὴν καρδίαν. Περαιτέρω In Vivo δοκιμασίαι μέ τό σύστημα ἔχουν πραγματοποιηθῇ.

Ἐν συνόψει: In Vivo δοκιμασία (6 ὥρας) δηλώνει: (1) Λειτουργικὴ ικανότητα τοῦ ὅλου συστήματος (ὡς βοηθητικοῦ τῆς κυκλοφορίας).

(2) Συγχρονισμόν μέ τήν βιολογικὴν καρδίαν (μέ διαφοράν φάσεως).

(Τροποποιήσεις εἶναι ἐν ἐξελίξει ἕνα κατωρθωθῇ ἡ ὑξημένη).

(1) ἀπόδοσις

(2) πιστότης

(3) λειτουργικότης.

ΠΕΡΙΛΗΨΙΣ ΕΙΣ ΕΛΛΗΝΙΚΗΝ

Ἡ διατριβὴ περιγράφει τὸν τρόπον καὶ τὸ στάδιον ἀναπτύξεως (βιολογικῶς καὶ μηχανικῶς) τῆς καρδίας βοηθητικοῦ συστήματος.

In Vivo καὶ In Vitro πειράματα μέ Ὑποκατάστατον θερμικὸν σύστημα παρέσχον τὰς ἀπαραιτήτους πληροφορίας καὶ ἀπετέλεσαν τὸν πρόδρομον διὰ τὴν ἀνάπτυξιν καὶ ἐμφύτευσιν τοῦ πυρηνικοῦ συστήματος. Δοκιμαστικῶς τὸ πυρηνικὸ σύστημα ἔχει ἐμφυτευθεῖ εἰς ἀγελάδας. Ἡ πρώτη βραχεὶα ἐμφύτευσις (6 ὥρες) ἔχει δείξει συγχρονισμόν τοῦ πυρηνικοῦ συστήματος πρὸς τὴν βιολογικὴν ἀριστερὰν κοιλίαν καὶ τὴν δυνατότητα νὰ ἐργάζεται ὡς ἓνα βοηθητικὸ τῆς κυκλοφορίας σύστημα.

Ἐν συντομίᾳ, τὸ πυρηνικὸν σύστημα συνίσταται ἀπὸ δύο κυρίως τμήματα:

(1) Η - ΤΑΗ ἀντλία αἵματος, ἥτις λαμβάνει αἷμα ἀπὸ τὴν κορυφὴν τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας καὶ τὸ προωθεῖ εἰς τὴν κατιούσαν θωρακικὴν ἀορτὴν, εἶναι τοποθετημένη ἐπὶ τοῦ ἀριστεροῦ ἡμιδιαφράγματος. Ὁ θάλαμος ἀντλήσεως ἔχει ἐπιφανείαν δίκην χήκτρας (ίνίδια Dacron) καὶ διαθέτει εἰσόδον καὶ ἐξόδον τριγλώχινες βαλβίδες. Ἐπίσης, ἡ ἀντλία λειτουργεῖ ὡς δι' αἵματος ψυχόμενος θερμικὸς ἀνταλλαγεύς, ὡς πιέσεως-ὄγκου μετασχηματιστής, ὡς θέσεως ἀνιχνευτής (Hall φαινόμενον) διὰ τὸ σύστημα ἠλεκτρονικῆς λογικῆς καὶ ὡς σύστημα ἐνδοτικότητος.

(2) Πηγὴ ἰσχύος (συνισταμένη ἐκ τῆς κάψης τοῦ ^{238}Pu - καύσιμος ὕλη, τοῦ Παλιτροϊκοῦ Ἀναγεννητήρος (T.R.E.),

θερμοηλεκτρικής μονάδος και της ηλεκτρονικής λογικής) ή-
τι αναρτάται εις τόν τένοντα του ψοΐτου μυός, όπισθοπε-
ριτοναϊκώς.

Η της άριστεράς κοιλίας βοηθητική άντλία (LVAD) λει-
τουργεί υδραυλικώς υπό τήν ύψηλήν πίεσιν (1/100 Ίππου δυ-
ναμέως) του παλιρροϊκού αναγεννητήρος (T.R.E.).

Ο Παλιρροϊκός αναγεννητής (T.R.E.), χωρίς βαλβίδες ή
όλισθαινούσας δικλείδας, είναι ηλεκτρονικώς ελεγχόμενος,
και μετατρέπει τήν θερμοκρασίαν εκ διασπάσεως των 120 γραμ-
μαρίων ή 1.600 Curies του όξειδίου του 238 Pu (52 θερ-
μικά Watts) εις υδραυλικήν ενέργειαν διά τήν λειτουργίαν
της άντλίας του αίματος.

Η ισχύς προς άντλησιν αίματος είναι περίπου 10.000
φοράς μεγαλυτέρα της απαιτουμένης διά τήν λειτουργίαν πυ-
ρηνικού βηματοδότη. Διά τήν δημιουργίαν άτμου έντός της
μηχανής απαιτείται μόνον μία σταγών ύδατος (0.015 ml). Η
πίεσις της T.R.E. (τυπικώς 5 - 160 P.S.I.A.) ρυθμίζεται ύ-
πό ενός συνεχούς ρεύματος ηλεκτρικού κινητήρος ροπής. Τήν
ηλεκτρικήν ενέργειαν διά τόν άνιχνευτήν θέσεως της άντ-
λίας (Hall φαινόμενον), τό κύκλωμα της ηλεκτρονικής λο-
γικής και του κινητήρος ροπής, τήν περιέχει μία θερμοη-
λεκτρική μονάς (Thermoelectric Module) ή όποία παρεμβάλ-
λεται μεταξύ των μονάδων της ύψηλης και χαμηλής θερμικής
ένεργείας.

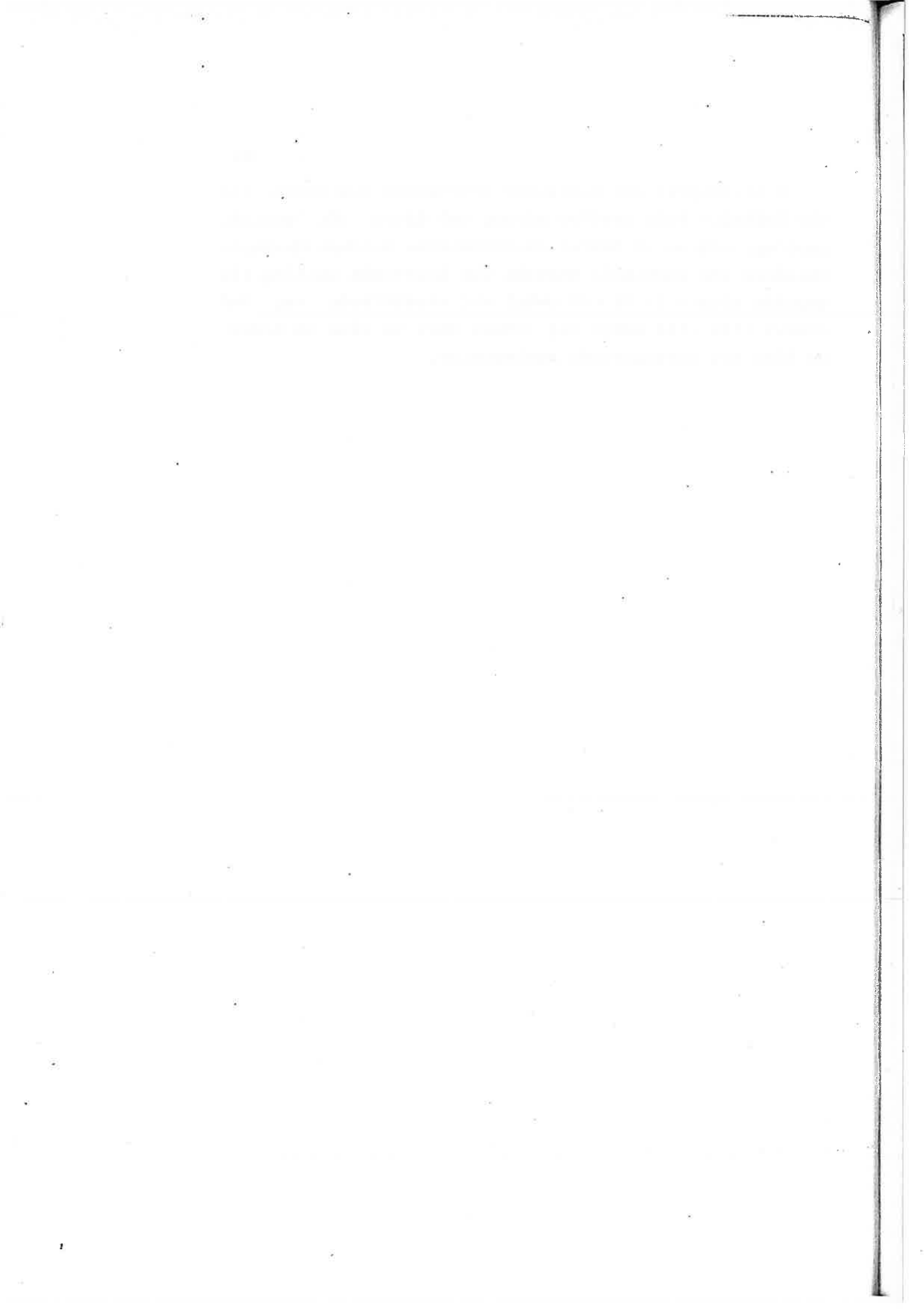
Ο χρόνος υποδιπλασιασμού της καυσίμου ύλης (238 Pu)
είναι = 89.0 έτη.

Η θεωρητική διάρκεια του πυρηνικού συστήματος είναι
περίπου 10 έτη.

Η θερμοκρασία της μηχανής (T.R.E.) έν λειτουργία εί-
ναι περίπου 900° F

Η απόδοσις της μηχανής (T.R.E.) πού έχει έπιτευχθή
είναι > 7 %.

Ἡ λειτουργία τοῦ πυρηνικοῦ συστήματος συνίσταται εἰς τὴν ἀνάληψιν ἐνός μεγάλου μέρους τοῦ ἔργου τῆς φυσικῆς καρδίας, πρᾶγμα τὸ ὁποῖον ἐπιτυγχάνεται διὰ ἀφαιρέσεως ὀλοκλήρου τῆς καρδιακῆς παροχῆς τῆς ἀριστερᾶς κοιλίας, εἰς χαμηλὴν πίεσιν ($\approx 30 - 40 \text{ mmHg}$) καὶ καταθλίψεώς της ὑπὸ πίεσιν ($120 - 130 \text{ mmHg}$) εἰς τρόπον ὥστε τὸ αἷμα νὰ ἀρδεύσῃ ὅλην τὴν συστηματικὴν κυκλοφορίαν.



SUMMARY

This thesis in short describes the development status (Biologically and mechanically) of the heart assist system. In vivo experiments with Simulated Thermal System provided the pertinent information for the development and implantation of the nuclear system. For testing the nuclear-powered circulatory assist system has been implanted in calves. The first short-term implant (6 Hours) has demonstrated synchronization of the system with the Biologic left ventricle and feasibility of working as a circulatory assist system.

In brief, the nuclear system consists of two modules: (1) H-TAH pump, accepting blood from the left ventricular apex and propeling it into the descending thoracic aorta, is positioned on the left hemidiaphragm. The pumping chamber has a Dacron flocked surface with inlet and outlet tricuspid valves. The pump also services as a blood-cooled heat exchanger, pressure - volume transformer, a position sensor (a Hall effect sensor provides control information) for the control logic and a compliance system; and (2) a power source (consisting of the ^{238}Pu fuel capsule, Tidal Regenerator Engine, thermoelectric module, and electronic logic) suspended from the left psoas tendon, retroperitoneally.

The left ventricular assist device (LVAD) is hydraulically driven by a high pressure output of the engine (up to 1/100 horsepower). The engine (Tidal Rige-

nerator Engine), without valves or sliding seals, is electronically controlled and converts the heat of fission of 120 grams or 1.600 curies of ^{238}Pu oxide (.52 thermal Watts) into hydraulic power for driving the blood pump. The blood pumping power is about 10.000 times that required to drive a pacemaker. The engine vaporization requires only 1 drop (0.015 ml) of water.

The TRE pressurization (typically from 5-160 psia) is controlled by an electromechanical actuator (torque motor) coupled to a displacer. The electrical power for the position sensor (Hall effect), electronic logic and actuator is provided by a thermoelectric module interposed between the superheater and the boiler. The T 1/2 of the fuel is 89.0 years. The projected design life to the nuclear system is 10 years. The engine operating temperature is 900°F . Engine efficiencies of $>7\%$ have been achieved.

The function of the implantable Plutonium-238 fueled heart assist system is to assume a large fraction of the work of the natural heart by removing the entire cardiac output of the left ventricle at low pressure and boosting it in pressure so that it can perfuse the systemic circulation.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Long, A.R.: Cardiovascular renal disease; report of a case of 3000 years ago. Arch. Path., 12:92, 1931.
2. Bruetsch, W.L.: The earliest record of sudden death possibly due to atherosclerotic coronary occlusion. Circulation, 20:438, 1959.
3. Norman, J.C.: Cardiac Surgery, 2nd Ed., Meredith Corporation, N.Y., 1967, P. 447.
4. Moore, D.F. in Norman J.C.: Cardiac Surgery, 2nd Ed., Meredith Corporation, N.Y., 1967, P. Xiii.
5. De Bakey, M.E. et al: Prospects for and Implications of the Artificial heart. Journal of Rehabilitation, March - April, 1966, Vol. XXXII, No 2, P. 106.
6. United States Department of Health, Education and Welfare: Vital Statistics of the United States, 1967, Washington, U.S. Government Printing Office, 1969.
7. Harmison L.T., Hastings F.W.: Artificial Heart Program, Artificial Heart Program Conference. Edited by R.J. Hegyeli. Washington, U.S. Government Printing Office, 1969, pp 1-2.
8. The Canada Year book, 1972:262, Published by the Dominion Bureau of Statistics, Ottawa 1972.
9. Sandberg G.W., Jr: Implantable Nuclear Power for an Artificial Heart: Studies of the effects of Intracorporeal Heat and Radiation. Thesis, Harvard Medical Faculty, April 1970, P. 2.
10. Eichwald, E.J.: Prosthesis versus transplants. Trans. Am. Soc. Artif. Inter. Organs 8:146-149, 1962.

11. Lower, R.R.: In Norman, J.C.: Cardiac Surgery, 2nd Ed., Meredith Corporation, N.Y., 1967, P.599.
12. Harken, D.E.: In Norman, J.C.: Cardiac Surgery, 2nd Ed., Meredith Corporation, N.Y., 1967, P.687.
13. Texas Heart Institute, Human Resources Committee, Meeting on May 15, 1973, P.2.
14. Harmison, L.T. and Hastings, F.W.: Artificial Heart Program Conference, Proceedings June 9-13, 1969, Washington D.C. by Hegyeli, R. (Ed).
15. Kolff, W.J., Mouloupoulos, S.D., Kwan-Gett, C.S. and Kralios, A.: Mechanical Assistance to the Circulation: The principle and the Methods. Progress in Cardiovascular Diseases, Vol. XII, No.3 (November) 1969.
16. Burchell, H., and Bernstein, E.: Saint - Christopher to the heart - assisted circulation. Editorial. Circulation 37:877, 1968.
17. Cooper, T., and Dempsey, P.: Assisted Circulation. Mod. Conc. Cardio. Diseases 37:101, 1968.
18. Sanders, H.J.: Artificial organs. Chem.Eng.News (April 5) 34, 1971.
19. Benson, G.M. and Christie, J.W.: Piezoelectric implantable energy converters. In R. Hegyeli (Ed) Proceedings of the First Artificial Heart Conference (Artificial Heart Program, National Heart Institute, National Institutes of Health, Washington, D.C., June 9-13, 1969), Washington, D.C.: U.S. Government Printing Office, 1969, P. 993.
20. Chambers, J.: Implantable energy system for a cardiac assist device. In R. Hegyeli (Ed.). op.cit., P.945.
21. Christie, J.W. and Benson, G.M.: Electromagnetic implantable energy conversion systems. In R. Hegyeli (Ed.), op. cit., P. 969.

22. Griffith, N.J. and Burns, W.H.: Development of electrohydraulic energy source to power and control circulatory assist devices. In R. Hegyeli (Ed.) op. cit., P. 953.
23. Heimlich, L.A., Knerr, P.D., Hanson, B., Colville, R., and Chalifoux, H.: High frequency piezoelectric motor pump for implanted energy conversion. In R. Hegyeli (Ed.), op. cit., P. 1011.
24. Smiley, P.C., O'Neill, C.G., Olander, W.W., and Creighton, J.C.: Development of a driver piezoelectric driver for an artificial left ventricle. In R. Hegyeli (Ed.), op. cit., P. 981.
25. Bleustein, M. and Huffman, F.N.: Development of a heat source for an implantable circulatory support power supply. In R. Hegyeli (Ed.), op. cit., P. 1037.
26. Buck, K.E.: Development of a modified Stirling cycle heat engine. In R. Hegyeli (Ed.), op. cit., P. 1069.
27. Harvey, R.J., Robinson, T.C., Bernhard, W.F., Norman, J.C., Van Someren, L., and La Farge, C.G.: Evaluation of the Rankine steam cycle as a power source for a portable artificial heart. In L.J. Fogel and F.W. George (Eds.), Proceedings of the Biomedical Engineering Symposium: Progress in Biomedical Engineering. Washington, D.C.: Spartan Books, 1967, P. 259.
28. Huffman, F.N., Robinson, T.G., and Kitrilakis, S.S.: Development status of an implantable Rankine - cycle circulatory support system. In R. Hegyeli (Ed.), op. cit., p. 1037.
29. Martini, W.F.: Development of the thermocompressor as the power source for an artificial heart. In R. Hegyeli (Ed.), op. cit., P. 1053.

30. Norman, J.C. et al: Current Concepts, Implantable Nuclear - Powered Cardiac Pacemakers. N.Engl.J.Med. 283:1203, November 26, 1970.
31. Sanders, C.A., et al: Mechanical Circulatory Assistance, Circulation, Vol. XLV, June, 1972.
32. Cooper and Lowell, T.Harmison: Transplantation Proceedings, Vol.III, No 4 (December) 1971, P.1497.
33. Gibbon, J.H.: Artificial maintenance of circulation during experimental occlusion of pulmonary artery. Arch.Surg. 34:1115, 1937.
35. Gibbon, J.H., Miller, B.J. and Fineberg, C.: An improved mechanical heart and lung apparatus: its use during open cardiectomy in experimental animals. Med.Clin.N.Amer., 37:1603, 1953.
34. Gibbon, J.H.: Application of a mechanical heart and lung apparatus to cardiac surgery, Minnesota Med., 37:171, 1954.
36. Demikhov, V.P.: Αναφέρεται υπό τοῦ Kolff, W.J.: An Artificial heart inside the body. Sci. Am. 213: :384, 1965.
37. Demikhov, V.P.: Experimental transplantation of vital organs. Consultants Bureau, 1962.
38. Salisbury, P.F.: Presidential address. Trans.Am.Soc. Artif. Intern. Organs, 3:37, 1957/1958.
39. Harken, D.E. αναφέρεται υπό τοῦ Kolff, W.J.: Artificial Organs in the Seventies. Vol.XVI Trans. Amer. Soc. Artif. Int. Organs, 1970, P.534.
- 39a. Harken, D.E.: International College of Cardiology Meeting, Brussels, Belgium, 1958.
- 39b. Claus, R.H., Birtwell, W.C., Albertain, G., Lunzer, S., Taylor, W.J. Forberg, A.F., and Harken, D.E.: Assisted Circulation. I. The Arterial Counter pulsator. J.Thoracic and Cardiovas, Surgery, 41 : :447, 1961.
40. Kusserow, B.K.: Permanently indwelling intracorporo-

- real blood pump to substitute for cardiac function. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs, 4:227, 1958/1959.
41. Kolff, W.J., Akutsu, T.: Permanent substitutes for valves and hearts. Trans. Am.Soc.Artif. Intern. Organs, 4:230, 1958/1959.
 42. Akutsu,T.: Artificial hearts:available types,BREST, A.N.: Heart Substitutes: 165, Published by Thomas C.C., Springfield U.S.A., 1966.
 43. Liotta, D., Taliani, T., Giffoniello, A.H.,et al:Artificial heart in the chest:Preliminary report. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 7 : 318, 1961.
 44. Morris, D.T., Couves, C.M.: Experiences with a sac-type artificial heart. Can. Med. Assoc.J. 105: :483, 1971.
 45. Affeld, K., Bucherl, E.S., Momnhaupt, R.: An artificial heart implanted in the abdominal wall. Trans. Am.Soc.Artif.Intern.Organs 17:464,1971.
 46. Knight, C.J., Julian, D.G., MacLodo, N., et al: An artificial heart with independently variable pulse parameters. Trans.Am.Soc.Artif.Intern.Organs 17:433, 1971.
 47. Atsumi, K., Hori, M., Ikeda, S., et al: Artificial heart incorporated in the chest. Trans. Am.Soc. Artif. Intern. Organs 9:292, 1963.
 48. Kolff, W.J.: Discussion. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 15:251, 1969.
 49. Norton S.H. ἀναφέρεται ὑπὸ τοῦ Kolff, W.J., Akutsu, T., Dryer, B.: Artificial heart in the chest and use of polyurethane for making hearts, valves, and aortas. Trans. Am. Soc. Artif.Intern.Organs . 5:298, 1959.

50. Kolff, W.J. αναφέρεται υπό του Akutsu, T., Houston, C.S., Kolff, W.J.: Artificial hearts inside the chest, using small electro-motors. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 6:2-302, 1960.
51. Kolff, W.J. αναφέρεται υπό του Akutsu, T., Seidel, W., Mirkovitch, V., et al: An electro-motor driven pendulum-type artificial heart inside the chest. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 7:373, 1961.
52. Seidel, W., Akutsu, T., Mirkovitch, V. et al: Air-driven artificial hearts inside the chest. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 7:378, 1961.
53. Akutsu, T., Mirkovitch, V., Topaz, S.R., et al: Silastic sac-type of artificial heart and its use in calves. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 9:281, 1963.
54. Akutsu, T., Topaz, S.R., Mirkovitch, V., et al: Problems in calf lungs immediately after implantation of an artificial heart. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 10:162, 1964.
55. Akutsu, T., Mirkovitch, V., Topaz, S.R.: A sac type of artificial heart inside the chest of dogs. J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 47:No.4, 512, 1964.
56. Akutsu, T., Chaptal, P.A., Agrawal, G. et al: Compact prosthetic total heart. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 12:288, 1966.
57. Akutsu, T., Mirkovitch, V., Topaz, S.R. et al: Apneumatically driven sac type of intrathoracic artificial heart. Circulation 29:86, 1964.
- 57a. Norton, S.H., Akutsu, T., Kolff, W.J.: Artificial heart with anti-vacuum Bellows. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 8:131, 1962.
58. DeBakey, M.E., Hall, C.W.: Towards the artificial heart: New Scientist 22, 1964.
59. Hall, C.W., Akers, W.W., O'Bannon, W. et al: Intraventricular artificial heart. Trans. Am. Soc.

Artif. Intern. Organs 11:263, 1965.

60. DeBakey, M.E., Liotta, D., Hall, C.W.: Left - heart bypass using an implantable blood pump. Mechanical Devices to Assist the Failing Heart, ch. 18, Published by the National Academy of Sciences-National Research Council, Washington D.C., 1966.
- 60a. Hall, C.W., Liotta, D., Shenly, W. et al: Development of artificial intrathoracic circulatory pumps. Am. J. Surg. 108, 1964.
61. Saxton, G.A., Jr., Andrews, C.B.: An ideal heart pump with hydrodynamic characteristics analogous to the mamalian heart. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 6:288, 1960.
62. Hastings, F.W., Potter, W.H., Holter, J.W.: Artificial intracorporeal heart: Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 7:323, 1960.
63. Kimoto, S., Atsumi, K., Sakurai, Y. et al: Studies on the artificial heart driven with controlled gas pressure device on the pressure generator for general use. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 10:66, 1964.
64. Loehr, M.L., Kosch, W.F.III, Singer, M. et al: The piezoelectric artificial heart. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 10:147, 1964.
65. Barila, T.G., Nunn, D.B., Woodward, K.E.: A blood pump powered and controlled by a fluid applification system. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 8:30, 1962.
- 65a. Woodward, K.E., Straub, H., Nose, Y. et al: An intrathoracic artificial heart controlled by fluid amplifiers. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 12:294, 1966.
66. Castaneda, A., Bernstein, E.F., Gleason, L. et al : Further in vitro evaluation of the army heart

- pump. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 10: 57, 1964.
67. Burns, W.H., Loubier, R., Bergstedt, R.: The development of an electrohydraulic implantable artificial heart. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 11:265, 1965.
68. Burns, W.H., Shumacher, H.B.Jr.: Implantable mechanical cardiac substitute. J. Cardiovas. Surg. 9, No. 1:17, 1968.
69. Burns, W.H., Loubier, R.J., Farlow, J.M.: The development of an intrapericardial cardiac replacement. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 12: 272, 1966.
70. Burns, W.H., Shumacker, H.B., Loubier, R.J.: The totally implantable mechanical heart-an appraisal of feasibility. Ann.Surg.164,No.3:445, 1966.
71. Pierce, W.S., Burney, R.G., Boyer, M.H. et al: Problems encountered in experiments during the development of our artificial intrathoracic heart. Trans.Am.Soc.Artif.Intern.Organs 8:118,1962.
72. Hiller, K.W., Seidel, W., Kolff, W.J.:A servomechanism to drive an artificial heart inside the chest. Trans.Am.Soc.Artif.Intern.Organs 8:125,1962.
73. Kolff, W.J., Miller, K., Seidel, W. et al: Results obtained with artificial hearts driven by the N.A.S.A. servomechanism and the pathologic physiology of artificial hearts. Trans.Am.Soc. Artif. Intern. Organs 8:135, 1962.
74. Burney, R.G., Pierce, W.S., Williams, K.R. et al : Studies on an artificial heart controlled by a venous pressure servomechanism.Trans.Am.Soc.Artif. Intern. Organs 9:299, 1963.
75. Hastings, F.W., Holter, J.W., Potter, W.H.: A progress report on the development of a synthetic intracorporeal blood pump. Trans. Am. Soc. Ar-

- tif. Intern. Organs 8:116, 1962.
76. Nosé, Y., Kolff, W.J.: Some experiences with artificial hearts inside the chest, driven with a simple inexpensive servo - system. J.Cardiovasc. Surg. 9, No. 1:22, 1968.
 77. Nosé, Y., Sarin, C.L., Klain, M. et al: Elimination of some problems encountered in total replacement of the heart with an intrathoracic mechanical pump: venous return. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 12:301, 1966.
 78. Wildevuur, C.R.H., Mrava, G.L., Crosby, M.J. et al: An artificial heart sensitive to atrial volume. Trans.Am.Soc.Artif.Intern.Organs 14:276, 1968.
 79. Liotta, D., Hall, C.W., Cooley, D.A. et al:Prolonged ventricular bypass with intrathoracic pumps. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs. 10 : 154, 1964.
 80. Hall, C.W., Liotta, D., DeBakey, M.E.:Bioengineering efforts in developing artificial hearts and assistors. Am. J. Surg. 114, No. 1:24, 1967.
 81. Bernhard W.F., LaFarge C.Cr., Kitrilakis, S., Robinson T.: Development and Evaluation of a Left Ventricular-Aortic Assist Device (Artificial Heart Program Conference: Proceedings Washington, D.C., June 9-13, 1969). Washington, D.C., Government Printing Office 1969, p. 559.
 82. Akers, W.W., O'Bannon, W., Hall, C.W. et al: Design and operation of a paracorporeal bypass pump. Trans.Am.Soc.Artif.Intern.Organs 12:86, 1966.
 83. Liotta, D., Hall, C.W., Villanueva, A. et al:A pseudoendocardium for implantable blood pumps.Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 12:129, 1966.
 84. DeBakey, M.E., Hall, C.W., Hellums, J.D., et al:Orthotopic cardiac prosthesis: Preliminary experiments on animals with biventricular artificial-

al heart. Cardiovascular Research Centre Bulletin: April - June 1969.

85. Cooley, D.: First human implantation of cardiac prosthesis for staged total replacement of the heart. Trans.Am.Soc.Artif.Intern.Organs 15:252, 1969.
86. Kawai, J.: Discussion, manuscript No. 70. Trans.Am. Soc. Artif. Intern. Organs 17:446, 1971.
87. Takano, H., Takagi, H., Turner, M.D. et al: Problems in total artificial heart. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 17:449, 1971.
88. Kwan-Gett, C.S., Backman, D.K., Donovan, F.M. et al: Artificial heart with hemispherical ventricles II and disseminated intravascular coagulation. Trans.Am.Soc.Artif.Intern.Organs 17:474, 1971.
89. Ross, J.N.Jr., Akers, W.W., O'Bannon, W. et al: Problems encountered during the development and implantation of the Baylor-Rice orthotopic cardiac prosthesis. Trans.Am.Soc.Artif.Intern.Organs 18:168, 1972.
90. Kawai, J., Donovan, F.M., Peters, J.L. et al: New Problems with the artificial heart and prolonged survival. Abstracts of the American Society for Artificial Internal Organs 24, 1972.
91. Takagi, H., Takano, H., Henson, E.C. et al: Long-term survivals in total artificial heart and evaluation of our device. Abstracts of the American Society for Artificial Internal Organs 1:51, 1972.
92. Kawai, J., Peters, J., Donovan, F. et al: Implantation of a total artificial heart in calves under hypothermia with 10 day survival. J.Thorac. Cardiovasc. Surg. 64, No. 1:45, 1972.
93. Akutsu, T., Topaz, S.R., Sen Gupta, A. et al: A composite experimental artificial heart. Surgery 59, No. 5:817, 1966.

94. Akutsu, T., Takagi, H., Takano, H.: Total artificial hearts with built-in valves. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 16:392, 1970.
95. Kwan-Gett, C.S., Zwart, H.H.J., Kralios, A.C. et al: A prosthetic heart with hemispherical ventricles designed for low hemolytic action. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 16:409, 1970.
96. DeVries, W.C., Kwan-Gett, C.S., Kolff, W.J.: Consumptive coagulopathy, shock, and the artificial heart. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 16:29, 1970.
97. Kwan-Gett, C.S., Oros, R., Nosé, Y.: Detection of thrombogenic areas in artificial hearts. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 13:313, 1967.
98. Nosé, Y., Crosby, M., Woodward, K. et al: Respect the integrity of the large veins and Starlings Law. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 13:273, 1967.
99. Kwan-Gett, C.S., Wu, Y., Collan, R. et al: Total replacement artificial heart and driving system with inherent regulation of cardiac output. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 15:245, 1969.
100. Kwan-Gett, C.S., Crosby, M.J., Schoenberg, A. et al: Control systems for artificial hearts. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 14:284, 1968.
101. Norman, J.C., Covelli, V.H., Bernhard, W.F. et al: An implantable nuclear fuel capsule for an artificial heart. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs, 14:204, 1968.
102. Sandberg, G.W. Jr., Huffman, F.N., Norman, J.C.: Implantable nuclear power sources for artificial organs: 1. Physiologic monitoring and pathologic effects. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 14:172, 1970.

103. Mott, W.E., Cole, D.W.Jr.: Development of a nuclear -powered artificial heart. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 18:152, 1972.
104. Lafarge, C.G., Carr, J.G., Coleman, S.J. et al: Hemodynamic studies during prolonged mechanical circulatory support. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 18:186, 1972.
105. Klain, M., Mrava, G.L., Tajima, K. et al.: Can we achieve over 100 hours survival with a total mechanical heart? Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 18:437, 1971.
106. Hershygold, E.J., Kwan-Gett, C.S., Kawai, J. et al: Hemostasis, coagulation and the total artificial heart. Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs 18:181, 1972.
107. Cooper, T., Dempsey, P.J.: Assisted circulation: I. Mod. Conc. Cardiovasc., Dis. 37:5, 1968.
108. Sanders, C.A., Buckley, M.J., Leinbach, R.C., Mundth, E.D., and Austen, G.W.: Mechanical Circulatory Assistance. Circulation, Vol. XLV, June, 1972.
109. Conference Proceedings on Mechanical Devices to Assist the Failing Heart. Washington, D.C., National Academy of Science, 1966.
110. Kouwenhoven, W., Jude, J., and Knickerbocker, G. : Closed chest cardiac massage. J.A.M.A. 173:1064, 1960.
111. Soroff, H., Ruiz, U., Birtwell, W., Deterling, R., and Collings, J.: Synchronous external circulatory assistance in mechanical devices to assist the failing heart. Proc. Nat. Acad. Sci.U.S.A., 1966.
112. Soroff, H., Birtwell, W., Levine, H., Bellas, A., and Deterling, R.: Effect of counterpulsation upon the myocardial oxygen consumption and heart work. Surg. Forum 13:174, 1962.

113. Dennis, C.: External counterpulsation as a means to reduce the work of the left ventricle in mechanical devices to assist the failing heart. *Proc. Nat. Acad. Sci. U.S.A.*, 1966.
114. Soroff, H., Ruiz, U., Birtwell, W., Deterling, R., and Collins, J.: Synchronous external circulatory assistance. In: *Mechanical Devices to Assist the Failing Heart*. Washington, D.C., National Academy. Science, 1966.
115. Birtwell, W., Ruiz, U., Soroff, H., DesMarais, D., and Deterling, T.: Technical considerations in the design of a chemical system for external left ventricular assist. *Trans. Amer. Soc. Artif. Intern. Organs* 14:304, 1968.
116. Hall, W.C.: Personal communication. (Kolff, W. and Hall, W.C.)
117. Birtwell, W., Soroff, H., Sachs, B., Levine, H., and Deterling, R.: Assisted circulation. The use of the lungs as a pump. A method for assisting pulmonary blood flow by varying airway pressure synchronously with the EKG. *Trans. Amer. Soc. Artif. Intern. Organs* 9:192, 1963.
118. Salisbury, P., Cross, C., Rieben, P., and Lewin, R.: Comparison of two types of mechanical assistance in experimental heart failure. *Circ. Res.* 8: 431, 1960.
119. Dennis, C., Hall, C.P., Moreno, J.R. and Senning, A.: Atrial septal puncture for total left heart bypass. *Acta Chir. Scand.* 123:267, 1962.
120. Zwart, H.J.: Complete left heart bypass without thoracotomy. Thesis. Amsterdam, S.O.L. Offset, 1966.
121. Harkan, D.: International College of Cardiology Meeting. Brussels, 1958.
122. Jacobey, J., and Craddock, L.: Treatment of coronary occlusion by counterpulsation. Paper read

- at World Congress of Cardiology, New Delhi, 1966.
123. Sugimoto, T., Sagawa, V., and Guyton, A.: Coronary pressure and cardiac performance. *Jap. Heart J.* 9:46, 1968.
124. Anthopoulos, L., Kralios, A. and Mouloupoulos, S. : Electrical fibrillation threshold and function curves of the left ventricle. Paper read at 5th European Congress of Cardiology, Sept., 1968.
125. Schramel, R., Keller, C., Human, A., and Creech, O.: Further observations on veno-venous pumping in mechanical devices to assist the failing heart. *Proc. Nat. Acad. Sci. U.S.A.*, 1966.
126. Hanlon, C.: Arterio-arterial perfusion with oxygenator in mechanical devices to assist the failing heart. *Proc. Nat. Acad. Sci. U.S.A.*, 1966.
127. LeFarge, C., Bernhard, W., Robinson, T., Kitrilakis, S., Yn, I., and Shirahige, K.: Physiological consequences of acutely and chronically implanted left ventricular assist devices. *Trans. Amer. Soc. Artif. Intern. Organs* 15:316, 1968.
128. Pierce, W., Turner, M., Boretos, J., Metz, J., Nolan, S., and Morrow, A.: Mechanical left ventricular assistance; experimental studies using an implantable roller pump. *Trans. Amer. Soc. Artif. Intern. Organs* 13:299, 1967.
129. DeBakey, M., Liotta, D., and H.W.: Left heart bypass using an implant blood pump. In: *Mechanical Devices Assist the Failing Heart*. Washington, D. C., National Academy of Science, 1966.
130. Akutsu, T., Takagi, H., Cheng, W., Hardy, J.D., and Farish, C.D.: Complete atrialization of left ventricle with a new heart assist pump. *Trans. Amer. Artif. Intern. Organs* 14:323, 1968.
131. Tjønneland, S., Okura, T., and Kantrowitz, A.: He-

- modynamic studies with newly designed auxiliary ventricle in dogs. Trans. Amer. Soc. Artif. Intern. Organs 8:306, 1967.
132. Kolobow, T., and Bowman, R.: Biventricular cardiac assistance energized by suction actuated recoil of a single constricting rubber ventricle. Trans. Amer. Soc. Artif. Intern. Organs 11:57, 1965.
 133. Anstadt, G., Blakemor, W., and Baue, A.: A new instrument for prolonged mechanical cardiac massage. Circulation 32:supp.:43, 1965.
 134. Anstadt, G., and Britz, W.: Continued studies in prolonged circulatory support by direct mechanical ventricular assistance. Trans. Amer. Soc. Artif. Intern. Organs 14:297, 1968.
 135. Rassman, W., and Lillehei, C.: Long-term maintenance of total or assisted cardiac function by means of an intracorporeal cardiac compressor. Trans. Amer. Soc. Artif. Intern. Organs 13 : 86, 1967.
 136. Mouloupoulos, S., Topaz, S., and Kolff, W.: Extracorporeal assistance to the circulation. Trans. Amer. Artif. Intern. Organs 8:85, 1962.
 137. Mouloupoulos, S., Topaz, S. and Kolff, W.: Diastolic balloon pumping with CO₂ in the aorta. Mechanical assistance to the circulation. Amer. Heart, J. 63:669, 1962.
 138. Kantrowitz, A., Tjønne land, S., Krakauer, J., Butner, A., Phillips, S., Yahr, W., Shapiro, M., Freed, P., Jaron, D., and Sherman, J.: Clinical experience with cardiac assistance by means of intra-aortic phashift balloon pumping. Trans. Amer. Soc. Artif. Intern. Organs 14:344, 1968.
 139. Wildevuur, C., Mouloupoulos, S., Kolff, J., and Crosby, M.: A physiologic approach to assist the circulation. Physiologist 10, 1967.

140. , JH, Jr: Application of a mechanical heart and lung apparatus to cardiac surgery. Minn. Med. 37:171, 1954.
141. Rosselot, E., Gold, H., Vyden, JK, Goldman, A., Lang, T-W, Corbay, E.: Venoarterial pulsatile circulatory assist in the treatment of resistant ventricular fibrillation. Amer. J. Cardiol. 27:46, 1971.
142. Bramson ML, Hill, JD, Osborn JJ, Gerbode, F.: Partial veno-arterial perfusion with membrane oxygenation and diastolic augmentation. Trans. Amer. Soc. Artif. Intern. Organs 15:412, 1969.
143. Dennis, C., Hall, DP, Moreno JR, Senning, A.: Left atrial cannulation without thoracotomy for total left heart bypass. Acta. Chir. Scand. 123:267, 1962.
144. DeBaakey, ME, Liotta, D., Hall, CW: Left heart bypass using an implantable blood pump. In Mechanical Devices to Assist the Failing Heart. Washington, D.C., National Academy of Sciences, 1966, P. 223.
145. Zwart, HHJ, Kralios, A., Kwan-Gett, C., Backman, DK, Foote, JL, Andrade JD, Calton, FM, Schoonmaker, F., Kolff WJ: First clinical application of transarterial closed chest left ventricular (TaCLV) bypass. Trans. Amer. Soc. Artif. Intern. Organs 16:386, 1970.
146. Bernhard W.F., LaFarge, C.G., Husain M., Yamamura N., Robinson, T.C.: Physiologic observations during partial and total left heart bypass. J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 60:807, 1970.
147. Clauss, RH, Birtwell, WC, Albertal, G., Lunzer, S., Taylor, WJ, Fosberg, AM, Harken DE: Assisted circulation: I. Arterial counterpulsator. J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 41:447, 1961.

148. Soroff HS, Levine, HJ, Sachs BF, Birtwell WC, De-terling RA: Assisted circulation: II. Effects of counterpulsation on left ventricular oxygen consumption and hemodynamics circulation 27:722, 1963.
149. Watkins DH, Callaghan PB: Postsystolic myocardial augmentation. Arch. Surg. (Chicago) 90:544, 1965.
150. Jacoby, JA, Craddock LD, Wolf PS, Beckwitt HJ: Clinical experience with counterpulsation in coronary artery disease. J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 56:846, 1968.
151. Mouloupoulos SD, Topaz S, Kolff WJ: Diastolic balloon pumping (with carbon dioxide) in the aorta: Mechanical assistance to the failing circulation. Amer. Heart J. 63:669, 1962.
152. Kantrowitz, A, Tjønne land S, Freed PS, Phillips SJ, Butner, AN, Sherman JL, Jr: Initial clinical experience with intra-aortic balloon pumping in cardiogenic shock. JAMA 203:113, 1968.
153. Buckley, MJ, Leinbach RC, Kastor, JA, Lar JD, Kantrowitz AR, Madras PN, Sander, CA, Austen WG: Hemodynamic evaluation of intra-aortic balloon pumping in man. Circulation 41 (Suppl. II): II-130, 1970.
154. Bregman, D., Kripke DC, Cohen MN, Laniado S, Goetz RH: Clinical experience with the unidirectional dual-chambered intra-aortic balloon assist. Circulation 43 (suppl I): I-82, 1971.
155. Hood WB Jr, Joison J, Kumar R, Norman JC, Tuberg JV, Urschel CW: Experimental myocardial infarction: VII. Effects of intra-aortic balloon pump counterpulsation on cardiac performance in intact conscious dogs with left ventricular failure due to coronary insufficiency. Cardiovasc. Res. 5: : 103, 1971.

156. Sugg, WL, Webb WR, Ecker RR: Reduction of extent of myocardial infarction by counterpulsation. Ann. Thorac. Surg. 7:310, 1969.
157. Madras PN, Laird JD, Iatridis E., Kantrowitz, AR, Buckley MJ, Austen WG: Effects of prolonged intra-aortic balloon pumping. Trans. Amer. Soc. Artif. Organs 15:400, 1969.
158. Ruiz, U, Soroff HS, Birtwell WC, Deterling RA, JR.: External synchronous assisted circulation: Experimental and clinical evaluation. Surg. Forum 19:127, 1968.
159. Soroff HS, Birtwell WC, Giron F, Collins JA, Deterling RA JR: Support of systemic circulation and left ventricular assist by synchronous pulsation of extramural pressure. Surg. Forum 16:148, 1965.
160. Cohen LS, Mullins CB, Mitchell JH: Sequenced external counterpulsation and intra-aortic balloon pumping in cardiogenic shock. Circulation 42 (suppl III): III-81, 1970.
161. Arntzenius AC, Koops J, Rodrigo FA, Elsbach H, Brummelen AGW: Circulatory effects of body acceleration given synchronously with the heart beat (BASH): Ballistocardiography and cardiovascular therapy. Bibl. Cardiol. 26:180, 1970.
162. Kolobow T., Bowman RL: Biventricular cardiac assistance energized by suction actuated coil of a single constricting rubber ventricle. Trans. Amer. Soc. Artif. Intern. Organs 11:57, 1965.
163. Bencini A., Parolo LP: The pneumomassage of the heart. Surgery 39:375, 1956.
164. Anstadt, GL, Schiff, P, Baus, A.E.: Prolonged circulatory support by direct mechanical ventricular assistance. Trans. Amer. Soc. Artif. Intern. Organs 12:72, 1966.

165. Molokhia, F.A., Ponn, R.B., Robinson W.J., Asimacopoulos, P.J. and Normal, J.C.: A method of augmenting Coronary perfusion during internal Cardiac massage. Chest, Vol.62, Novem. 1972, P.610.
166. Malachuk, P., Holleck G, McGovern, F, Devarakonda, R: Parametric studies of the implantable fuel cell. Seventh Intersociety Energy Conversion Engineering Conference Proceedings 727, 1972.
167. Lahoda J, Liu, CC, Wingard LB: Electrochemical Evaluation of the Activity of Glucose Oxidase Immobilized by Various Methods. Seventh Intersociety Energy Conversion Engineering Conference Proceedings 740, 1972.
168. Farim FW, Huffman FN: Performance of a Tuned Ferrite Core Transcutaneous Transformer. IEEE Trans, on Bio-Medical Eng., BME 18:352, 1971.
169. Heimlich LA, Christiansen FH: Energy Transmission through the Intact Skin, chap. 79. In, Artificial Heart Program Conference Proceeding (Hegyesi RJ, ed). Washington, D.C., U.S. Government Printing Office, 1969.
170. Newgard, PM, Eilers, GJ: Skin Transformer and Power Conditioning Components, chap. 78. In, Artificial Heart Program Conference Proceedings (Hegyesi RJ, ed) Washington, D.C., U.S. Government Printing Office, 1969.
171. Norman, JC, LaFarge CG, Harvey RJ, Robinson T.C, Van Someren L, Bernhard WF: Heat Dissipation: A Common Denominator of Implantable Power Source for Cardiac Prostheses. Surgical Forum 17:162, 1966.
172. Norman JC, Covelli VH, Bernhard WF, Spira, J: An implantable Nuclear Fuel Capsule for an Artificial Heart. Trans. Amer. Soc. Artificial Internal Organs 14:204, 1968.

173. Sandberg G.W.: Implantable Nuclear Power for an Artificial Heart: Studies of the Effects of Intracorporeal Heat and Radiation. Thesis, Harvard Medical School, 1970.
174. Powell RS: Electric Energy Systems for Artificial Hearts. Third National Conference on Electronics in Medicine, April 13-15, 1971, Boston.
175. Hamlen RP, Siwek EG, Rampel G, Weshsler LD: Internal Energy Storage for Circulatory Assist Devices, chap. 86. In, Artificial Heart Program Conference Proceedings (Hegyeli RJ, ed). Washington, D.C., U.S. Government Printing Office, 1969.
176. Miller RA, Glanfield EJ: Development of an Electrical Energy Storage System for Use with a Circulatory Assist Device, chap. 87. In, Artificial Heart program Conference Proceedings (Hegyeli RJ, ed). Washington, D.C., U.S. Government Printing Office, 1969.
177. Bluestein, M., Huffman F.N: Development of a Heat Source for an Implantable Circulatory Support Power Supply, chap. 88. In, Artificial Heart Program Conference Proceedings (Hegyeli RJ, ed.) Washington, D.C., U.S. Government Printing Office, 1969.
178. Giner, J, Holleck GL, Turchan N, Fragala R: An implantable Fuel Cell to Power an Artificial Heart. Sixth Intersociety Energy Conversion Engineering Conference Proceedings 256, 1971.
179. Newgard PM, Woodbury JR, Harmison LT: Implantable Electrical Power and Control System for Artificial Hearts. Seventh Intersociety Energy Conversion Engineering Conference Proceedings 799, 1972.
180. Griffith NJ, Burns WH: Development of an Electrohydraulic Energy Source to Power and Control Cir-

- culatory Assist Devices, chap. 81. In, Artificial Heart Program Conference Proceedings (Hegyeli RJ, ed.) Washington D.C., U.S. Government Printing Office, 1969.
181. Chambers J: Implantable Energy System for a Cardiac Assist Device, chap. 80. In, Artificial Heart Program Conference Proceedings (Hegyeli RJ, ed). Washington, D.C., U.S. Government Printing Office, 1969.
 182. Smiley, P, O'Neill CG: Development of an Implantable, Low-Frequency Piezoelectric Driver for an Artificial Heart. Seventh Intersociety Energy Conversion Engineering Conference Proceedings 778, 1972.
 183. Benson GM, Christie JW: Piezoelectric Implantable Energy Converters, chap. 84. In, Artificial Heart Program Conference Proceedings (Hegyeli RJ, ed). Washington, D.C., U.S. Government Printing Office, 1969.
 184. Portner PM, Jassawalla JS, LaForge DH: An Implantable Controlled Solenoid Energy System for Driving an Artificial Heart. Seventh Intersociety Energy Conversion Engineering Conference Proceedings 784, 1972.
 185. Raag V: Review of Thermoelectric Conversion in Micro/Milli-Watt Power Range for Bio-Medical Applications. Sixth Intersociety Energy Conversion Engineering Conference Proceedings 245, 1971.
 186. Altiers FD, Judrick JA: Implantable Electrical Power Source for an Artificial Heart System. Trans. of the American Nuclear Society 13:505
 187. Huffman FN, Coleman SJ, Bornhorst WJ, Harmison LT: A Nuclear Powered Vapor Cycle Heart Assist System. Sixth Intersociety Energy Conversion Engineering Conference Proceedings 277, 1971.

188. Huffman FN, Hagen KG, Ruggles AE, Harmison LT: Performance of a Nuclear-Fueled Circulatory Assist System Utilizing a Tidal Regenerator Engine. Seventh Intersociety Energy Conversion Engineering Conference Proceedings 771, 1972.
189. Blair MG, Purdy DL: Preliminary Developments of an Implanted Rankine Steam Conversion System for Circulatory Support. Sixth Intersociety Energy Conversion Engineering Conference Proceedings, 299, 1971.
190. Riggle P, Noble JE, Emigh SG, Martini WR, Harmison LT: Development of a Stirling Engine Power Source for Artificial Heart Applications: A Program Review. Sixth Intersociety Energy Conversion Engineering Conference Proceedings 288, 1971.
191. Martini WR, Riggle P, Harmison LT: A Radioisotope fueled Stirling Engine Artificial Heart Power System. McDonnell Douglas Astronautics Company (MDAC) Paper WD 1421, 1971. (Richland, Washington).
192. Riggle P, Noble J, Emigh SG, Martini WR: Development of a Stirling Engine Power Source for Artificial Heart Applications: A program Review. MDAC Paper WD 1610, 1971.
193. Watrous JD, Smith TH, Greenborg J, Andelin RL: A Radioisotope Heat Source for Artificial Heart Heat Engines. MDAC Paper WD 1610, 1971.
194. Peterson GH, Kessler AG, Thorne GH, Clark RR, Wood OL: All Fluid Control System to Couple a Stirling Engine Gas Compressor to a Left Ventricular Assist Device, chap. 92. In, Artificial Heart Program Conference Proceedings (Hegyeli RJ, ed). Washington, D.C., U.S. Government Printing Office, 1969.
195. Huffman FN, Harmison LT, Whalen RL, Borhnorst WJ,

- Molokhia FA, Norman JC: A Direct Actuation Left Ventricular Assist Device (LVAD) suitable for Integrating into a Totally Implantable System. Clinical Research, 19:710, 1971.
196. LaFarge CG, Bankole M, Bernhard WF: Physiological Evaluation of Chronic Right Ventricular Bypass. Circulation (Suppl.) 43 and 44:1 - 90 and 1 - 95, 1971.
 197. Bernhard WF, Bankole MA, LaFarge CG, Bornhorst W., Frieze S, Curtis GW: Development of an Experimental Model for Functional Cardiac Replacement. Surgery 70:205, 1971.
 198. Robinson TC, Harvey RJ, Van Someren L, LaFarge CG, Bernhard WF, Norman JC: Determination of Blood Pumping Power Requirements for an Artificial Heart. Biomedical Engineering Symp., 243, 1966.
 199. Sandberg GW, Huffman FN, Norman JC: Implantable Nuclear Power Sources for Artificial Organs: I. Physiologic Monitoring and Pathologic Effects. Trans. ASAIO 16:172, 1970.
 200. Sandberg GW, Huffman FN, Norman JC: Experimental Observations of Intracorporeal Strontium 90 - Americium 241 Beryllium Sources Simulating Radiation Fields from Nuclear - Powered Artificial Hearts. Annals of Thoracic Surgery 9:401, 1970.
 201. Ponn RB, Molokhia FA, Huffman FN, Curtis GW, Norman JC: Abdominal Implants of Strontium 90 - Americium 241/Beryllium Sources. Archives of Surgery 103:701, 1971.
 202. Sandberg GW, Huffman FN, Molokhia FA, Ponn RB, Norman JC: Studies of Long-Term Effects of Implanted Discrete Heat and Radiation Sources in Dogs and Primates. National Conference on Research Animals in Medicine Proceedings, National Heart

an Lung Institute, Washington, D.C., January 28-30, 1972.

203. Smith ML, Greenborg J, Smith TH, Fuqua PA: Standards for Prosthetic Devices Containing Radionuclide Power Sources. Medical Research 10 No.5:9, 1972.
204. Ellis, H.: Clinical Anatomy, Blackwell scientific publications, Oxford 3rd Ed. 1966.
205. Gardner, E., Gray, D.J., O'Rahilly, R.: Anatomy, 3rd Ed., W.B. Saunders Co. 1969.
206. Whalen, R.L., Jeffery, D.L., Asimacopoulos, P.J. and Norman, J.C.: Chronic Intracorporeal heat studies in Calves. Trans. Amer. Soc. Art. Inter. Organ. Vol XX, 1974.
207. Guyton, A.C., Basic Human Physiology: Normal Function and mechanisms of disease, W.B., Saunders Co., 1971.
208. Burton, A.C.: Physiology and Biophysics of the circulation, 2nd Ed. Year book Medical Publishers Incor., 1972.
209. Osgood, E.E., Aebersold P.C. and Packham E.A.: "Studies of the Effects of Million Volt Roentgen Rays. 200 Kilovolt Roentgen Rays. Radioactive Phosphorus and Neutron Rays by the Manou Culture Technique" Am.J.Med.Sci. 204:372, 1942.
210. Bender M.A. and Prescott D.M.: "DNA synthesis and Mitosis in Cultures of Human Peripheral Leukocytes" Exp. Cell. Res. 27:221, 1962.
211. Cooper, E.H., Barkham, P. and Hale, A.J.: "Mitogenic Activity of Phytohemagglutinin", Lancet 2: 210, 1961.
212. Carstairs, K.: "The Human Small Lymphocyte: Its Possible Pluripotential Quality", Lancet 1:829, 1962.
213. MacKinney A.A.Jr., Stohlman F.Jr., and Brecher, L.: "The Kinetics of Cell Proliferation in Cultures of Human Peripheral blood", Blood 19:349, 1962.

214. Conen, P.E., Bell A.G. and Aspin N.: "Chromosomal Aberration in an Infant Following the Use of Diagnostic X-Rays" *Pediatrics*, 31:72, 1963.
215. Asimacopoulos, P.J., Molokhia, F.A., Ponn, R.B., Sise, H.S., and Norman J.C.: Failure of local irradiation to affect splenic venous AHF activity: Indirect evidence implicating the R-E cells as the cellular site of synthesis. *Clinical Research XVII (No.4):683*, 1970.
216. Muller, H.J.: *Elc Stern C.: Principles of human genetics*, 2nd Ed. W.H. Freeman and Co. 1973, P.33.
217. Heddle, J.A.: Radiation-induced chromosome aberrations in man: a possible biological dosimeter. *Pathology society symposium, Federation Proceedings*, Vol. 28, No.6, Nov-Decem., 1969, U.S.A.
218. Seaborg, G., T. and Fritsch, A.R.: *Synthetic Elements*. *Sci. Am.* 208:68, 1963.
219. Seaborg, G., T.: *The Transuranium Elements*. Yale University Press, New Haven, Connecticut, 06511, U.S.A., P.328, 1958.
220. Martin Company: *Final Report: Radioisotope Evaluation Program*. Report No. MNSP - MK - 5002, 1964, P. 38, U.S.A.
221. Sandberg, G.W.Jr.: *Implantable Nuclear power for an artificial heart: Studies of the effects of Intracorporeal Heat and Radiation*. Thesis, Harvard University, Faculty of Medicine, April 1970, P. 18.
222. Mullins L.J., Leary, J.A.: ^{238}Pu for biomedical applications. *Isotop. Radiat. Technol.* 7:197, 1969.
223. Cole D., Mott, W.E., Sagan, L.A.: Factors relative to the application of radioisotopes to circulatory support systems. *Isotops. Radiat. Technol.* 7:138, 1969.

224. Huffman, F.N., Harmison, L.T., Whalen, R.L., Bornhorst, W.J., Molokhia, F.A. and Norman, J.C.: A Direct Actuation Left Ventricular Assist Device (LVAD) Suitable for Integrating into a Totally Implantable System. Clin.Res. 19:710, 1971.
225. Bernhard, W.F., LaFarge, C.G., Jockin, H., Kitrilakis, S. and Robinson, T.C.: Chronic Left Ventricular Bypass with an Implantable Ventricular-Aortic Assist Pump. Circulation, (suppl.) 39:99, 1969.
226. Bernhard, W.F., LaFarge, C.G., Robinson, T.C., Yun, I., Shirahige, K. and Kitrilakis, S.: An Improved Blood-pump Interface for Left Ventricular Bypass. Ann. Surg. 168:750, 1968.
227. Filler, R.M., Bernhard, W.F., Bankole, M., LaFarge, C.G. and Robinson, T.: An Implantable Left Ventricular-Aortic Assist Device. J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 54:795, December, 1967.
228. Molokhia, F.A., Asimacopoulos, P.J., Robinson W.J., Huffman, F.N. and Norman, J.C.: Left Ventricular Assist Devices (LVAD) in the Calf: Anesthesia, Ventilation, Antiarrhythmic Regimen, and Implantation. Ibid., 1972, (in press).
229. Whalen, R.L., Harmison, L.T., Molokhia, F.A., Jeffery, D.L., Huffman, F.N. and Norman, J.C.: Current studies with stimulated Nuclear - Powered Left Ventricular Assist Devices. Trans. ASAIO, 18:146, 1972.
230. Daly, B.D.T., McNary, W.F., Molokhia, F.A., Asimacopoulos, P.J., Liss, R.H., and Norman, J.C.: An ultrastructural comparison of pumping and non-pumping surfaces lining left ventricular assist devices six weeks after implantation in the calf. Circulation (suppl. II) 44:156, 1971.
231. Molokhia, F.A., Kumar, R., Asimacopoulos, P.J., Hood, W.B. Jr., and Norman, J.C.: Control single, dou-

ble, and triple vessel coronary artery occlusion in the unanesthetized dog, pig, and calf: Models for circulatory assist device evaluation, Circulation (suppl. III) 42:185, 1970.

232. Huffman, F.N., Covelli, V.H., Sandberg, G., Lee, R., Norman, J.C. and Spira, J.: Studies of Reject Heat and Radiation from Implanted Radioisotope Sources. ASME 68-WA/ENER-II, 1968.
233. Huffman, F.N., Coleman, S.J., Bornhorst, W.J. and Harmison, L.T.: A Nuclear Powered Vapor Cycle Heart Assist System. Intersociety Energy Conv. Eng. Conf. Proc., 1971, p. 38.
234. Bluestein, M. and Huffman, F.: Development of a Heat Source for an Implantable Circulatory Support Power Supply, p. 1637, In Proceedings of the Artificial Heart Program Conference, R.J. Hegyeli. Editor: U.S. Government Printing Office, Washington, D.C., 1969.
235. Norman, J.C., Pegg, G., Sandberg, G.W., Lee, R. and Huffman, F.N.: Effects of Intracorporeal Heat and Radiation on Dogs. P.901, In Proceedings of the Artificial Heart Program Conference, R.J. Hegyeli, Editor: U.S. Government Printing Office, Washington, D.C., 1969.
236. Paquin, M.L.: The Multi-Foil Thermal Insulation Development Program - A Status Report. Proc. Intersociety Energy Conv. Eng. Conf., 1969, P.408.
237. Harvey, R.J., Robinson, T.C., McCandless, W., Bernhard, W.F., Bankole, M.A. and Norman J.C.: Studies Related to Heat Transfer and Flow in an Aortic Prosthesis. Digest of the Seventh International Conference on Medicine and Biological Engineering, 1967, p. 389.
238. Bernhard, W.F., Harvey, R.J., LaFarge, C.G., Norman,

- J.C., Robinson, T.C. and van Someren, L.: An investigation of Induced Chronic Hyperthermia and In Vivo Heat Dissipation J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 52:611, 1966.
239. Liss, R.H., Huffman, F.N., Warren, S. and Norman, J. C.: Electron Microscopy and Therman Analysis of Neointima Heated and Irradiated In Vivo for two Years. Ann. Thorac. Surg. 12:251, 1971.
240. Sandberg, G.W., Jr.: Implantable Nuclear Power for an Artificial Heart Studies of the Effects of Intracorporeal Heat and Radiation. Thesis, Harvard Medical School, 1970.
241. Huffman, F.N., et al: Intracorporeal heat dissipation from a radioisotope-powered artificial heart. Cardiovasc. Diseases, Bulletin of the Texas Heart Institute, Vol. 1, No. 4, 1974.
242. Whalen, R.L., Jeffery, D.L., Asimacopoulos, P.J. and Norman, J.C.: Chronic intracorporeal heat studies in calves. Trans. Amer. Soc. Artif. Intern. Organs. Vol. 1974.
243. Asimacopoulos, P.J., McGrath, J.J., Cravalho, E.G.: The thermal sensitivity of the human fibroblast HELA S-3 as a model for thermal insult to the neointima of a nuclear-fueled, blood-cooled, left ventricular circulatory assist device. 1975 Advances in Bioengineering, p. 28. The American Society of Mechanical Engineers (ASME), United Engineering Center, 345 East 47th Street, New York, NY 10017.
244. Hardy, J.D., et al: Study of the effects of Additional Endogenous Heat. Report No PB 176-914, J.B. Piere Foundation Lab., New Haven, Conn., U.S.A.
245. Norman, J.C., Molokhia, F.A., Asimacopoulos, P.J., Liss, R.H. and Huffman, F.N.: Heat-induced myo-

- cardial angiogenesis. Trans. Amer. Soc. Artif. Intern. Organs. 17:213, 1971.
246. Huffman, F.N., Hagen, K.G., Whalen, R.L., Fuqua, J.M. and Norman, J.C.: Intracorporeal Heat Dissipation from a Radioisotope-powered artificial heart. Cardio. Diseases Bulletin of the Texas Heart Inst., Vol. 1, No. 4, 1974.
 247. Report No TE 36-66, Task 2, Characterization of Biomedical and Technological problems, Vol. 2, Thermoelectron Corp. P. VIII-51 (1965).
 248. Whalen, R.L., Jeffery, D.L., Asimacopoulos, P. J., and Norman, J.C.: Chronic Intracorporeal heat studies in calves. Trans. Amer. Soc. Artif. Intern. Organs. Vol. 1974.
 249. Sandberg, G.W., Jr., Molokhia, F.A., Ponn, R.B., Huffman, F.N., and Norman, J.C.: Studies on Long-Term effects of Implanted Discrete Heat and Radiation sources in dogs and primates. National conference of research animals in Medicine Proceedings, National Heart and Lung Institute, Washington, D.C., January 28-30, 1972.
 250. Ponn, R.B., Molokhia, F.A., Huffman, F.N., Curtis, G.W. and Norman, J.C.: Abdominal Implants of Strontium 90-Americium 241 Beryllium Sources: Simulation of Radiation Fields from Nuclear-Powered Artificial Hearts. Arch. Surg. 103:701, 1971.
 251. Sandberg, G.W., Huffman, F.N. and Norman, J.C.: Experimental Observations of Intracorporeal Strontium 90-Americium 241/Beryllium Sources, Simulating Radiation Fields from Nuclear - Powered Artificial Hearts. Ann. Thorac. Surg. 9:401, 1970.
 252. Sandberg, G.W., Jeffery, D.L., Molokhia, F.A., Huffman, F.N. and Norman, J.C.: Three-Year Study of Chromosome Morphology in the dog and in prima-

- tes During Intracorporeal Radiation. Clin. Res. 19:4, 1971.
253. Sandberg, G.W., Lee, R.C., Pegg, C.A.S., Huffman, F.N. and Norman, J.C.: Simulated Radiation Fields from Plutonium-238-Fueled Artificial Hearts: Long Term effects of Intracorporeal Strontium 90 - Americium 241/Beryllium sources. Surg. Forum. 20: :194, 1969.
 254. Huffman, F.N., Robinson, W.J., Asimacopoulos, P.J., Molokhia, F.A. and Norman, J.C.: Primate Models for the study of simulated 50 Watt Nuclear Power sources for artificial hearts. Circulation (suppl) 44:178, 1971.
 255. Sandberg, G.W., Huffman, F.N. and Norman, J.C.: Implantable Nuclear Power sources for Artificial Organs: I. Physiologic Monitoring and Pathologic effects. Trans. ASAIO 16:172, 1970.
 256. Huffman, F.N., Molokhia, F.A. and Norman, J.C.: Thermal and radiation effects of ^{238}Pu fuel capsules in dogs and primates. Thermo Electron Research and development center, Waltham, Mass. Sears Surgical research laboratory, Boston, Mass. Presented at the American Nuclear Society Meeting. Miami Beach, Florida, October 19, 1971 P.2.
 257. Sandberg, G.W. Jr., Molokhia, F.A., Ponn, R.B., Huffman, F.N., and Norman, J.C.: Studies of Long - Term effects of Implanted discrete heat and radiation sources in dogs and primates, National Conference on Research Animals in Medicine. Proceedings National Heart and Lung Institute, Washington, D.C. (1972).
 258. Hood, W.B., Jr., Molokhia, F.A., Huffman, F.N., Asimacopoulos, P.J., and Norman, J.C.: Experimental hemodynamic studies two years after implantation

- of an nuclear power source for an artificial heart. *Amer. J. of Cardiol.* 26:683, 1970.
259. Norman, J.C., Molokhia, F.A., Huffman, F.N., Asimacopoulos, P.J. and Shields Warren: Implantable nuclear power sources for artificial hearts: Progress report two years after implantation in the dog. The Xth Congress of the International Cardiovascular society in conjunction with the XXIV-me Congress de la Società Internationale de Chirurgie, Moscow, Russia, August 21-25, 1971.
 260. Moorhead, P., Nowell, P., Mellman, W., Battips, D., and Hungerford, D.: Chromosome Preparations of Leukocytes cultured from Human Peripheral Blood. *Exp. Cell Res.* 20:613, 1960.
 261. Molokhia, F.A., Asimacopoulos, R.J., Robinson, W.J., Huffman, F.N. and Norman, J.C.: Observations on Chromosomal Morphology During Simulated Intra-corporeal Radiation from Nuclear - Powered Artificial Hearts. National Conference on Research Animals in Medicine Proceedings, National Heart and Lung Institute, Washington, D.C., January 28-30, 1972 (In press).
 262. Molokhia, F.A., Asimacopoulos, P.J., Robinson, W.J., Huffman, F.N. and Norman, J.C.: Observations on chromosomal morphology during simulated intra-corporeal radiation from nuclear powered artificial hearts. USPHS Dept. of New (NIH) Publication No 72-181, P. 91, 1972.
 263. Huffman, F.N., Robinson, W.J., Asimacopoulos, P.J., Molokhia, F.A., and Norman, J.C.: Primate Models for the study of simulated 50-WATT Nuclear Power sources for Artificial Hearts. *Circulation (Suppl.)* 44:178, 1971.
 264. Liotta, D., Crawford, E.S., Cooley, D.A., DeBakey,

- M.E., deUrguia, M., and Feldman, L.: Prolonged partial left ventricular By-pass by means of an Intrathoracic Pump Implanted in the left chest. Tr.Am.Soc.Artif.Intern.Organs 8:90, 1962.
265. Liotta, D., Maness, J., Bourland, H., Rodwell, D., Hall, W.C. and DeBakey, M.E.: Recent Modifications in the implantable Left Ventricular By-pass. Tr.Am.Soc.Artif.Intern.Organs 11:284, 1965.
266. Nosé, Y., Russell, F., Gradel, F., and Kantrowitz, A.: Long-term Operation of an Electronically Controlled, Plastic, Auxiliary Ventricle in Conscious Dogs. Tr. Am. Soc. Artif. Intern. Organs. 10:140, 1964.
267. Chaptal, P-A., Akutsu, T., and Kantrowitz, A.: Hemodynamic effects of a Mechanical Auxiliary ventricle following induced heart failure in dogs. J.Thoracic and Cardiovasc. Surg. 52:376, 1966.
268. Sarnoff, S.J., Braunwald, E., Welch, G.H., Jr., Case, R.B., Stainsby, W.N., and Macrutz, R.: Hemodynamic determinants of Oxygen consumption of the heart with special reference to the tension-time Index. Am.J.Physiol. 192:148, 1958.
269. Filler, R.M., Bernhard, W.F., Bankale, M., LaFarge, C.G., Robinson, T.: An Implantable left ventricular-aortic assist device. The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. Vol.54, No 6, P.p.795, December 1967.
270. Salisbury, P.F., Bor, N., Lewin, R.J. and Rieben, P.A.: Effects of partial and of total heart-lung by-pass on the heart. J. Appl. Physiol. 14:458, 1959.
271. Sarnoff, S.J., Donovan, T.J. and Case, R.B.: The surgical relief of aortic stenosis by means of A-pical-Aortic valvular anastomosis. Circulation 11:564, 1965.

272. Bernhard, W.E., LaFarge, C.G., Robinson, R.C., Vun, I., Shirahige, K., and Kitrilakis, S.: An improved Blood-pump interface for left ventricular Bypass. *Annals of Surgery* 168:750, 1968.

THE UNIVERSITY OF CHICAGO
DIVISION OF THE PHYSICAL SCIENCES
DEPARTMENT OF CHEMISTRY
530 CHICAGO
CHICAGO, ILL. 60637