

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Με Θέμα:

ΙΑΤΡΙΚΑ ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΑ



ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ
ΑΤΕΙ ΗΡΑΚΛΕΙΟΥ
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΧΑΝΙΩΝ

Σπουδαστής : ΓΑΛΑΝΗΣ ΑΘΑΝΑΣΙΟΣ
Εισηγητής καθηγητής : Dr ANΤΩΝΙΔΑΚΗΣ ΕΛΕΥΘΕΡΙΟΣ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Στην παρούσα πτυχιακή εργασία, θα αναφερθούν κάποια είδη Ιατρικών μηχανημάτων όπως το *“Doppler για βιολογικούς ιστούς”*, το *“Καρδιολογικό Monitor”* των ΜΕΘ (Μονάδες Εντατικής Θεραπείας), ο *“Καρδιογράφος”* καθώς και οι αρχές της *“Ηλεκτροχειρουργικής με RF”*.

Τα παραπάνω μηχανήματα, επιλέχθηκαν τυχαία. Η ανάπτυξη των θεμάτων ίσως να μην είναι διεξοδική, αλλά ικανοποιητική για μια γενική εικόνα περί των Ιατρικών Μηχανημάτων.

Στην εισαγωγή αναπτύσσονται όροι όπως αυτός της Βιοϊατρικής τεχνολογίας αλλά και ο ρόλος του τεχνικού, καθώς και κάποιες γενικές αρχές συντήρησης των Ιατρικών Μηχανημάτων.

Πιστεύω ότι η τεχνολογία ιατρικών οργάνων σαν επάγγελμα έχει τρομερές προοπτικές εξέλιξης και είναι μια καλή επιλογή για τον τεχνολόγο ηλεκτρονικό.

ΚΕΦ 1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 ΔΙΓΑ ΛΟΓΙΑ...

Η ηλεκτρονική επανάσταση των τελευταίων χρόνων, βρίσκει την ηλεκτρονική να παίζει πρωτεύοντα ρόλο. Έτσι η ιατρική με την βοήθεια των ηλεκτρονικών, μπόρεσε να σταθεί σε πολύ υψηλό επίπεδο, με συνεχή τάση ανόδου.

Βλέπουμε λοιπόν σήμερα, ιατρικά όργανα να αποτελούνται από γνωστά ηλεκτρονικά κυκλώματα για τη μεταφορά, ενίσχυση, απεικόνιση, ακόμα και πολυπλεξία του σήματος λήψης. Επίσης, σε συνεργασία με τον τομέα της πληροφορικής, υπάρχουν ιατρικά όργανα που λειτουργούν όπως ακριβώς οι Η/Υ αλλά με πιο εξειδικευμένο software για επεξεργασία και ανάλυση.

Στη συγκεκριμένη εργασία, έγινε προσπάθεια να δοθούν οι βασικές αρχές πάνω στις οποίες στηρίζεται η λειτουργία των ιατρικών μηχανημάτων, ενώ αναλύθηκαν και κάποια ηλεκτρονικά σχέδια.

Βέβαια, πρέπει να σημειωθεί ότι ένα μικρό μόνο μέρος του αντικειμένου, μπόρεσε να καλυφθεί, ικανό όμως για μια γενική εικόνα της ιατρικής τεχνολογίας. Θα παρουσιαστούν, ένας Καρδιογράφος, ένα Doppler για βιολογικούς ιστούς, ένα Καρδιολογικό Monitor και η ηλεκτροχειρουργική με RF.

1.2 ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ

Είναι το σύνολο του τεχνολογικού εξοπλισμού των φαρμάκων και των διεργασιών που χρησιμοποιούνται στην παροχή υπηρεσιών στον τομέα της υγείας, τόσο για τη πρόληψη, τη διάγνωση και τη θεραπεία ασθενών, όσο και για την αποκατάσταση βλαβών σε ιατρικά μηχανήματα.

1.3 ΠΕΡΙ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ

Η σημερινή κατάσταση της ιατρικής τεχνολογίας προσδιορίζεται από:

- *Μεσαίο προς υψηλό επίπεδο αξιοποίησης και απόδοσης*
- *Έντονη χωροταξική ανομοιογένεια*
- *Προώθηση ορθολογιστικής επενδυτικής πολιτικής*

Αν κοιτάξουμε τώρα τα κριτήρια επιλογής της ιατρικής τεχνολογίας θα δούμε τα εξής:

- Τεχνική αξιοπιστία
- Αποδοτική και αποτελεσματική λειτουργία
- Αποτελεσματικότητα κόστους

Αν τώρα κάνουμε μια αξιολόγηση της ιατρικής τεχνολογίας βλέπουμε ότι χαρακτηρίζεται από:

- Μεθοδολογική προσέγγιση
- Αξιόπιστη παροχή πληροφοριών
- Αξία τεχνολογίας
- Συνέπειες τεχνολογίας

1.4 ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗ ΜΗΧΑΝΙΚΗ

Το σύνολο των τεχνικών – μηχανικών που ασχολούνται με την Ιατρική Τεχνολογία αποτελεί την Βιοιατρική μηχανική που χωρίζεται στα παρακάτω μέρη:

❶ Στην *Βιομηχανική*, η οποία έχει να κάνει με την έρευνα σε εφαρμογές ιατρικής τεχνολογίας,

❷ Στην *Ιατρική Μηχανική*, που ασχολείται με τη σχεδίαση και ανάπτυξη ιατρικών συσκευών,

❸ Στην *Κλινική Μηχανική*, που είναι υπεύθυνη για την τεχνική υποστήριξη ιατρικού εξοπλισμού.

1.5 ΠΟΣΟΣΤΙΑΙΑ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΟΥ ΧΡΟΝΟΥ ΠΟΥ ΠΡΕΠΕΙ ΝΑ ΚΑΤΑΝΑΛΩΝΕΙ Ο ΤΕΧΝΟΛΟΓΟΣ ΜΗΧΑΝΙΚΟΣ ΜΕΣΑ ΣΤΟ ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ

ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ	ΠΡΟΤΕΙΝΟΜΕΝΟΣ ΧΡΟΝΟΣ (%)
Επισκευή	30
Προληπτική συντήρηση	17
Ασφάλεια / Εκπαίδευση	15
Αξιολόγηση νέας τεχνολογίας	10
Έλεγχος εισερχομένων	3
Εκπαίδευση	3
Διάφορα	2

1.6 ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΣΥΝΤΗΡΗΣΗΣ

Η συντήρηση είναι το σπουδαιότερο βήμα για τη σωστή λειτουργία των ιατρικών μηχανημάτων. Προλαμβάνει αλλά και περιορίζει στο ελάχιστο τις βλάβες τους.

Μπορούμε παρακάτω να εντοπίσουμε τους λόγους για τους οποίους πρέπει να αναπτυχθεί η συντήρηση των ιατρικών μηχανημάτων στην Ελλάδα.

- ① Ανορθόδοξη ανεπτυγμένη συντήρηση στην Ελλάδα
 - *Ανορθόδοξη προληπτική συντήρηση*
 - *Κακή οργάνωση συντήρησης*
 - *Παντογνωσία, μη αναγνώριση ειδικότητας (ειδίκευση)*
 - *Χρόνος συντήρησης*
 - *MTBF (μέσος χρόνος μεταξύ βλαβών) μεγάλος*
- ② Βέλτιστη αναλογία πολιτικής συντήρησης
 - *Μόνιμοι υπάλληλοι*
 - *Έκτακτοι υπάλληλοι*
 - *Συμβόλαια με εξωτερικούς συντηρητές*
 - *Συμβόλαια με συντηρητές αντιπροσωπείας*
- ③ Μεγάλες επενδύσεις σε μηχανήματα
- ④ Συναλλαγματικές απώλειες σε κακώς συντηρούμενα μηχανήματα
- ⑤ Κακή χρήση, κακομεταχείριση μηχανημάτων
- ⑥ Το εμπόριο μηχανημάτων απαιτεί υποστήριξη συντήρησης

1.7 ΤΕΧΝΟΓΝΩΣΙΑ ΕΝΟΣ ΣΥΝΤΗΡΗΤΗ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΩΝ (Skills)

- ① Υπευθυνότητα, οικονομία, απλότητα, συνέπεια, ενημέρωση
- ② Γνώσεις ηλεκτρονικής
- ③ Γνώσεις ηλεκτρολογίας
- ④ Μηχανολογικές γνώσεις
- ⑤ Γνώση και πιστή εφαρμογή των κανόνων υγιεινής (αποστείρωση, καθαρισμός κ.λ.π.)
- ⑥ Γνώση εργαλείων και τεχνικών ανάγνωσης, αποκατάστασης βλαβών, καθώς και συντήρησης.

DOPPLER



ΠΑ

ΒΙΟΛΟΓΙΚΟΥΣ

ΙΣΤΟΥΣ

ΚΕΦ 2. DOPPLER ΓΙΑ ΒΙΟΛΟΓΙΚΟΥΣ ΙΣΤΟΥΣ

Το Doppler για βιολογικούς ιστούς είναι ένα ιατρικό μηχάνημα, υπεύθυνο για την μέτρηση της αιματικής ροής. Ο χειριστής γιατρός γνωρίζει ανά πάσα στιγμή την πιθανή ασθένεια ή όχι, ανάλογα με τη ροή του αίματος και αν αυτή είναι σωστή ή όχι. Σ' αυτό συμβάλει άμεσα το Doppler, το οποίο μας παρέχει τη δυνατότητα για άριστες πληροφορίες γύρω από την κατεύθυνση της αιματικής ροής, των ενδοκοιλιακών πιέσεων, καθώς και για διάφορες καρδιακές μετρήσεις. Πλεονέκτημα του Doppler είναι ότι οι μετρήσεις γίνονται αναίμακτα και χωρίς να τοποθετήσουμε τον ασθενή σε κάποια ιδιαίτερη στάση.

Οι δυνατότητες της τεχνικής Doppler δεν απέχουν από την υψηλού βαθμού τεχνολογική ανάπτυξη των Η/Υ. Σε ελάχιστο χρονικό διάστημα γίνεται επεξεργασία και καταγραφή μεγάλου αριθμού σημάτων από τη μεταβολή συχνότητας των ανακλώμενων υπερήχων υπό των κινούμενων ερυθροκυττάρων.

Έτσι στο συμβατικό Doppler παρέχεται η δυνατότητα απεικόνισης της αιματικής ροής υπό μορφή γραφικής παράστασης συχνοτήτων των ανακλώμενων υπερήχων, καθώς και του ακουστικού. Ενώ στο έγχρωμο Doppler η απεικόνιση της αιματικής ροής, παρέχεται σε δισδιάστατη εικόνα (2D) πραγματικού χρόνου (real time).

2.1 ΑΡΧΕΣ DOPPLER

Σύμφωνα με το φαινόμενο Doppler, η συχνότητα ενός ανακλώμενου κύματος είναι διαφορετική από την πραγματικά εκπεμπόμενη, όταν υπάρχει σχετική κίνηση μεταξύ του παρατηρητού και της πηγής του κύματος.



Εικ. 2.1 - Ο παρατηρητής "ακούει" το κινούμενο σημείο όσο πιο δυνατά γίνεται, εφ' όσον είναι απέναντί του.



Τη θεωρία αυτή, ανέπτυξε το 1842 ο Αυστριακός φυσικός Christian Doppler, από τον οποίο πήρε και το όνομά του. Ο ίδιος, πρώτος απέδειξε ότι αν έχουμε μια ηχογόνα πηγή κι έναν παρατηρητή, τότε:

Αν η ηχογόνα πηγή και ο παρατηρητής πλησιάζουν μεταξύ τους, η συχνότητα της ανάκλασης αυξάνει, που αυτό στον ήχο σημαίνει οξύτερο τόνο και στο φως μεταβολή προς το γαλάζιο ή υπεριώδες τμήμα του χρωματικού φάσματος.



Εικ. 2.2 – Ο παρατηρητής “ακούει” το κινούμενο σώμα να καταφθάνει σ’αυτόν.

Αντίθετα, αν απομακρύνονται, η συχνότητα της ανάκλασης ελαττώνεται και αυτό στον ήχο σημαίνει χαμηλότερο σε οξύτητα τόνο και μεταβολή προς το ερυθρό τμήμα του χρωματικού φάσματος.

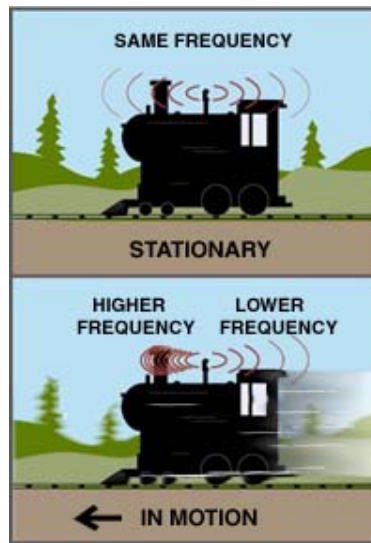


Εικ. 2.3 – Το κινούμενο σημείο απομακρύνεται και μαζί του απομακρύνεται κι ο ήχος από τον παρατηρητή.

Σκεπτόμενοι τώρα σαν ο παρατηρητής να είναι η κεφαλή της συσκευής Doppler για βιολογικούς ιστούς και το κινούμενο σημείο, να συμβολίζει τη ροή του αίματος τότε όσο κινείται το αίμα, η κεφαλή λαμβάνει κάποια συχνότητα η οποία κυμαίνεται σε διαφορετικά τμήματα του χρωματικού φάσματος.

2.2 ΠΑΡΑΔΕΙΓΜΑ ΤΟΥ ΦΑΙΝΟΜΕΝΟΥ DOPPLER ΣΤΗΝ ΚΑΘΗΜΕΡΙΝΟΤΗΤΑ

Το φαινόμενο Doppler το συναντάμε καθημερινά. Για παράδειγμα, αναφέρεται το ασθενοφόρο. Όταν τρέχει και σφυρίζει η σειρήνα του, καθώς μας πλησιάζει, ο ήχος της σειρήνας γίνεται οξύτερος γιατί αυξάνει η συχνότητα και μικραίνει το μήκος κύματος. Όταν μας προσπεράσει και απομακρύνεται γίνεται χαμηλότερος, γιατί ελαττώνεται η συχνότητα και αυξάνει το μήκος κύματος. Ακριβώς το ίδιο συμβαίνει και με το τρένο όταν σφυρίζει.



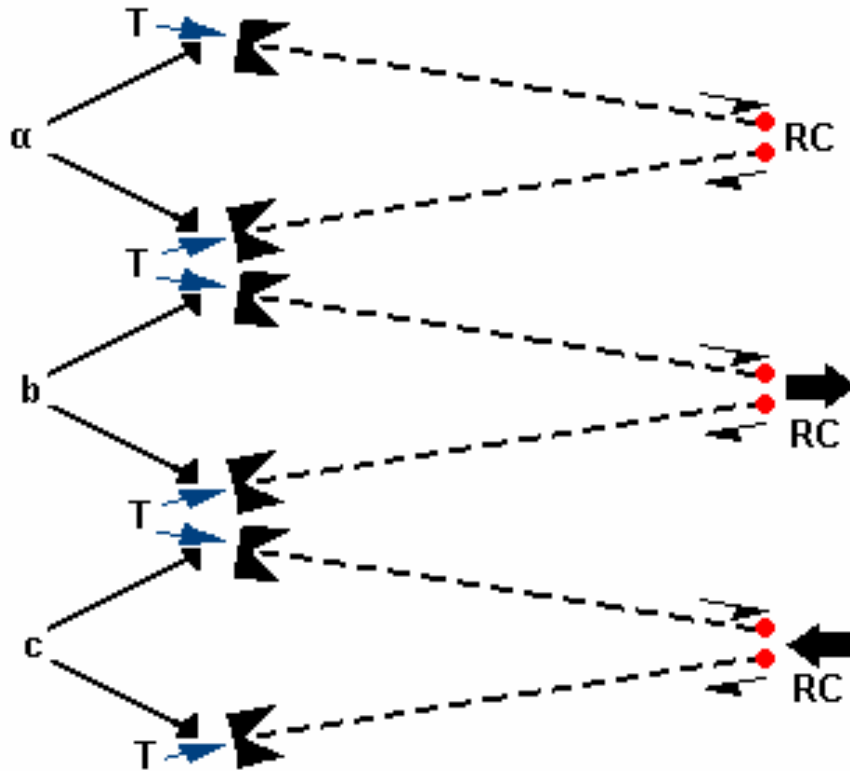
Εικ. 2.4 – Παράδειγμα του φαινομένου Doppler στο τρένο.

2.3 ΚΕΦΑΛΗ – ΑΙΣΘΗΤΗΡΑΣ – εξήγηση φαινομένου DOPPLER

Το ιατρικό μηχάνημα που θα παρουσιασθεί παρακάτω, σε γενικές γραμμές αποτελείται από το κυρίως μηχάνημα (συμβατικό Doppler) που κάνει την ανάλυση και στην έξοδο του έχει ηχητικό σήμα και από τον μορφομετατροπέα.

Γενικά, στην τεχνική Doppler, ο μορφομετατροπέας ή αλλιώς αισθητήρας, εκπέμπει μια καθορισμένη συχνότητα υπερήχων, η δέσμη των οποίων ανακλάται στην περίπτωση της μελέτης της αιματικής ροής, από τα κινούμενα ερυθρά αιμοσφαίρια και πιθανόν από τα λευκά και τα αιμοπετάλια και επιστρέφει στο μορφομετατροπέα, όπου οδηγεί την ανακλώμενη αυτή συχνότητα στο κυρίως κύκλωμα για περαιτέρω επεξεργασία.

Όσο αφορά το μορφομετατροπέα και το ρόλο που παίζει στην μέτρηση της αιματικής ροής, ακολουθεί η σχηματική απεικόνιση του φαινομένου Doppler όπου φαίνεται καθαρά η λειτουργία του.



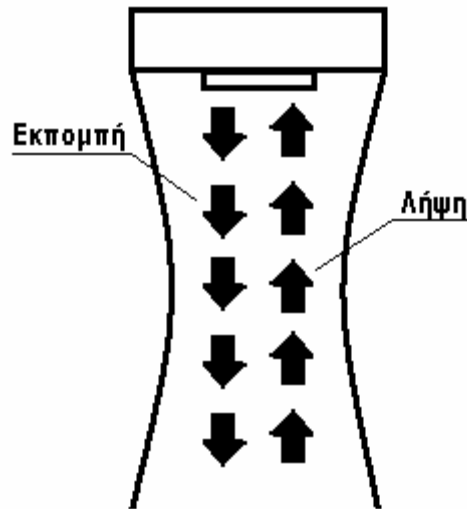
Εικ. 2.5 – Σχηματική απεικόνιση φαινομένου Doppler.

- α.** Αν ο μορφομετατροπέας (T) και τα ερυθροκύτταρα (RC), παραμένουν ακίνητα τότε, η συχνότητα της εκπεμπόμενης δέσμης (F_o) είναι ίση με τη συχνότητα της ανακλώμενης (F_d).
- β.** Όταν τα ερυθροκύτταρα απομακρύνονται από τον μορφομετατροπέα, η συχνότητα της ανακλώμενης δέσμης είναι μικρότερη απ'τη συχνότητα της εκπεμπόμενης.
- γ.** Αν τα ερυθροκύτταρα κινούνται προς τον μορφομετατροπέα, η συχνότητα της ανακλώμενης δέσμης είναι μεγαλύτερη απ'τη συχνότητα της εκπεμπόμενης.

Έτσι, αν ο μορφομετατροπέας, εκπέμψει μια δέσμη 8 Mhz προς τους ιστούς και η ανακλώμενη δέσμη απ'τα κινούμενα ερυθρά αιμοσφαίρια είναι $8,006\text{ Mhz}$, τότε το σήμα Doppler είναι 6 KHz . Οπότε έχουμε τον τύπο του Doppler ως εξής:

$$F_d = \frac{2F_o \cos \theta}{c}$$

Τώρα όπου Fd : συχνότητα Doppler
 Fo : εκπεμπόμενη συχνότητα
 c : η ταχύτητα του ήχου
 $\cos\theta$: το συνημίτονο της γωνίας θ που σχηματίζεται από την
 κατεύθυνση της ροής του αίματος και της εκπεμπόμενης
 δέσμης
 υπερήχων.



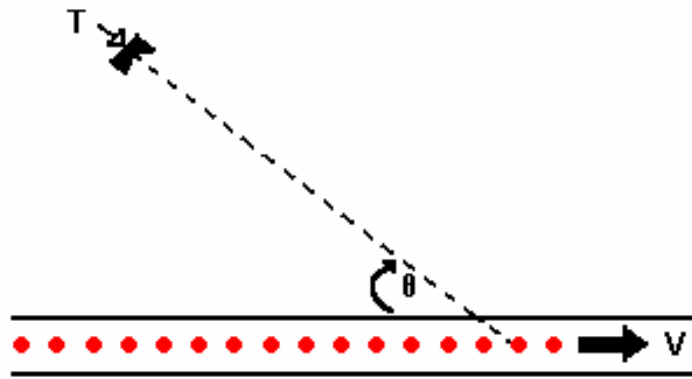
Εικ. 2.6 – Σχηματική απεικόνιση της λειτουργίας του μορφομετατροπέα με την εκπομπή και λήψη των ώσεων.

Επίσης, προκύπτει ότι η ταχύτητα Doppler είναι:

$$V = \frac{Fd \cdot c}{2fo \cos \theta} \text{ m/sec}$$

όπου V : ταχύτητα Doppler σε m/sec και υποδηλώνει την ταχύτητα του ήχου στο αίμα (1540 m/sec).

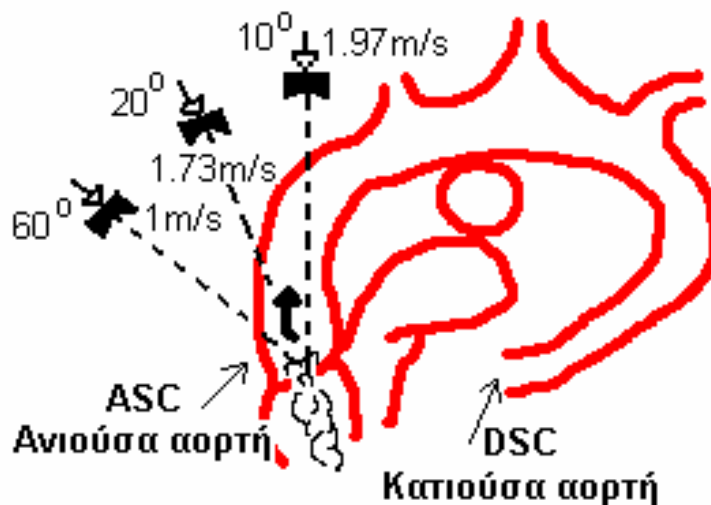
Η ταχύτητα των υπερήχων δια μέσου του ανθρωπίνου σώματος (c), η συχνότητα της εκπεμπόμενης δέσμης υπερήχων (fo), καθώς και η απόκλιση ή το σήμα Doppler (fd) είναι γνωστά.. Έτσι, εύκολα υπολογίζεται η ταχύτητα των κινουμένων ερυθρών αιμοσφαιρίων (V), η οποία εξαρτάται απ'το εκάστοτε συνημίτονο της γωνίας θ .



Εικ. 2.7 – Σχηματική παράσταση της γωνίας θ μεταξύ ροής αίματος και προσπίπτουσας δέσμης.

Επειδή το συνημίτονο των 90° είναι 0 , αν η δέσμη των υπερήχων προσπίπτει στην κατεύθυνση ροής με αυτή την γωνία, το κλάσμα μηδενίζεται και το (F) ισούται με μηδέν, με συνέπεια να μην έχουμε σήμα Doppler.

Το συνημίτονο των 0° είναι 1 , άρα αν η δέσμη είναι παράλληλη προς τη διεύθυνση της ταχύτητας (V) της αιματικής ροής, η μέτρηση είναι ακριβέστερη. Άρα όσο μικρότερη είναι η γωνία, τόσο πλησιέστερη προς την πραγματική είναι η μέτρηση της ταχύτητας της αιματικής ροής.



Εικ. 2.8 – Μέτρηση της ταχύτητας ροής απ' την υπερστερνική θέση. Όσο μικρότερη είναι η γωνία θ , τόσο μεγαλύτερη είναι η ταχύτητα ροής.

Επειδή στην καθημερινή πράξη δεν είναι πάντοτε εύκολο να επιτύχουμε τοποθέτηση της υπερηχητικής δέσμης παράλληλα προς τη ροή του αίματος, γίνεται αποδεκτή μια απόκλιση (γωνία θ) μέχρι 20° , οπότε το σήμα Doppler ελαττώνεται μόνο κατά 0.94 , δηλαδή το σχετικό σφάλμα στη μέτρηση είναι μικρότερο του 10% .

2.4 ΠΑΡΟΥΣΙΑΣΗ ΤΟΥ DOPPLER ΓΙΑ ΒΙΟΛΟΓΙΚΟΥΣ ΙΣΤΟΥΣ MODEL 811-BL ΤΗΣ ΕΤΑΙΡΙΑΣ PARKS

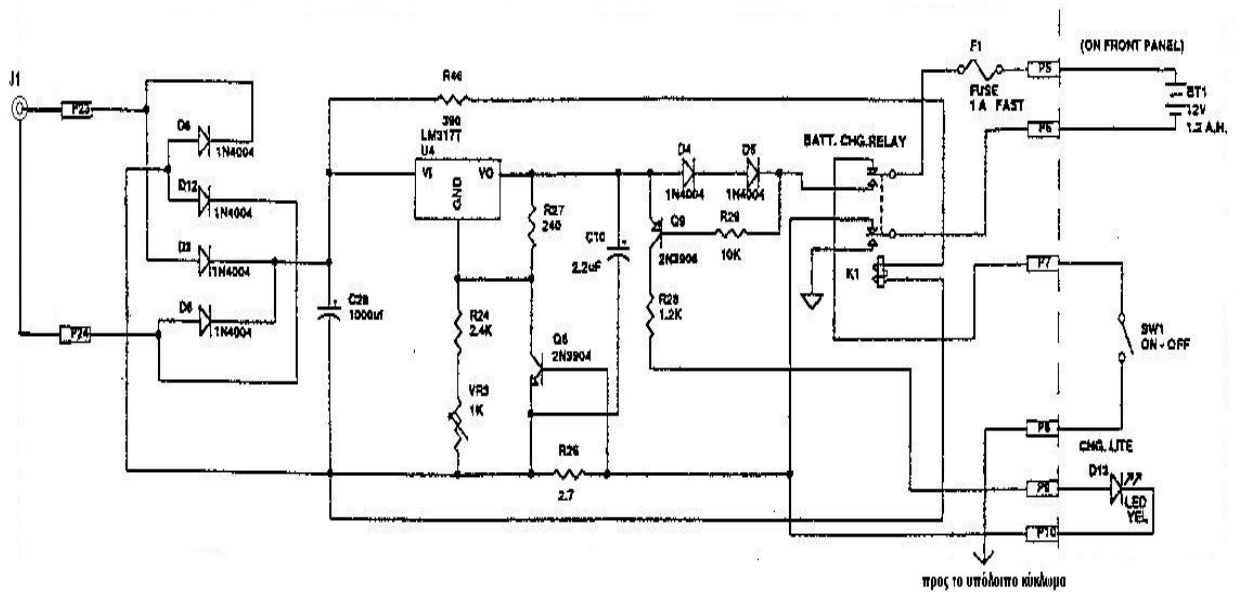
Το συγκεκριμένο μηχάνημα είναι ένα ακουστικό-παλμικό Doppler που σκοπό έχει την μέτρηση της αιματικής ροής. Είναι απλό στη σχεδίαση και λειτουργία του. Για είσοδο έχει έναν μορφομετατροπέα των 8.2 Mhz (τα σήματα εκπέμπονται και λαμβάνονται απ' τον ίδιο αισθητήρα, σε παλμικές ώσεις με ορισμένο ρυθμό και το σήμα που εκπέμπεται, λαμβάνεται πριν γίνει η εκπομπή νέου σήματος), ενώ στην έξοδό του υπάρχει ένα ηχείο των 8 Ohm. Οι διαστάσεις του είναι 20X13.6X8 (ύψοςXπλάτοςXβάθος σε cm) και το βάρος του 1.34 Kg με τη μπαταρία. Λειτουργεί με μπαταρία και η τροφοδοσία που χρειάζεται για να λειτουργήσει είναι 12 V, 1.2 Ah ενώ υπάρχει η δυνατότητα φόρτισης της μπαταρίας από εξωτερικό φορτιστή, ο οποίος πρέπει να την τροφοδοτεί με 16V ac, 250 mA.

Η γενική του λειτουργία, είναι να στέλνει και να λαμβάνει μια συχνότητα υπερήχων καταγράφοντας την ταχύτητα του αίματος και μετά από κατάλληλη διεργασία να "ακούγεται" το αποτέλεσμα στην έξοδο. Ο γιατρός χειριστής είναι υπεύθυνος για την περαιτέρω διάγνωση.

Υπάρχουν κι άλλα είδη Doppler, όπως το έγχρωμο και το παλμικό υψηλής επαναληπτικότητας. Το συγκεκριμένο που θα εξεταστεί όμως, είναι το πιο εμπορικό με την καλύτερη σχέση κόστους-αξιοπιστίας, ενώ πλησιάζει στον τρόπο λειτουργίας το παλμικό Doppler.

2.5 ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΚΥΚΛΩΜΑΤΩΝ του model 811-BL DOPPLER

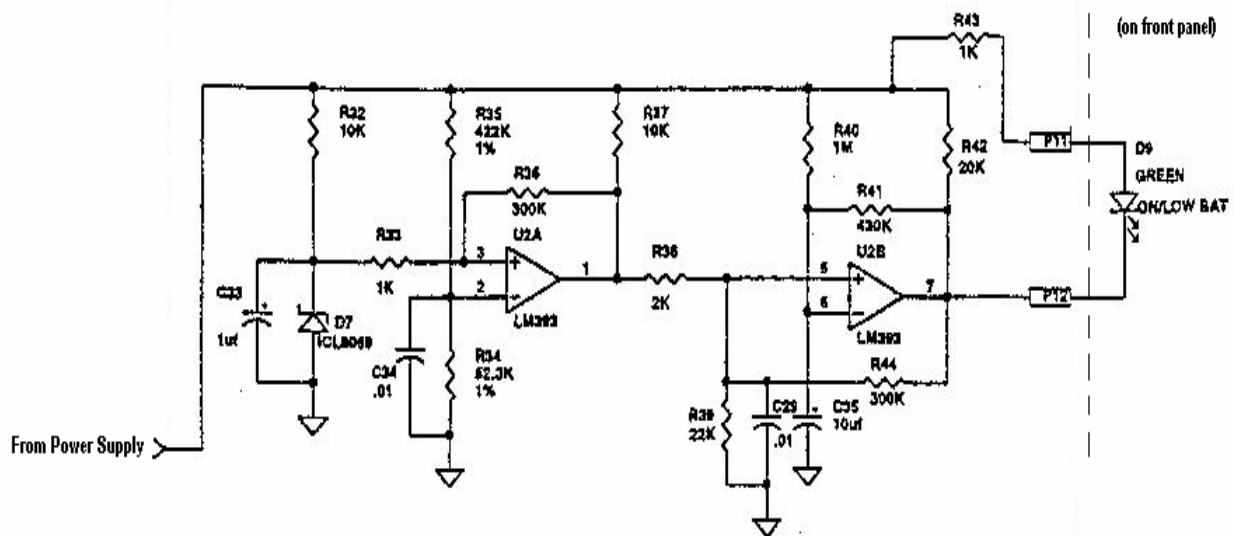
Ξεκινώντας από την τροφοδοσία, μια εναλλασσόμενη τάση των 12V εισέρχεται από το J1. Στη συνέχεια η εναλλασσόμενη αυτή τάση ανορθώνεται μέσω των διόδων D3, D6, D8, D12 που αποτελούν μια γέφυρα διπλής ανόρθωσης.



Εικ. 2.9 - Τροφοδοτικό του Doppler 811-BL

Από εκεί η τάση σταθεροποιείται από το LM 317T (σταθεροποιητής), όπου μπορούμε και να τη ρυθμίσουμε (μικρορυθμιση) μέσω του ποτενσιόμετρου VR3. Επειδή τώρα το LM 317 δεν δύναται να λειτουργεί με μεγάλα ρεύματα υπάρχει η υποστήριξη των δύο τρανζίστορ ισχύος Q8, Q9. Ο πυκνωτής C8 στην είσοδο του σταθεροποιητή LM 317, αποτελεί έναν πυκνωτή εξομάλυνσης για τις παρασιτικές τάσεις. Ενώ παρακάτω οι δύο διόδοι D4, D5 χρησιμοποιούνται για την προστασία του Q9 από ανάστροφη πόλωση. Υπάρχει επίσης και ένα ρελέ τροφοδοσίας (K1), το οποίο μπορεί να εναλλάσσεται σύμφωνα με τον τρόπο επιλογής της τροφοδοσίας. Δηλαδή αν δουλεύει με μπαταρίες κλείνουν οι επαφές 1,3. Αν τώρα στο J1 τοποθετήσουμε έναν φορτιστή, θα κλείσουν οι επαφές 1,4. Την εντολή αυτή δίνει στο ρελέ ο διακόπτης ON-OFF (SW1), ενώ υπάρχει και ενδεικτικό λαμπάκι λειτουργίας της συσκευής σε φόρτιση ή όχι (D13, LED YEL).

Επίσης όσον αφορά το τμήμα της μπαταρίας, υπάρχει ένα κύκλωμα για την ειδοποίηση της κατάστασής της (ON/LOW BAT – D9).

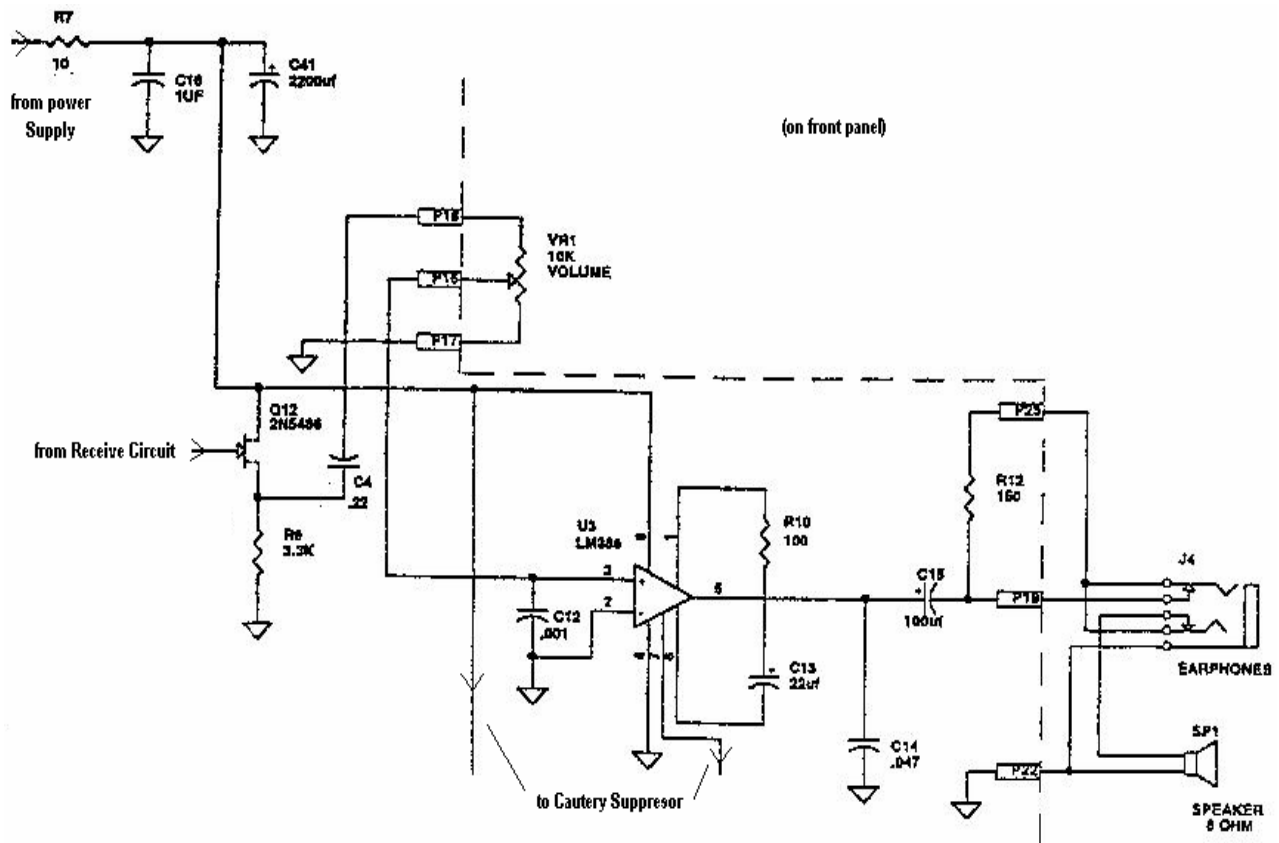


Εικ. 2.10 - Κύκλωμα ανάγνωσης της κατάστασης λειτουργίας της μπαταρίας.

Αυτό το κύκλωμα αποτελείται από ένα LM 393 διαφορικό ενισχυτή του οποίου η δουλειά είναι να οδηγήσει το Ledάκι. Την όλη δουλειά όμως την κάνει η δίοδος Zener D7, η οποία έχοντας κατώφλι τα 0,7 Volt, έχει τη δυνατότητα:

- Όταν η τάση που φθάνει σ' αυτήν είναι χαμηλή (γύρω στην τάση κατωφλίου της) την "δίνει" στο LM 393, το οποίο την ενισχύει και με τη βοήθεια κάποιων μικροπαρασιτικών φίλτρων, "δίνει" με τη σειρά του στο D9 την τάση εκείνη που χρειάζεται για να άγει.
- Αν τώρα η τάση αναφοράς είναι ικανοποιητική, αυτή περνάει από την δίοδο D10 και συνεχίζει για να τροφοδοτήσει το κύκλωμα λήψης και εκπομπής του σήματος των 8.2 Mhz το οποίο δημιουργείται στο Probe μέσω ενός κρυστάλλου – ταλαντωτή. Ακόμα τροφοδοτείται και το κύκλωμα του ήχου.

Περνώντας στο κομμάτι του ήχου υπάρχουν οι πυκνωτές C16 και C41, υπεύθυνοι για να γειώσουν την εναλλασσόμενη συνιστώσα. Και στη συνέχεια να τροφοδοτηθεί το LM 386 που αποτελεί έναν κλασικό ενισχυτή AUDIO. Το LM 386 τώρα παίρνει το λαμβανόμενο σήμα στο ποδαράκι 3, μέσω του ποτενσιόμετρου VR1 (Volume) υπεύθυνο για την ένταση του ήχου. Στην έξοδο του ενισχυτή και μετά τον πυκνωτή σύζευξης C15 υπάρχει ένα ηχείο των 8Ohm καθώς και δυνατότητα υποδοχής ακουστικών μέσω ενός κλασικού Jack (J4).

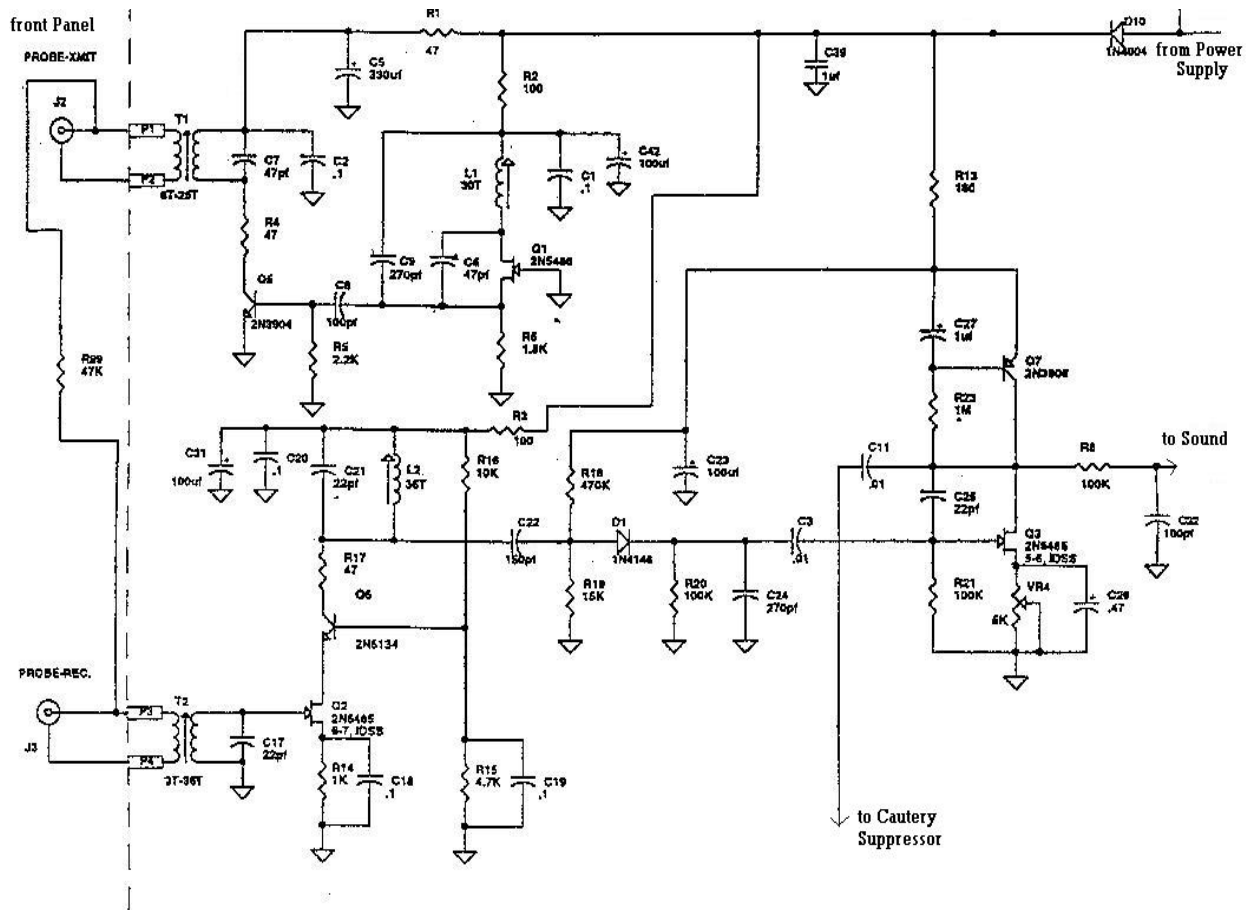


Εικ. 2.11 - Κύκλωμα εξόδου(ενισχυτής AUDIO) του Doppler.

Ας δούμε τώρα το κύκλωμα που είναι υπεύθυνο για την εκπομπή των υπερήχων μέσω του μορφομετατροπέα (Probe-Xmit), ο οποίος συνδέεται στο J2,3. Η τάση η οποία έρχεται μέσω της D10, περνάει πρώτα από ένα φιλτράκι (R1,C5). Από εκεί και μέσω του μετασχηματιστή (T1), ενεργοποιείται το Probe (αισθητήρας) για να εκπέμψει την συχνότητα των 8.2 KHz, η οποία δημιουργείται μέσα στον αισθητήρα από έναν εσωτερικό κρύσταλλο-ταλαντωτή.

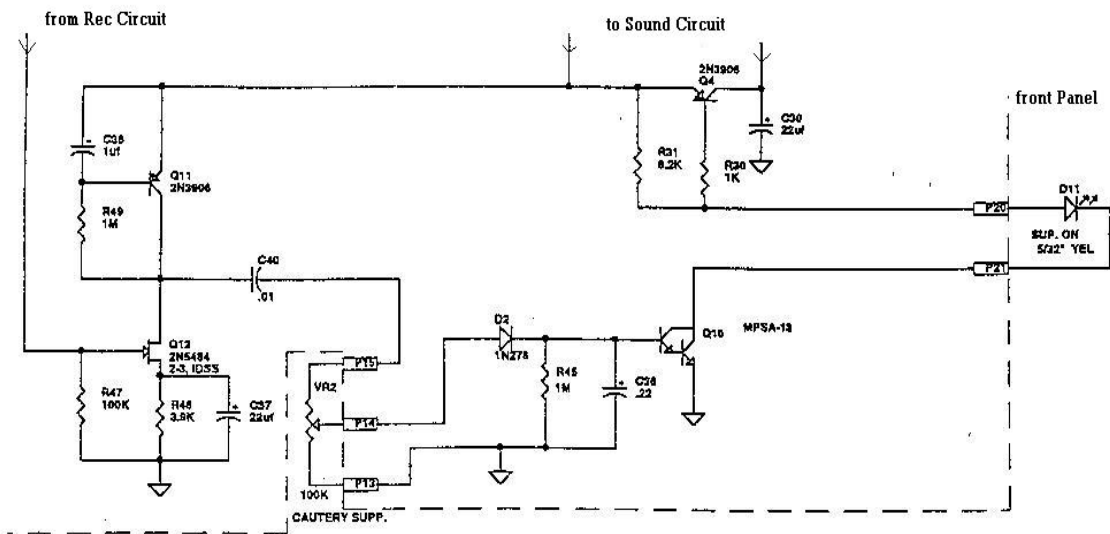
Επίσης, στο κύκλωμα της εκπομπής, υπάρχει το πηνίο (L1), το οποίο στην ουσία είναι ένα Chock που σκοπό έχει, να μην αφήσει την RF συχνότητα να επιστρέψει στο κύκλωμα λόγω του τρανζίστορ ισχύος (Q1), το οποίο αποτελεί έναν ενισχυτή CE. Περαιτέρω, υπάρχουν τα συνηθισμένα φιλτράκια με τους πυκνωτές για να γειώνουν την εναλλασσόμενη συνιστώσα. Ο πυκνωτής (C7) είναι ο πυκνωτής προσαρμογής για το M/Σ.

Στη συνέχεια και αφού ο αισθητήρας εκπέμψει το σήμα των 8.2 KHz, ταυτόχρονα λαμβάνει κιόλας (Probe-Rec). Το σήμα που λαμβάνει τώρα πρέπει να επεξεργαστεί κατάλληλα για να μας δοθεί στην έξοδο σαν ήχος. Έτσι, αφού το εισερχόμενο σήμα περάσει από τον πυκνωτή προσαρμογής (C17), ενισχύεται από το (Q2) FET και το τρανζίστορ ισχύος (Q6). Στη συνέχεια και αφού περάσει από φίλτρα RC τις τυχόν παρασιτικές αρμονικές συχνότητες, καταφθάνει σε ένα είδος συγκριτή τάσεως (Q3), ο οποίος με θετική τάση στην είσοδό του ενισχύει το εισερχόμενο σήμα και το δίνει στο (Q12) και από εκεί στο κύκλωμα του ήχου για να φθάσει στο τέλος σαν έξοδος στο μεγάφωνο.



Εικ. 2.12 - Κύκλωμα επεξεργασίας εκπομπής και λήψης υπερήχων μέσω του Probe .

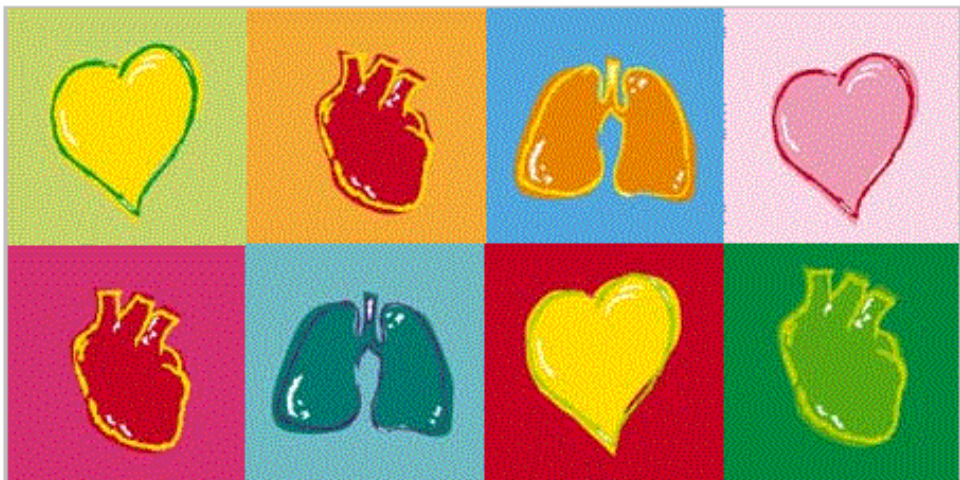
Κοιτάζοντας πιο προσεκτικά, βλέπουμε ότι το κύκλωμα της λήψης "ενώνεται" με το κύκλωμα του ήχου μέσω και μιας άλλης οδού. Αυτή η οδός περιέχει ένα κύκλωμα ονομαζόμενο ως Cautery Suppressor (ρυθμιστής απόρριψης). Ο ρυθμιστής αυτός, χρησιμεύει για την απόρριψη των μικρής έντασης ανακλάσεων, οι οποίοι είναι συνήθως αποτέλεσμα του φαινομένου της πολλαπλούς "ηχούς". Το κύκλωμα αυτό ενεργοποιείται αυτόματα (ένδειξη στο λαμπάκι (D11) Sup On), ενώ έχει τη δυνατότητα ρύθμισής του και ο χειριστής (VR2). Το (Q13) ενεργοποιείται για αυτές τις μικρής έντασης ανακλάσεις μέσω του πυκνωτή (C11) και του τρανζίστορ (Q11) που κάνει τη δουλειά του μεταγωγέα, όπως και το (Q4) που στη συνέχεια θα δώσει το "OK" στο LM386 ώστε να μην ενισχύσει τις παρασιτικές ανακλάσεις.



Εικ. 2.13 - Κύκλωμα του ρυθμιστή απόρριψης (Cauterry Suppressor).

Με λίγα λόγια ενεργοποιώντας το Doppler για βιολογικούς ιστούς, μια συχνότητα υπερήχων της τάξης των 8.2MHz, εκπέμπεται και λαμβάνεται ταυτόχρονα από τον μορφομετατροπέα ή αισθητήρα ή Probe και ταυτόχρονα λαμβάνεται από τον ίδιο και στέλνεται για περαιτέρω επεξεργασία. Στη συνέχεια το σήμα φθάνει στο κύκλωμα του ήχου όπου αφού ενισχυθεί και αφού πρώτα έχουν απορριφθεί κάποιες ανεπιθύμητες συχνότητες από τον ρυθμιστή απόρριψης, τότε φθάνει στο μεγάφωνο σαν ένας βραχύς ήχος. Τις εναλλαγές αυτού του ήχου "διαβάζει" ο υπεύθυνος χειριστής γιατρός και μπορεί να διαγνώσει την ταχύτητα του αίματος και ποιες ασθένειες ή επιπλοκές συνεπάγεται.

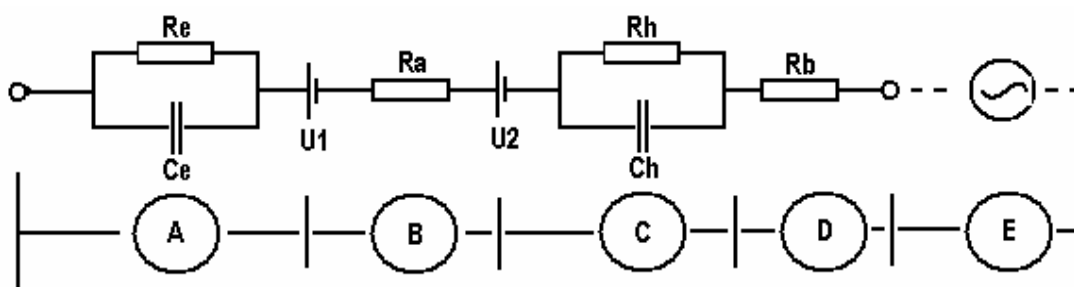
ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΣ



ΚΕΦ 3. ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΣ

Ο καρδιογράφος είναι το ιατρικό μηχάνημα που δίνει τη δυνατότητα ανάγνωσης και καταγραφής της συμπεριφοράς της καρδιάς καθώς και την κατάσταση αυτής, με τη βοήθεια κάποιων βιοηλεκτρικών σημάτων που εκπέμπει το σώμα μας.

Έτσι, μπορούμε να κατανοήσουμε το ισοδύναμο ηλεκτρικό διάγραμμα της επαφής ηλεκτροδίου – επιφανείας του δέρματος.



Εικ. 3.1 - Ισοδύναμο ηλεκτρικό διάγραμμα της επαφής ηλεκτροδίου – επιφανείας του δέρματος.

A: Ηλεκτρόδιο

B: Αγωγή αλοιφή

Γ: Επιδερμίδα

Δ: Υποδόριο στρώμα

E: Γεννήτρια βιοσήματος

$U_{1,2}$: Διαφορά δυναμικού ισορροπίας που μπορεί να οδηγήσει σε ψευδενδείξεις (artifacts), λόγω μετακίνησης της θέσης επαφής

R_e, C_e : Αντίσταση & χωρητικότητα του ηλεκτροδίου.

R_a : Αντίσταση διέλευσης από την επιφάνεια του δέρματος στο ηλ/διο

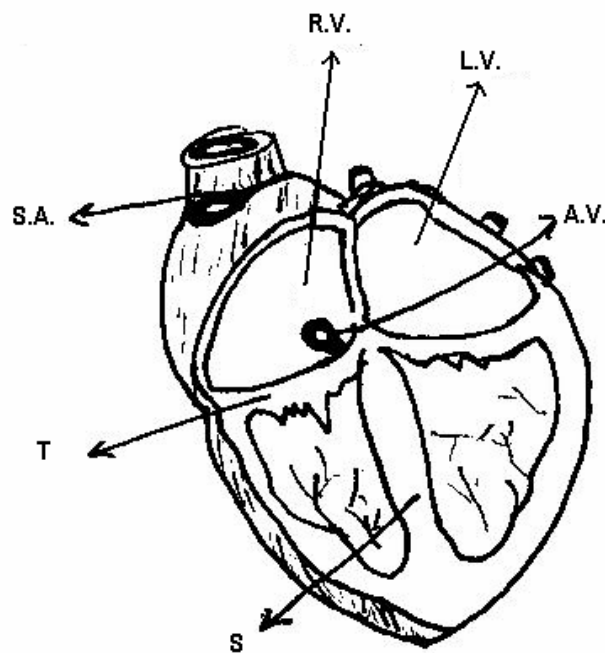
R_b : Αντίσταση ιστού

R_h, C_h : Αντίσταση και χωρητικότητα του δέρματος.

Η κίνηση των ηλεκτροδίων, σε σχέση με την επιφάνεια του δέρματος (π.χ. λόγω μυϊκών συσπάσεων), δημιουργεί μεταβολές των U_1 και U_2 και στη συνέχεια παρασιτικά δυναμικά, τα οποία επικαλύπτονται με το χρήσιμο σήμα.

3.1 ΗΛΕΚΤΡΙΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ ΤΟΥ ΜΥΟΚΑΡΔΙΟΥ

Αναφορικά και μόνο εμφανίζεται στο παρακάτω σχήμα το σύστημα αγωγής της διέγερσης του μυοκαρδίου και τα αντίστοιχα βιοδυναμικά. Οι διαφορετικές ταχύτητες αγωγής, προκαλούν τις αντίστοιχες χρονικές καθυστερήσεις.



Εικ. 3.2 - Σύστημα αγωγής και διέγερσης του μυοκαρδίου.

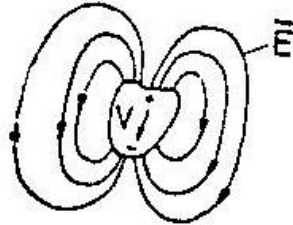
SA	: φλεβοκόμβος
AV	: κολποκοιλιακός κόμβος
LV & RV	: αριστερά και δεξιά κοιλία
T	: τριγλώχιν βαλβίδα
M	: μητροειδής βαλβίδα
P	: πλατώ
S	: διάφραγμα

Με λίγα λόγια η ρυθμική, μηχανική (αντλητική) δραστηριότητα του μυοκαρδίου συνδέεται με ηλεκτρική δραστηριότητα. Αυτή η δραστηριότητα ξεκινάει από τον φλεβοκόμβο (Εικ. 3.2), μια μικρή περιοχή του δεξιού κόλπου με αυτορυθμιζόμενη πρόκληση διέγερσης. Ο φλεβοκόμβος αποτελείται από εμβρυϊκής μορφής μυϊκές ίνες, ενώ και στην ουσία είναι ένας φυσικός βηματοδότης.

Το μυοκάρδιο τώρα αποτελείται από δύο είδη μυϊκών κυττάρων. Από τα γραμμωτά, υπεύθυνα για τη "χανική εργασία" και από τον ιστό αγωγής διεγέρσεων. Ο δεύτερος με τη σειρά του προκαλεί τη συστολή και διαστολή του

γραμμωτού μέρους του μυοκαρδίου, αφού πρώτα παράγεται και διαδίδεται σ' αυτόν η διέγερση αυτόματα.

Με λίγα λόγια, η παλλόμενη καρδιά, συμπεριφέρεται ως πηγή μιας χρονικά μεταβαλλόμενης τάσης.



Εικ. 3.3 - Το ηλεκτρικό πεδίο E του καρδιακού δίπολου σε μια συγκεκριμένη στιγμή.

3.2 ΤΟ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ

Σε κάθε χρονική στιγμή του καρδιακού κύκλου, στο περιβάλλον το μυοκάρδιο μέσο, δηλαδή το σώμα, υφίσταται μια συγκεκριμένη κατανομή δυναμικού. Κατά συνέπεια ανάμεσα σε δύο σημεία του σώματος, ή της επιφάνειάς του υπάρχει μια μεταβαλλόμενη διαφορά δυναμικού, η οποία μπορεί να μετρηθεί ως ηλεκτρική τάση ανάμεσα σε δύο κατάλληλα ηλεκτρόδια, τοποθετημένα στα σημεία αυτά.

Αν αυτή την τάση την ενισχύσουμε και την "προβάλουμε" σε ένα καθοδικό σωλήνα, ή την καταγράψουμε σε μια χαρτοταινία, συναρτήσει του χρόνου, προκύπτει μια καμπύλη (κυματομορφή), την οποία χαρακτηρίζουμε ως ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ, ECG, EKG).

Ως σημεία απαγωγής του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, λαμβάνονται τα σημεία εκείνα που βρίσκονται στην επιφάνεια του σώματος. Στην πράξη, χρησιμοποιούνται 12 τυποποιημένες απαγωγές. Αυτές περιλαμβάνουν:

- ▶ τις τρεις απαγωγές από τα άκρα κατά Einthoven
- ▶ τις τρεις απαγωγές από τα άκρα κατά Goldberger
- ▶ τις έξι απαγωγές από το θώρακα κατά Wilson

Διακρίνουμε τις απαγωγές αυτές, σε δύο τύπους:

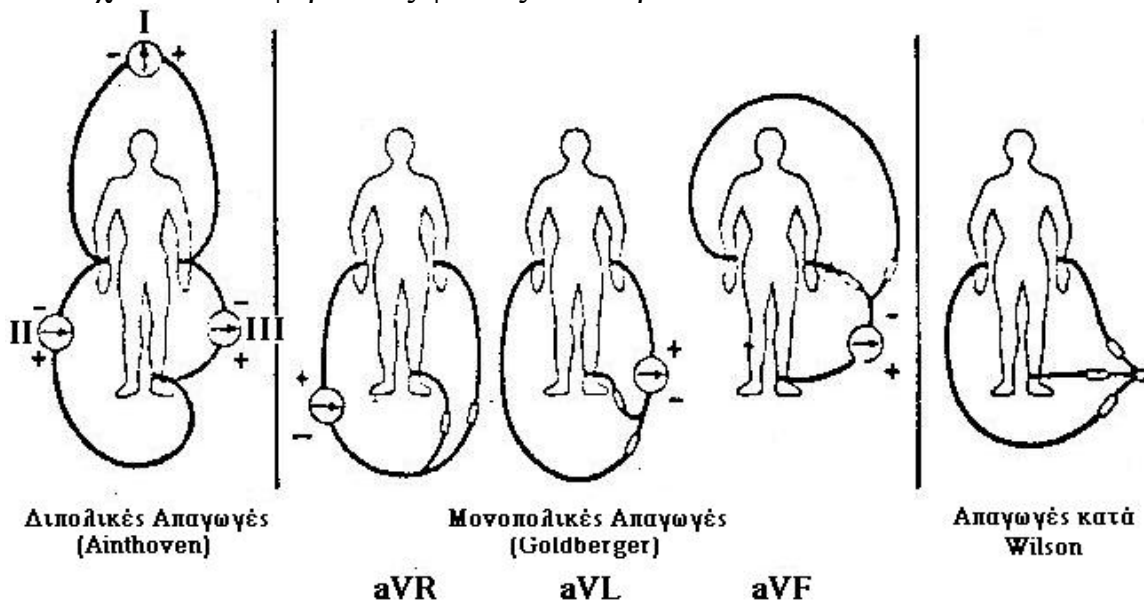
α) Διπολικές απαγωγές, οι οποίες χρησιμοποιούν δύο διακριτά ηλεκτρόδια. Τέτοιες είναι:

- Οι απαγωγές κατά Einthoven
 - ο **I** : δεξιό-αριστερό χέρι
 - ο **II** : δεξιό χέρι-αριστερό πόδι
 - ο **III** : αριστερό χέρι-αριστερό πόδι και
- Οι απαγωγές από το θωρακικό τοίχωμα κατά Nehb (χρήση στην κεντρική Ευρώπη (V1-V4, V1-V6).

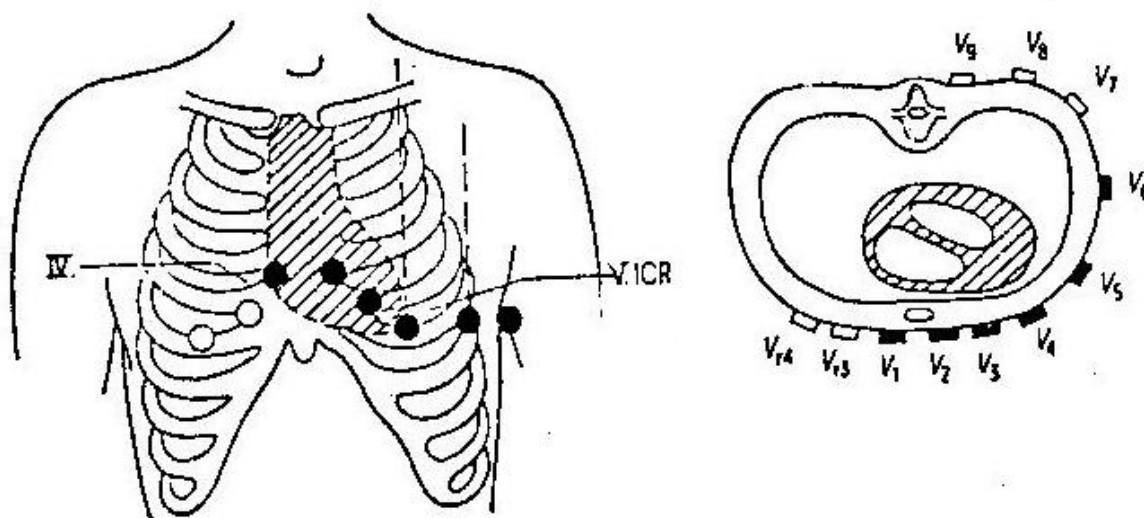
β) Μονοπολικές απαγωγές, οι οποίες χρησιμοποιούν ένα διακριτό και ένα κοινό ηλεκτρόδιο (γείωση). Τέτοιες είναι:

- Οι απαγωγές κατά Goldberger
 - aVR : Ενισχυμένη απαγωγή δεξιού χεριού
 - aVL : Ενισχυμένη απαγωγή αριστερού χεριού
 - aVF : Ενισχυμένη απαγωγή ποδιού

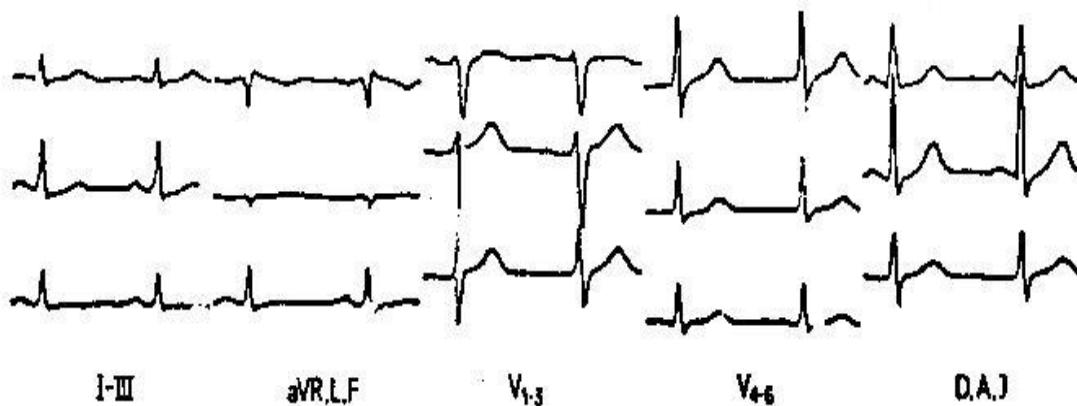
Μολονότι οι κυματομορφές, οι οποίες λαμβάνονται σε κάθε μια από τις παραπάνω απαγωγές, είναι διαφορετικές μεταξύ τους, εύκολα αναγνωρίζονται, σε κάθε τύπο καρδιογραφήματος, τα διάφορα τμήματα της περιόδου του, που αντιστοιχούν σε διαφορετικές φάσεις του καρδιακού κύκλου.



Εικ. 3.4 - Οι δώδεκα standard απαγωγές του ΗΚΓ.



Εικ. 3.5 - Οι δώδεκα standard απαγωγές του ΗΚΓ από μια άλλη ... άποψη.



Εικ. 3.6 - Κυματομορφές υγιούς ατόμου, οι οποίες λαμβάνονται απ' τις 12 απαγωγές, κατά Einthoven, κατά Goldberger και κατά Wilson.

Η διαγνωστική αξία του ΗΚΓ συνίσταται στο ότι, μέσω αυτού είναι δυνατή μια επακριβής ανάλυση του τρόπου σχηματισμού και αγωγής της διέγερσης, όχι όμως και της μηχανικής καρδιακής δραστηριότητας.

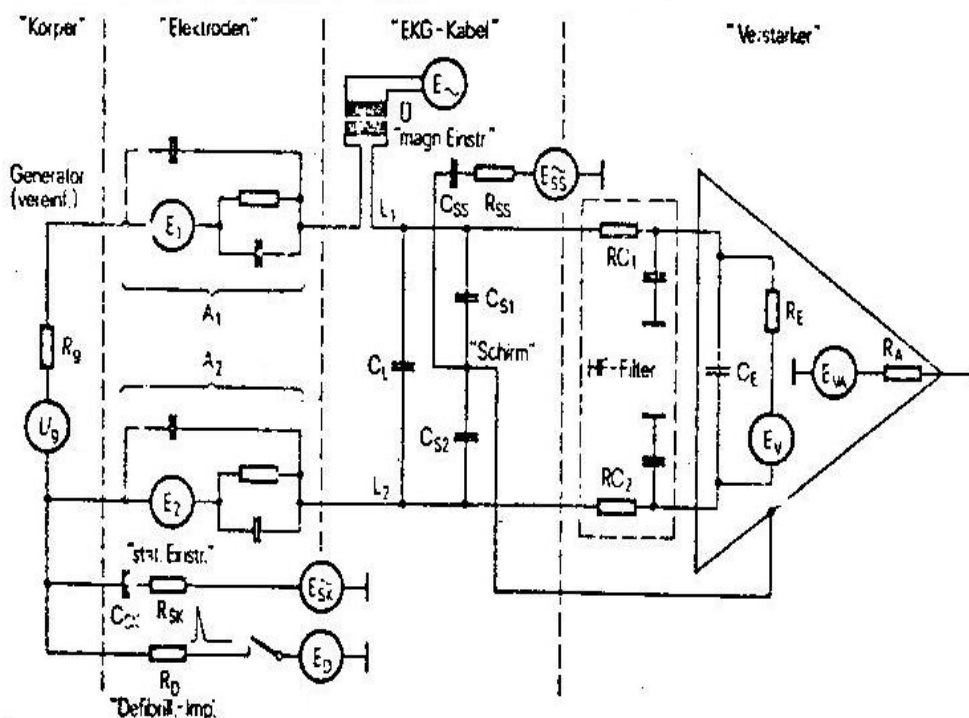
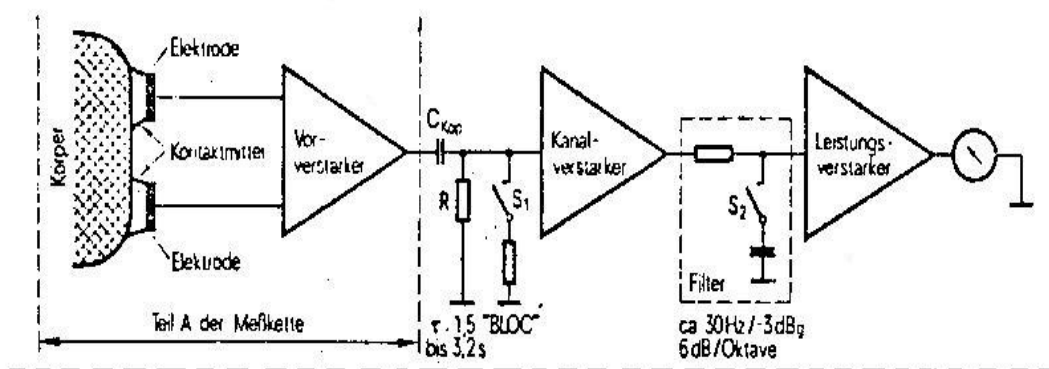
Το ΗΚΓ, παρέχει πληροφορίες για τον ρυθμό της καρδιακής δραστηριότητας (αρρυθμίες ή πρόσθετες διεργασίες του μυοκαρδίου, που προκαλούν εκτακτοσυστολές κ.λ.π.). Από τα μορφολογικά χαρακτηριστικά του ΗΚΓ, είναι επίσης δυνατό να προσδιοριστούν λειτουργικές ανωμαλίες του μυοκαρδίου.

3.3 ΤΟ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ και ΒΑΣΙΚΟ ΚΥΚΛΩΜΑ ΤΟΥ ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΥ

Η χρονικά μεταβλητή διαφορά δυναμικού, ανάμεσα σε δύο σημεία απαγωγής, από την επιφάνεια του σώματος, η οποία εμφανίζεται ανάμεσα σε δύο κατάλληλα ηλεκτρόδια, ενισχύεται και καταγράφεται ή υφίσταται κατά περίπτωση παραπέρα επεξεργασία με τον ηλεκτροκαρδιογράφο, του οποίου το σχηματικό διάγραμμα απεικονίζεται παρακάτω.

Στο σημείο επαφής των ηλεκτροδίων με την επιφάνεια του σώματος, μέσω της αγωγίμης αλοιφή (ηλεκτρολύτης) δημιουργείται, λόγω του περάσματος από ηλεκτρολυτική μορφή αγωγιμότητας σε μεταλλική, μια ηλεκτροχημική τάση (τάση Galvani). Αυτή εξαρτάται από τη φύση του υλικού των ηλεκτροδίων, τη σύσταση του ηλεκτρολύτη, την επιφάνεια επαφής ηλεκτροδίου – ηλεκτρολύτη, το σωστό καθαρισμό με αλκοόλη της επιφάνειας του δέρματος κ.λ.π.

Ανάμεσα στα ηλεκτρόδια απαγωγής, δημιουργείται ως αποτέλεσμα της τάσης Galvani, μια διαφορά δυναμικού, ακόμα και στην περίπτωση εντελώς ομοίων ηλεκτροδίων, λόγω άλλων ασυμμετριών επαφής. Αυτή η τάση επαφής, είναι της τάξης των 300mV και επικαλύπτεται με το χρήσιμο σήμα του ΗΚΓ που φτάνει μόλις την τάξη του 1mV.



Εικ. 3.7 - Σχηματικό διάγραμμα ενός ηλεκτροκαρδιογράφου και το αντίστοιχο ισοδύναμο κύκλωμα επαφής – αγωγού - προενισχυτή.

Η ζεύξη των ηλεκτροδίων με το σώμα, δηλαδή με τη γεννήτρια του βιοσήματος, γίνεται μέσα από μια σύνθετη αντίσταση, η οποία αποτελείται από την ωμική αντίσταση της επιδερμίδας, των υποδορίων ιστών και του στρώματος επαφής ηλεκτρολύτη – μέταλλου και την χωρητική αντίσταση του τμήματος αυτού (που μπορεί να φτάσει μέχρι τα $50 \mu F / cm^2$).

Κατά συνέπεια, η συνολική σύνθετη αντίσταση του συστήματος μεταφοράς του βιοσήματος μέσω των ηλεκτροδίων, δεν μπορεί να προσδιοριστεί επακριβώς, αλλά αποτελεί μεταβλητή παράμετρο, για κάθε μέτρηση και εξαρτάται από τη στιγμιαία κατάσταση του δέρματος του σώματος, των ηλεκτροδίων και της αγωγιμής αλοιφής.

Αν πολώσουμε τα ηλεκτρόδια απαγωγής με μια τάση που ξεπερνάει την τάση επαφής (Galvani), τότε εμφανίζεται μια πρόσθετη τάση, η τάση πόλωσης, η οποία είναι ανάλογη με το διερχόμενο ρεύμα, για τα μη πολώσιμα ηλεκτρόδια, όχι όμως και για τα πολώσιμα, όπου μικρά ρεύματα προκαλούν μεγάλες σχετικά τάσεις πόλωσης, οι οποίες είναι ασταθείς και οι διακυμάνσεις τους επικαλύπτονται με το χρήσιμο σήμα του ΗΚΓ, προκαλώντας θόρυβο.

Άλλες διαταραχές πέρα από την τάση επαφής και την τάση πόλωσης, εμφανίζονται στο καλώδιο, που συνδέει τα ηλεκτρόδια με την είσοδο του ενισχυτή. Αυτές προέρχονται από την επίδραση εξωτερικών μεταβλητών ηλεκτρικών ή και μαγνητικών πεδίων.

Για το λόγο αυτό κατά τον σχεδιασμό των συστημάτων πρέπει να λαμβάνονται υπόψη χωρητικότητες, που εμφανίζονται ανάμεσα στους αγωγούς που απάγουν το βίόσημα και την θωράκιση ή και μεταξύ τους παρασιτικές αυτεπαγωγές (π.χ. βρόγχοι, που σχηματίζονται ανάμεσα στα καλώδια απαγωγής, τα ηλεκτρόδια, το σώμα και την είσοδο του προενισχυτή κ.λ.π.).

Επίσης χρησιμοποιούνται φίλτρα υψηλής συχνότητας, πριν από την είσοδο του προενισχυτή, τα οποία αποκόπτουν ή εξασθενίζουν τις μεταβλητές τάσεις υψηλής συχνότητας, που διέρχονται μέσω του ασθενή και των αγωγών μεταφοράς. Τέτοιες τάσεις προέρχονται κυρίως, από τις ηλεκτροχειρουργικές συσκευές υψηλής συχνότητας ή διαθερμίες που λειτουργούν στον ίδιο χώρο.

Ιδιαίτερη σημασία για τα συστήματα ηλεκτροκαρδιογραφίας, έχει ο προενισχυτής του σήματος, ο οποίος πρέπει να εκπληρώνει μια σειρά από σοβαρές απαιτήσεις. Συγκεκριμένα θα πρέπει:

- ✓ να υποδέχεται συνεχείς τάσεις μέχρι 300mV
- ✓ να έχει σύνθετη αντίσταση εισόδου, μεγαλύτερη από 1ΜΩ
- ✓ να έχει ικανοποιητική διακριτική ικανότητα απέναντι στις συχνότητες του δικτύου (50Hz), οι οποίες εισέρχονται μέσω του ασθενούς (χωρητική ζεύξη)
- ✓ να αντέχει σε στιγμιαίες υψηλές τάσεις, οι οποίες προέρχονται π.χ. από την εφαρμογή απινίδωσης, στον ελεγχόμενο ασθενή,
- ✓ να έχει εξαιρετικά χαμηλά ρεύματα εισόδου, ώστε να αποφεύγεται η εμφάνιση τάσεων πόλωσης,
- ✓ να έχει χαμηλό θόρυβο κ.λ.π.

Μετά τη βαθμίδα της προενίσχυσης, κέρδους 20-30, στην είσοδο, το σήμα του ΗΚΓ, με ένα πλάτος της τάξης των 20-30mV, επικαλύπτεται με μια συνεχή τάση της τάξης των 609 V, η οποία προέρχεται από την ενίσχυση της τάσης επαφής. Ο διαχωρισμός της συνεχούς τάσης, πραγματοποιείται μέσω φίλτρου RC, με σταθερά χρόνου 1.5 – 30 sec.

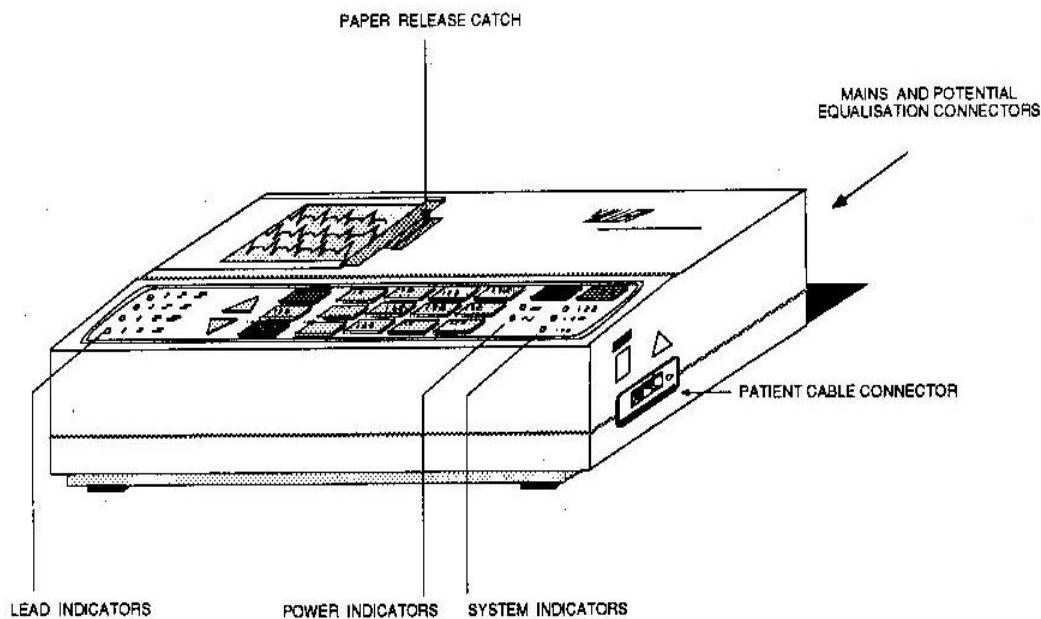
Όταν συνδέουμε με τον μεταγωγό διαφορετικές απαγωγές (π.χ. τις I,II,III κατά Einthoven), η τάση επαφής μεταβάλλεται και κατά συνέπεια μεταβάλλεται και η συνεχής τάση στην έξοδο του προενισχυτή. Για να αποφύγουμε μακρούς χρόνους επαναφοράς, στο φίλτρο RC, μαζί με τον μεταγωγό – επιλογήα απαγωγής, ενεργοποιείται και ένας διακόπτης (Block), ο οποίος βραχυκυκλώνει

την αντίσταση του φίλτρου και εκφορτίζει τον πυκνωτή ταχύτερα, μέσα από μια μικρότερη αντίσταση.

Τα υπόλοιπα τμήματα της διάταξης, δηλαδή, ο ενισχυτής διαύλου, το φίλτρο και ο ενισχυτής ισχύος, δεν παρουσιάζουν ιδιαίτερα χαρακτηριστικά. Ένα κατάλληλο χαμηλοπερατό φίλτρο, μπορεί να χρησιμοποιηθεί, σε περίπτωση που εμφανίζονται διαταραχές στο ΗΚΓ, από συνιστώσες του ηλεκτρομυογραφήματος των μυώνων του σώματος.

3.4 ΠΑΡΟΥΣΙΑΣΗ ΤΟΥ ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΥ AT-1 ΤΗΣ ΕΛΒΕΤΙΚΗΣ ΕΤΑΙΡΙΑΣ SCHILLER

Ο συγκεκριμένος καρδιογράφος έχει τη δυνατότητα καταγραφής και των 12 επαγωγών σε χαρτοταινία και είναι τρικάναλος. Μπορεί επίσης να ρυθμιστεί και για λιγότερες απαγωγές (3). Θεωρείται κλασικός και από τους πιο αξιόπιστους. Είναι φορητός, με επαναφορτιζόμενη μπαταρία και χρησιμοποιείται σε όλες σχεδόν τις μονάδες ενός νοσοκομείου αλλά και σε ιδιωτικά ιατρεία.



Εικ. 3.8 - Απεικόνιση του καρδιογράφου AT-1 της SCHILLER

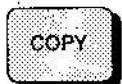
Παρακάτω, παρατίθενται τα πλήκτρα του Panel καθώς και οι εξηγήσεις αυτών και των ενδεικτικών λυχνιών.



Switch unit on



Switch unit off



Printout stored ECG



Start automatic recording



Start manual recording



Stop recording



Switch myogram filter (muscle tremor) on or off



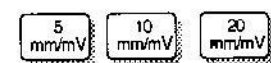
Lead group selector



Cancel or enable QRS beeper



Automatic ECG sensitivity adjustment **in automatic mode only**



ECG sensitivity selector (5, 10 or 20 mm/mV) **for manual and automatic recording**

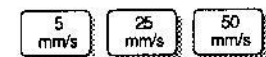


Chart speed selector (5, 25 or 50 mm/s) **for manual recording only**



Key for 1 mV indication mark on output during manual recording



Key for initiation of setups and selection of second format for Auto printout

3.4 ΓΕΝΙΚΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΟΥ AT-1

Παρακάτω φαίνεται μια άποψη του εσωτερικού του καρδιογράφου AT-1 της SCHILLER. Υπάρχει η πλακέτα MK-1, η οποία αποτελεί το τροφοδοτικό αλλά και το control unit. Η πλακέτα ECG είναι υπεύθυνη για την υποδοχή του βιοσήματος από τις απαγωγές και την δρομολόγηση του σήματος αυτού στο περαιτέρω κύκλωμα για επεξεργασία, ανάγνωση και καταγραφή.

3.5 ΤΡΟΦΟΔΟΤΙΚΟ ΚΑΙ CONTROL UNIT MK 11-1

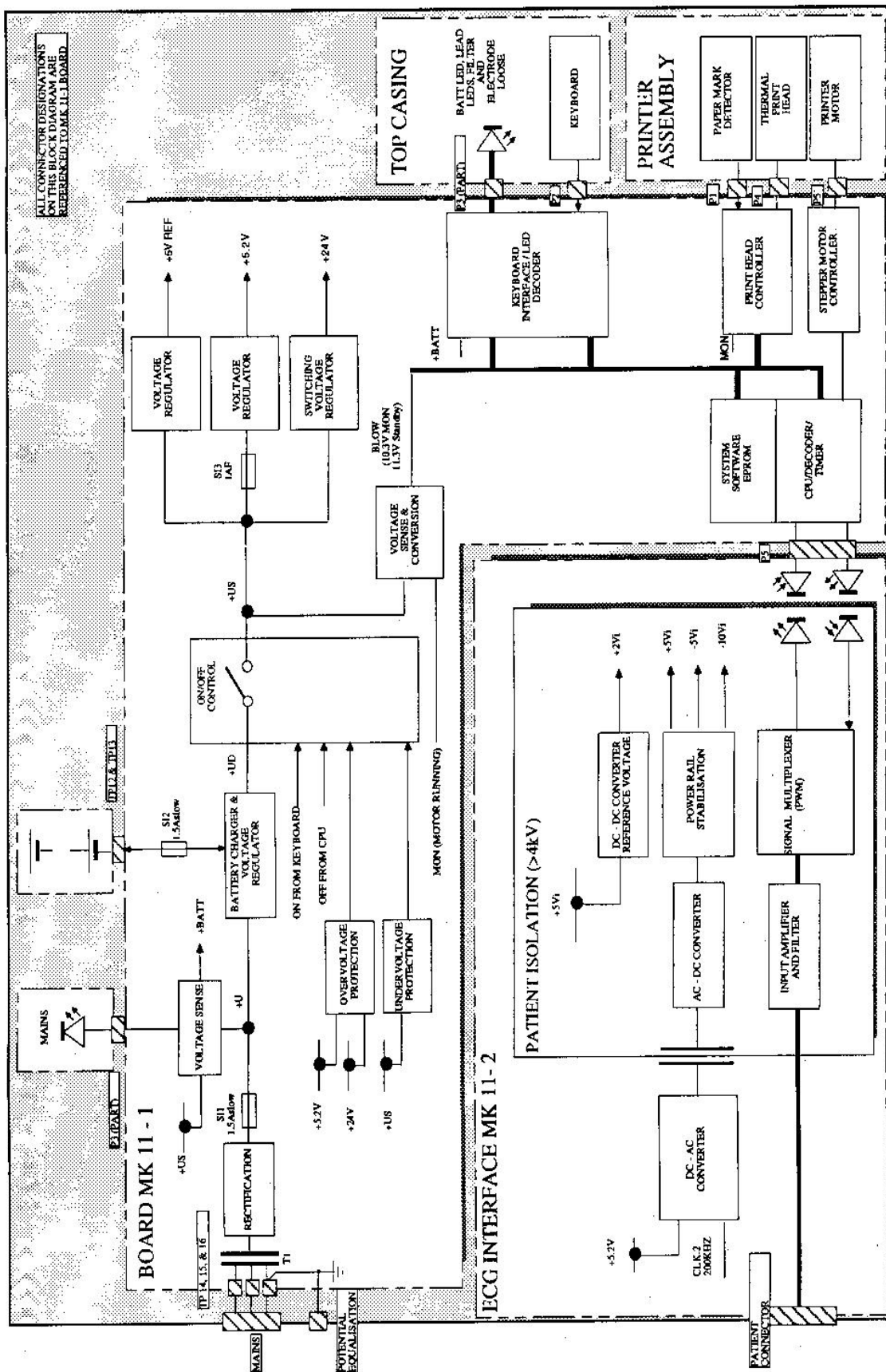
Από την παρακάτω εικόνα, φαίνονται τα εξής:

Μια AC τάση 35V (μετά τον Μ/Σ), εισέρχεται, ανορθώνεται και στη συνέχεια σταθεροποιείται ($35V +U$), ενώ χρησιμοποιείται από μια γεννήτρια για να βγάλει τελικά τα 13,5V UD που θέλει η συσκευή για να λειτουργήσει. Στη συνέχεια αυτή η τάση διαμοιράζεται (Switching, +5V REF, +5.2V, +24V). Ιδιαίτερο χαρακτηριστικό αποτελεί η παρουσία του ανιχνευτή υπερτάσεων +5.2V και +24V, όπου αυτόματα όταν τις υπερβεί (συνήθως κατά την εκκίνηση, αποκλείοντας βέβαια κάποια άλλη βλάβη), τότε αυτόματα ο καρδιογράφος κλείνει.

Όταν τώρα δουλεύει στα 220 Volt/50Hz, και ο διακόπτης ON/OFF είναι στη θέση ON η υπεύθυνη τάση λειτουργίας είναι η UD. Όταν ο διακόπτης είναι στη θέση OFF υπάρχει η δυνατότητα φόρτισης της μπαταρίας. Όταν αυτή φορτίσει (και δεν ανάβει το ενδεικτικό λαμπάκι (Low Batt), γυρίζουμε τον διακόπτη στη θέση ON και ο καρδιογράφος βρίσκεται σε λειτουργία με τη μπαταρία.

Επίσης, ένα χαμηλό σήμα της μπαταρίας (BLOW) δημιουργείται, όταν η τάση της μπαταρίας +US πέσει στα 11.3V από τα 13.5V. Τότε, υπάρχει ένα κύκλωμα, που διαβάζει την τάση αυτή και σε περίπτωση που λειτουργεί το motor καταγραφής (τραβάει ρεύμα), το BLOW Signal ενεργοποιείται στα 10.3V.

Το τροφοδοτικό με τη σειρά του τώρα, δίνει τις τάσεις εκείνες που είναι ικανές για να λειτουργεί το ηλεκτρολόγιο και το σύστημα εκτύπωσης (motor-θερμοκεφαλή). Επίσης τροφοδοτεί την κεντρική μονάδα CPU (chip 68000), τον αποκωδικοποιητή καθώς και την EPROM (128Kbyte), υπεύθυνη για το Software του καρδιογράφου. Και τέλος, την μνήμη RAM, που μπορεί να αποθηκεύσει 128Kbytes με δεδομένα του ΗΚΓ, τα οποία χάνει όταν κλείσουμε τον καρδιογράφο (θέση OFF). Οι βασικές ρυθμίσεις, αποθηκεύονται σε μια σειριακή EEPROM (U12).



Εικ. 3.9 - Άποψη των κυκλωμάτων του καρδιογράφου AT-1.

3.6 ΜΟΝΑΔΑ ΛΗΨΗΣ ΤΟΥ ΗΚΓ, ΜΚ 11-2

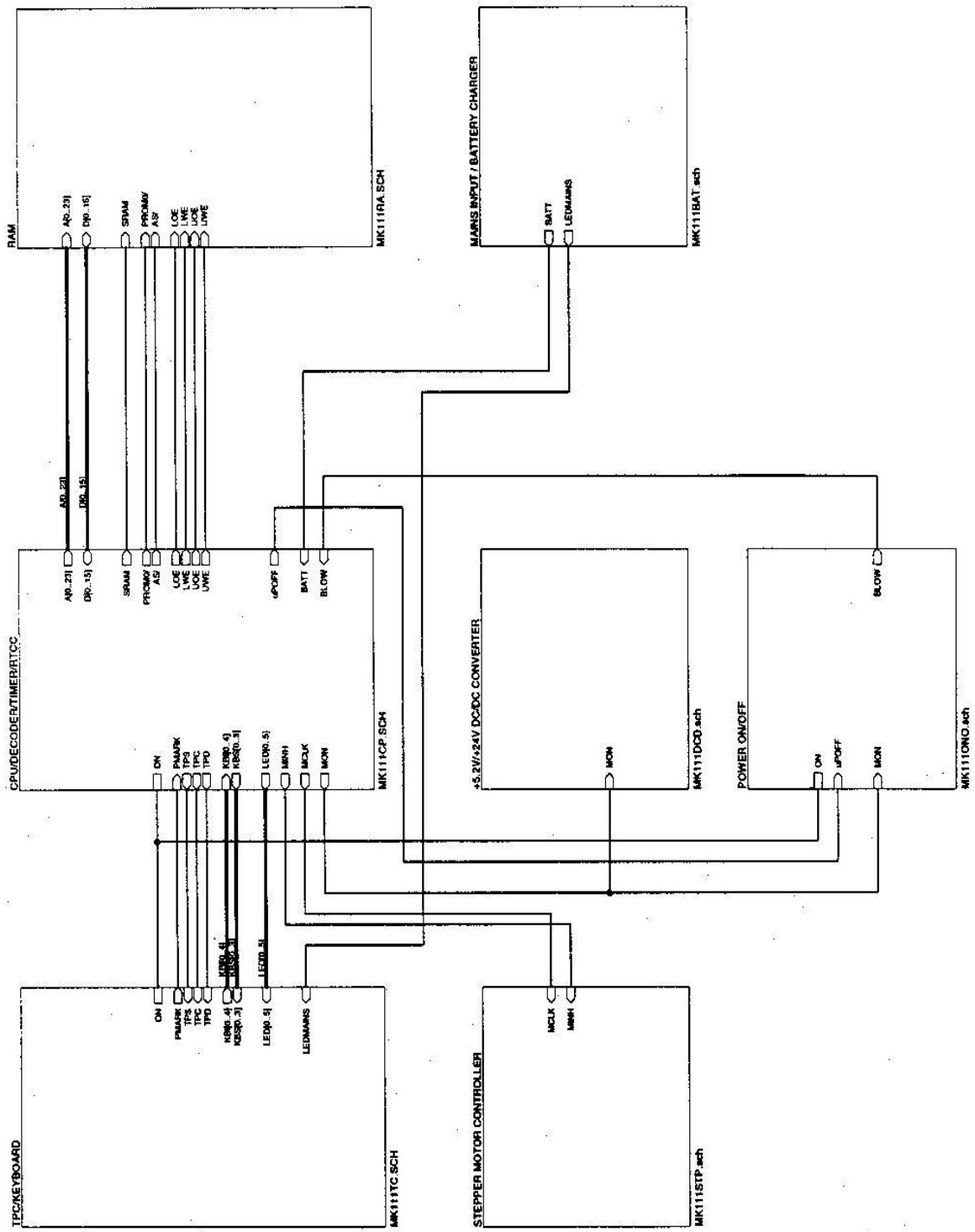
Άλλη μια μονάδα, είναι η πλακέτα ECG MK11-2, πλακέτα υπεύθυνη για τη μεταφορά στην ουσία του βιοηλεκτρικού σήματος από το σώμα του ανθρώπου, στη CPU για περαιτέρω επεξεργασία.

Κοιτάζοντας στο κύκλωμα, βλέπουμε ότι στην είσοδο της πλακέτας MK 11-2, υπάρχει ένας μετατροπέας DC-AC με χρονισμό στα 200Khz. Το σήμα που λαμβάνεται από τον ασθενή (ΗΚΓ) φιλτράρεται (LPF 27Khz) και ενισχύεται (A=11). Στη συνέχεια ξαναφιλτράρονται και ξαναενισχύονται (A=23), πριν πολυπλεχθούν κατά PWM, για να μεταφερθούν στη συνέχεια στη CPU. Τέλος υπάρχει ένας DC-DC Converter, υπεύθυνος για τις τάσεις που θα χρειαστούν οι ενισχυτικές βαθμίδες του ΗΚΓ.

3.7 MICROPROCESSOR (CONTROL) UNIT, ΜΚ 11-1

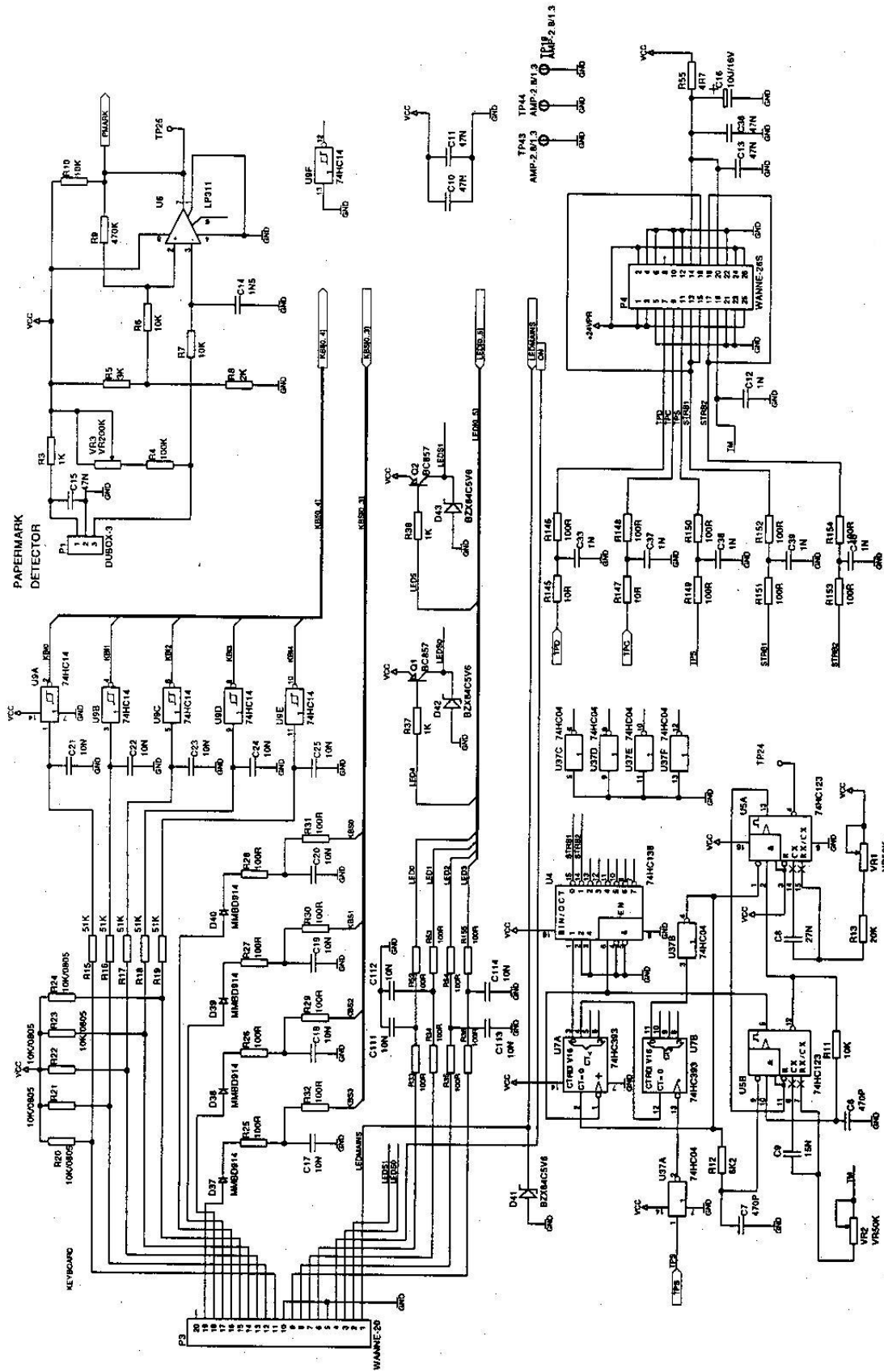
Παρακάτω, απεικονίζονται τα περιεχόμενα της ΜΚ 11-1 και οι συνδεσμολογίες μεταξύ αυτών, σε ένα γενικό σχηματικό διάγραμμα.

Αναλυτικότερα, υπάρχει το τροφοδοτικό (POWER ON/OFF), η κεντρική είσοδος με τον φορτιστή μπαταρίας (MAINS INPUT/BATT CH), που τροφοδοτεί την CPU με τον αποκωδικοποιητή (DECODER) και το πληκτρολόγιο (TPC/KEYBOARD). Η CPU τώρα μέσω και του μετατροπέα (DC-DC), ενεργοποιεί το μοτεράκι της εκτύπωσης (MON), ενώ ρυθμίζει και την ταχύτητά του (MCLK) κατευθύνοντας το STEPPER MOTOR CONTROLLER. Τέλος υπάρχει η RAM, η οποία ελέγχεται πλήρως από την CPU.



Εικ. 3.10 - Πλακέτα MK 11-1.

3.7 TP/KEYBOARD CONTROLLER MK 11-1



Από το εύκαμπτο καλώδιο (P3), τροφοδοτείται ο Controller του ηλεκτρολογίου, αλλά ελέγχεται και από τη CPU. Η είσοδος TPS (Thermal Printer Strobe), έχει να κάνει με την ενεργοποίηση της κεφαλής εκτύπωσης η οποία επιτυγχάνεται με το πάτημα του κουμπιού Print και κατόπιν ενεργοποιείται το (73HC04) σύστημα πυλών, το οποίο με τη σειρά του δίνει το "OK" για την περαιτέρω εντολή εκτύπωσης της χαρτοταινίας από την θερμοκεφαλή. Η θερμοκεφαλή, συνδέεται με τον Controller του ηλεκτρολογίου μέσω του εύκαμπτου καλωδίου (P4).

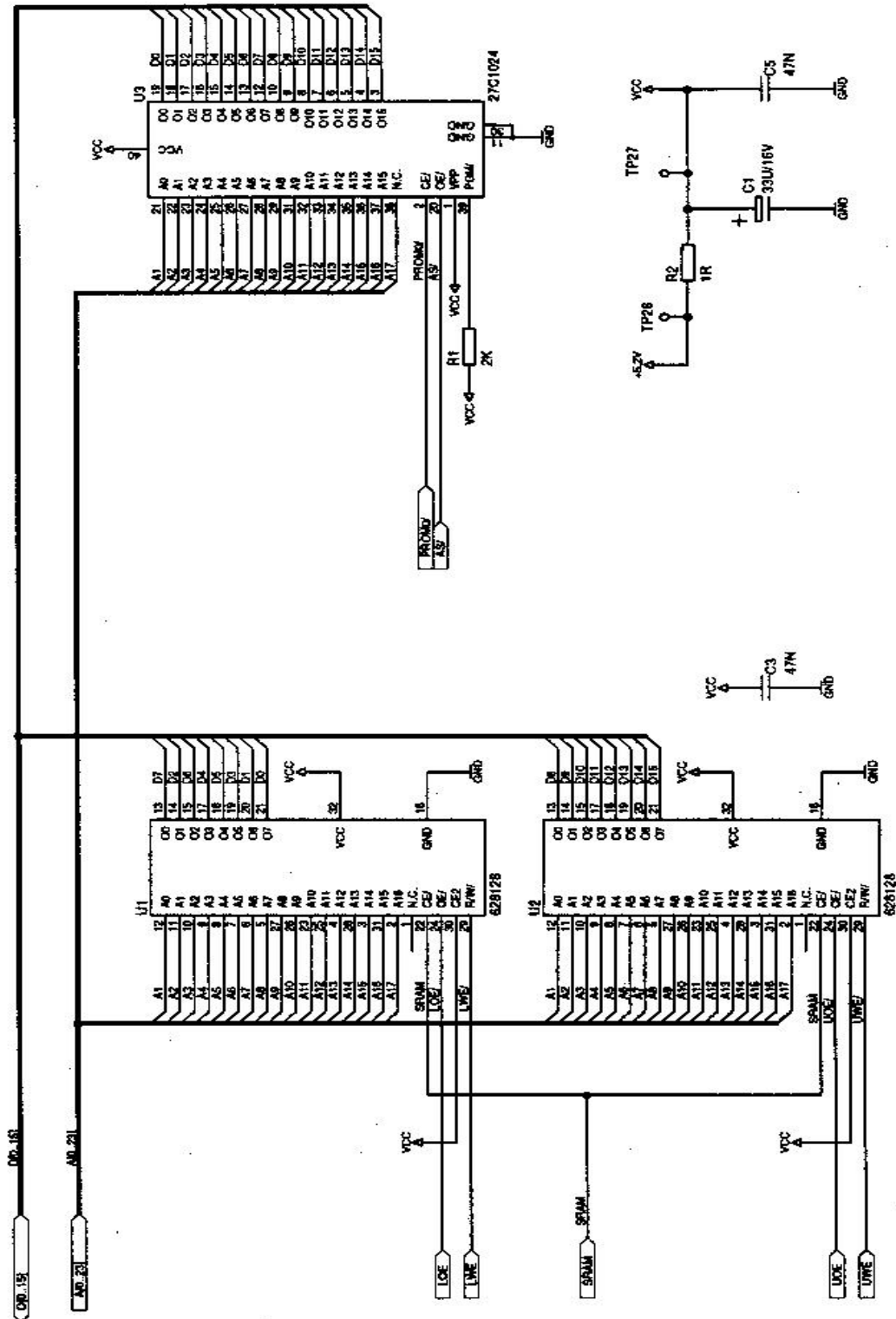
Με το πάτημα λοιπόν του πλήκτρου για εκτύπωση, υπάρχει ο μονοσταθής πολυδονητής (74HC123), ο οποίος σκανδαλίζει τον δυαδικό απαριθμητή των 4Bit (74HC393) και τον κωδικοποιητή γραμμής (74HC138). Από εκεί μετατρέπεται το σήμα από τον HEX Inverter (74HC04). Οι αντιστάσεις και οι πυκνωτές, φιλτράρουν και άλλες φορές απλά υπάρχουν για προσαρμογή στις συζεύξεις των κυκλωμάτων.

3.8 CPU ΚΕΝΤΡΙΚΗ ΜΟΝΑΔΑ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ, DECODER

Όπως φαίνεται και στο σχέδιο παρακάτω, υπάρχει ο μικροεπεξεργαστής (CPU, U17 - 68EC000), ο οποίος είναι 16bit, λειτουργεί σε συνεργασία με δύο κοινά ολοκληρωμένα (gate array IC's) συγκεκριμένου οπλισμού πύλης (U14, U13), τα οποία αποδίδουν όλες τις λειτουργίες χρονισμού και ελέγχου στα κυκλώματα του καρδιογράφου.

Αν δούμε αναλυτικά τη CPU, τότε θα δούμε το Clock (CLK) της που προσδιορίζει την ταχύτητα της λειτουργίας του επεξεργαστή που είναι τα 2.4MHz. Η CPU χρονίζεται από το κεντρικό Clock που βρίσκεται στο U14 (CLK10), το οποίο δίνει και την διεύθυνση των περιφερειακών (VPA) στην CPU (AVEC). Τα A(1..n) αποτελούν το Address Bus της CPU, ενώ τα D(1..n) είναι το Data Bus. Ο καταχωρητής (65006) αποτελεί τον ενδιάμεσο δρόμο μεταξύ CPU και μνημών, ενώ το (U15) αποτελεί τον Interrupt Controller και βρίσκεται σε συγκεκριμένες θέσεις των I/O ports.

3.9 MNMH RAM - EPROM

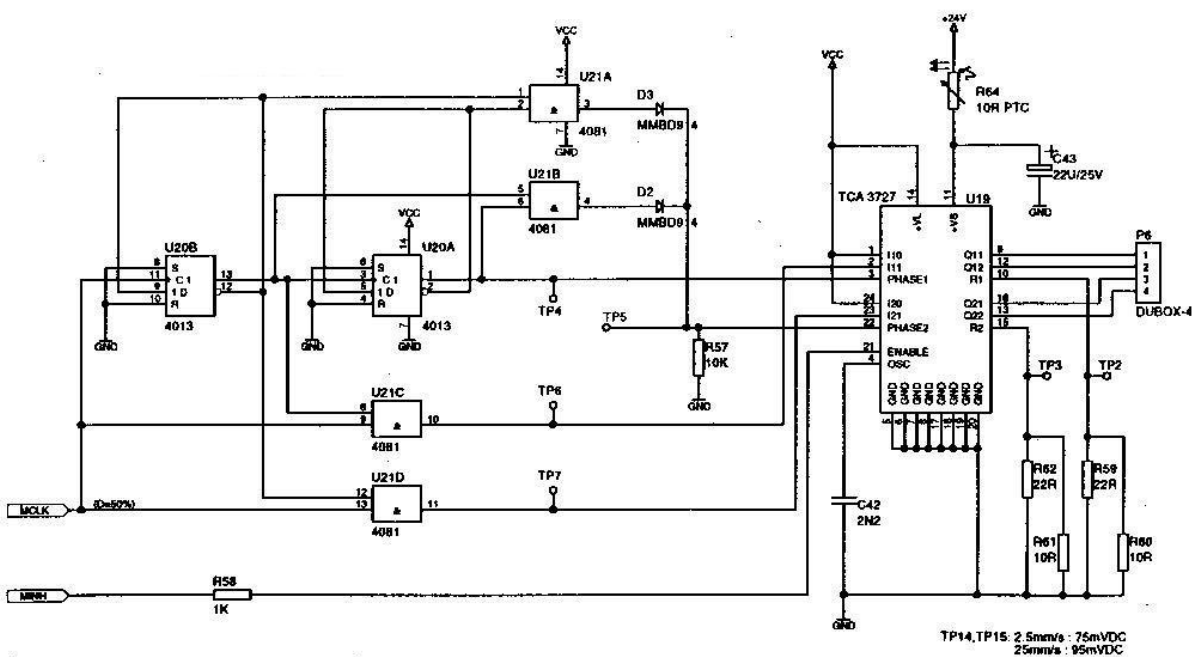


Όπως είναι γνωστό, για να δουλέψει μια μνήμη χρειάζεται την διεύθυνση (Address) και το περιεχόμενο (Data). Έτσι όπως φαίνεται και στο σχέδιο, έρχονται από τον επεξεργαστή (A0..A23 και D0..D15).

Το Software βρίσκεται στην EPROM (27C1024) των 128Kbytes. Στη μνήμη RAM (628128) των 128 Kbytes, αποθηκεύεται το ΗΚΓ κάθε φορά που ανοίγει ο καρδιογράφος, ενώ κάθε φορά που κλείνει, τα δεδομένα αυτά χάνονται. Στην ουσία, όπως κάθε μνήμη έχει εσωτερικά έναν Address Decoder και έναν Buffer (4-state) ο οποίος "αδειάζει" τα δεδομένα όταν η μνήμη δεν τροφοδοτείται (Vcc). Το γράψιμο, ή αλλιώς η αποθήκευση των ΗΚΓ, επιτυγχάνεται από μια memory control (εσωτερικά της μνήμης) όταν σκανδαλισθεί (λογικό 1) η είσοδος R/W.

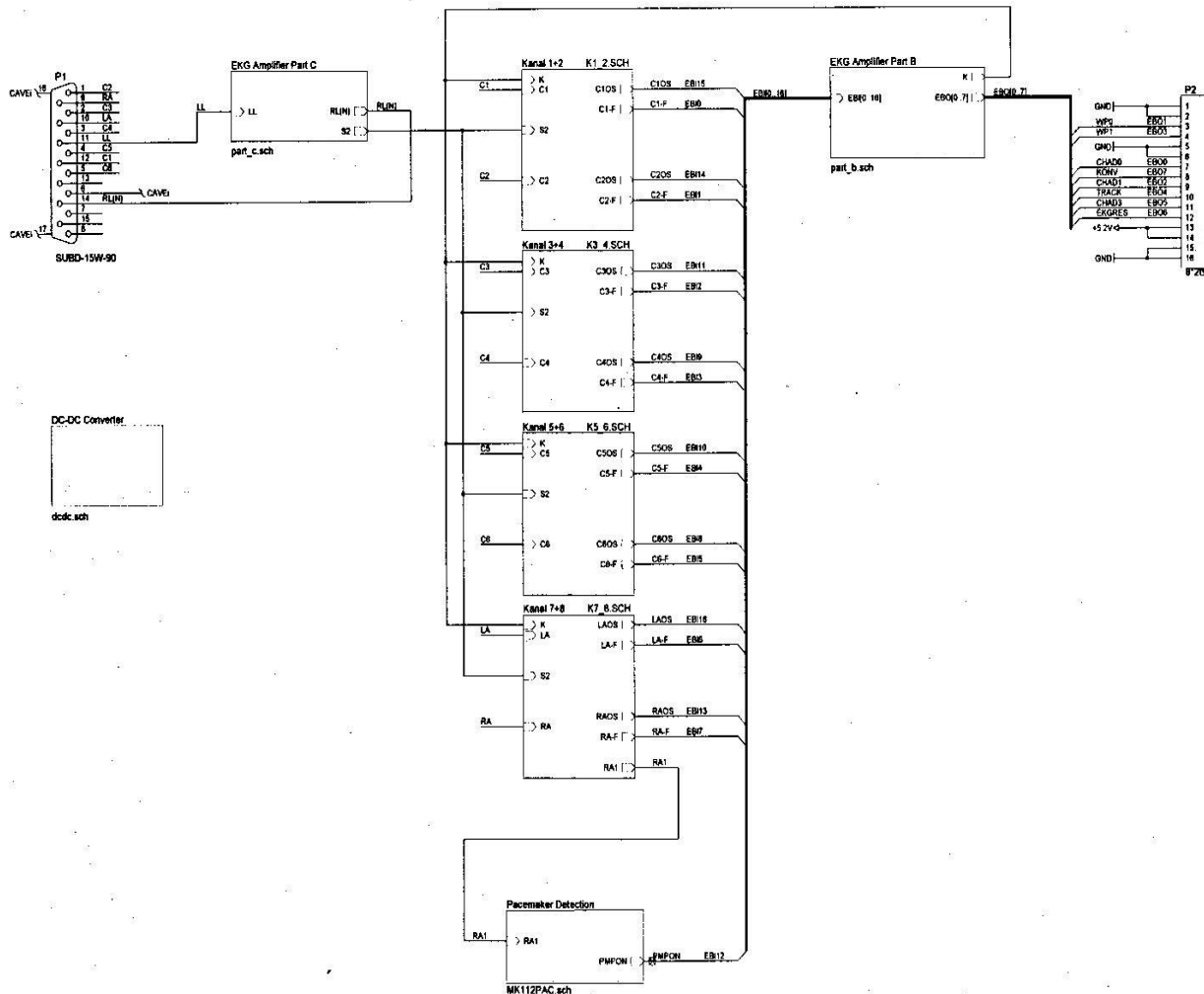
3.10 ΚΥΚΛΩΜΑ ΟΔΗΓΗΣΗΣ ΤΟΥ ΒΗΜΑΤΙΚΟΥ ΜΟΤΕΡ ΕΚΤΥΠΩΣΗΣ

Το συγκεκριμένο κύκλωμα, οδηγεί το stepper motor, υπεύθυνο για την κίνηση του προς εκτύπωση χαρτιού. Με την ενεργοποίηση για εκτύπωση (πλήκτρο Print), στην είσοδο του κυκλώματος έρχεται κάποιος παλμός (MCLK, main clock). Στη συνέχεια όμως υπάρχουν δύο Flip-Flop (4013), τα οποία σε συνεργασία με τις πύλες AND διπλής εισόδου (4081), μετατρέπουν τους παλμούς του clock σε φάση. Αυτό συμβαίνει, για να έχει το motor μια πιο ομαλή και ελεγχόμενη κίνηση, απ'ότι με τους παλμούς όπου ή θα δούλευε, ή όχι. Επίσης, υπάρχει (με τη μετατροπή σε φάση), η δυνατότητα ρύθμισης της ταχύτητας του χαρτιού.



3.11 ECG INTERFACE

Παρακάτω, φαίνεται ένα γενικό διάγραμμα της επεξεργασίας του ΗΚΓ. Το (P1) αποτελεί τον κονέκτορα της εισόδου του ΗΚΓ από τον ασθενή μέσω των καλωδίων, στον καρδιογράφο.



Το σήμα λοιπόν (το σύνολο των καναλιών του ΗΚΓ), με την είσοδό του, περνάει πρώτα σε έναν ενισχυτή, αφού πρώτα φιλτραριστούν από ένα χαμηλοπερατό φίλτρο (LPF) των 27KHz. Αφού τώρα ενισχυθούν (A=11), ξαναφιλτράρονται με ένα (LPF) στους 1KHz και ξαναενισχύονται με μια απολαβή στα 23.

Στη συνέχεια το σήμα εφαρμόζεται στον πολυπλέκτη, του οποίου ο ρυθμός δειγματοληψίας είναι τα 1000Hz, δηλαδή γίνεται δειγματοληψία του λαμβανόμενου ΗΚΓ, 1000 φορές το δευτερόλεπτο. Από εκεί στέλνεται για περαιτέρω επεξεργασία στη CPU.

ΚΑΡΔΙΟΛΟΓΙΚΟ MONITOR



ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗΣ ΑΣΘΕΝΩΝ

ΚΕΦ 4. ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΕΠΙΤΗΡΗΣΗΣ (MONITOR) ΑΣΘΕΝΟΥΣ.

4.1 ΓΕΝΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΤΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΕΠΙΤΗΡΗΣΗΣ ΑΣΘΕΝΟΥΣ.

Τα συστήματα επιτήρησης ασθενούς, έχουν ως αποστολή, την ποσοτική εκτίμηση σημαντικών φυσιολογικών μεταβλητών των ασθενών, στη διάρκεια μιας κρίσιμης, για τις βιολογικές λειτουργίες τους, περιόδου. Αυτό επιτυγχάνεται, με την συνεχή ή κατά τακτικά διαστήματα, αυτόματη μέτρηση των παραμέτρων αυτών. Ο αριθμός και το είδος των παραμέτρων αυτών, εξαρτάται από την κατάσταση του ασθενούς (π.χ. μετεγχειρητική, καρδιαγγειακά προβλήματα, πολυτραυματίας κλπ.).

Οι πιο συχνά επιτηρούμενες παράμετροι είναι:

- ▶ το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ)
- ▶ ο μέσος ή στιγμιαίος καρδιακός ρυθμός
- ▶ ο σφυγμός
- ▶ η άμεση (επεμβατική, αιματηρή) αρτηριακή πίεση (διαστολική, συστολική, μέση, τάση εξέλιξης κλπ.)
- ▶ Η έμμεση (μη επεμβατική, συνήθως κατά Korotkoff) αρτηριακή πίεση
- ▶ η φλεβική πίεση
- ▶ Η θερμοκρασία διαφόρων σημείων του σώματος
- ▶ ο ρυθμός αναπνοής
- ▶ το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ)
- ▶ η μερική πίεση του οξυγόνου στο αίμα κλπ

Η επιτήρηση των παραμέτρων αυτών, πραγματοποιείται σε παρακλίνιο σύστημα (bedside Monitor) ή / και κεντρικό σύστημα (central station), ανάλογα με τις απαιτήσεις τον διαθέσιμο χώρο και το κόστος.

Τα παρακλίνια συστήματα επιτήρησης ασθενούς, είναι δυνατόν να αποτελούνται από ένα απλό ενισχυτή ΗΚΓ, ένα παλμογράφο και ένα σύστημα μέτρησης του καρδιακού ρυθμού και τα σχετικά συστήματα συναγερμού, μέχρι και εξαιρετικά περίπλοκα συμπλέγματα συσκευών μέτρησης φυσιολογικών παραμέτρων, συνήθως αποτελούμενα από ανεξάρτητα βυσματούμενα τμήματα (modules).

4.2 ΤΜΗΜΑ (MODULE) ΗΚΓ.

Οι οθόνες των συστημάτων επιτήρησης, είναι συνήθως του τύπου non fade, δηλαδή, η κυματομορφή αποθηκεύεται στην οθόνη, μέχρις ότου σβηστεί από την επόμενη επίκαιρη κυματομορφή, στην επόμενη σάρωση.

Οι συνήθως διαθέσιμοι ρυθμοί σάρωσης είναι 25 mm/s και 50 mm/s. Το εύρος απόκρισης του ενισχυτή του ΗΚΓ για τα monitors, δηλαδή, για την επιτήρηση καρδιακών αρρυθμιών κλπ., χωρίς επίδραση από ψευδενδείξεις (artefacts) κίνησης, είναι συνήθως 0.05 - 100 Hz, ενώ το αντίστοιχο εύρος για διαγνωστικούς σκοπούς είναι 0.05 - 100 Hz, ώστε να εξασφαλίζεται η πιστή ανασύνθεση της κυματομορφής PQRSΤ. Σε ορισμένους τύπους monitor, συνυπάρχουν και οι δύο τύποι ενισχυτών, ώστε να είναι δυνατή η χρήση τους και για διαγνωστικούς σκοπούς.

Η χρονικά μεταβλητή διαφορά δυναμικού, ανάμεσα σε δύο σημεία απαγωγής, από την επιφάνεια του σώματος (ΗΚΓ), η οποία εμφανίζεται ανάμεσα σε δύο κατάλληλα ηλεκτρόδια, ενισχύεται και καταγράφεται ή υφίσταται κατά περίπτωση παραπέρα επεξεργασία με ένα σύστημα, ηλεκτροκαρδιογράφου.

4.3 ΤΜΗΜΑ (MODULE) ΠΙΕΣΗΣ.

Ο ρυθμικός μηχανισμός άντλησης αίματος του μυοκαρδίου, ο οποίος οδηγείται μέσω των βαλβίδων, δίνει μετρήσιμες περιοδικές διακυμάνσεις της πίεσης, της ταχύτητας ροής και της παροχής του αίματος, καθώς και της μηχανικής τάσης (πίεσης) των αγγειακών τοιχωμάτων.

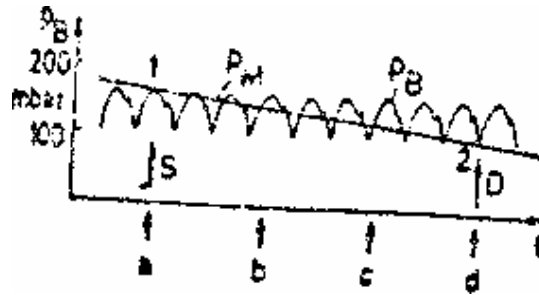
Η καρδιακή συχνότητα είναι από 60 - 80 min⁻¹ (1.0 - 1.5 Hz). Η προωθητική ικανότητα της καρδιάς (παροχή) είναι περίπου 5 l/min σε ηρεμία μέχρι 30 l/min, κατά την διάρκεια σκληρής εργασίας.

Ο ανά σύσπαση προωθούμενος όγκος και από τις δύο κοιλίες είναι περίπου 70 ml. Η ώση γίνεται έναντι μιας πίεσης περίπου 34 mbar, για την δεξιά κοιλία και μια αορτική πίεση 133 mbar, για την αριστερή κοιλία. Η στατική πίεση του αίματος είναι 8 mbar.

Η πίεση του αίματος προσδιορίζεται συνήθως με την αναίμακτη μέθοδο κατά Korotkoff / Riva - Rocci. Η μέθοδος αυτή στηρίζεται στη προσωρινή διακοπή της ροής του αίματος, μέσω ενός σφικτήρα, στο πάνω μέρος του χεριού, που "φουσκώνει", σε μια πίεση μεγαλύτερη από τη συστολική πίεση, έτσι ώστε να μη γίνεται, πλέον αισθητός ο σφυγμός.

Με αργή σταδιακή μείωση της πίεσης του σφικτήρα, εμφανίζεται στην περιοχή πίεςσεων ανάμεσα στη συστολική και τη διαστολική, ο λεγόμενος θόρυβος Korotkoff, ο οποίος προκαλείται από το εισερχόμενο αίμα. Οι τιμές πίεσης, στις οποίες πρωτοεμφανίζεται και εξαφανίζεται ο θόρυβος Korotkoff, πού ανιχνεύεται με ένα μικρόφωνο ή στηθοσκόπιο, δίδουν αντίστοιχα την

μέγιστη (συστολική) και την ελάχιστη (διαστολική) πίεση του αρτηριακού αίματος.

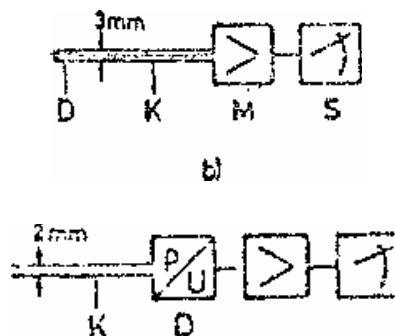


Εικ. 4.1: Μορφή της πίεσης του σφινγκτήρα (PM) και της πίεσης του αίματος (PB) κατά τη μέτρηση της πίεσης του αίματος κατά Riva - Rocci /Korotkoffi. T:χρόνος, S:συστολή. Ο θόρυβος Korotkoff ακούγεται σιγά (a), δυνατότερα (b), αμβλύς (c), και τέλος χάνεται (d) .

Η διαδικασία αυτή, μπορεί να αυτοματοποιηθεί και να ενσωματωθεί σε ένα monitor Εντατικής (ΜΕΘ) ή σε συστήματα 24-ώρου επιτήρησης, ανάλογα με τα συστήματα επιτήρησης αρρυθμιών Holter. Συνήθως όμως, αυτό αποφεύγεται και η πίεση κατά Riva - Rocci / Korotkoff λαμβάνεται από το προσωπικό της Εντατικής.

Εκτός από την έμμεση, υπάρχει και άμεση μέθοδος προσδιορισμού της πίεσης του αίματος, η οποία είναι και η πιο διαδεδομένη στα modules των monitors Εντατικής.

Αυτή συνίσταται στο να ανοιχθεί μια αρτηρία και να εισαχθεί ένας καθετήρας με ένα αισθητήριο πίεσης στην αρχή ή στο τέλος του καθετήρα.



Εικ. 4.2: Σύστημα μέτρησης της πίεσης με αισθητήριο πίεσης εκτός καθετήρα (α) και στην κορυφή του καθετήρα (β) .

α: K: καθετήρας πλήρης αίματος, D: μετατροπέας

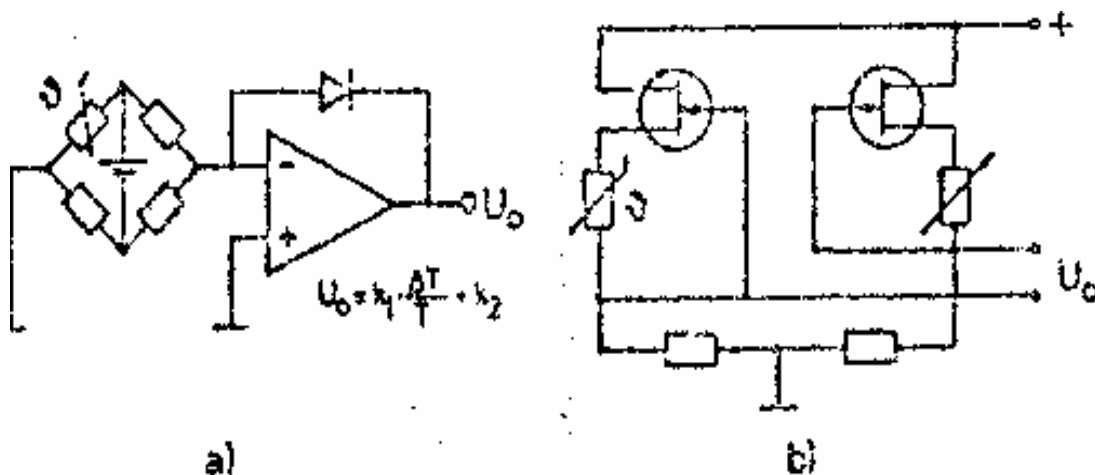
β: K: καθετήρας με αγωγό σήματος, M: μετρητική γέφυρα και ενισχυτής, S: καταγραφικό.

Ο καθετήρας (α) είναι λεπτός, όμως η ύπαρξη στήλης υγρού, μεταξύ της κορυφής του καθετήρα και του μετατροπέα, μεταβάλλει, λόγω φαινομένου συντονισμού, τη συνάρτηση μεταφοράς (MTF), επηρεάζοντας την κυματομορφή της απαγομένης πίεσης.

Ο καθετήρας (β) δεν έχει στήλη υγρού, είναι όμως σχετικά παχύς, ακατάλληλος π.χ. για παιδιά και παρουσιάζει σχετικά υψηλό κόστος, διότι συνήθως είναι μιας χρήσης.

4.4 ΤΜΗΜΑ (MODULE) ΜΕΤΡΗΣΕΩΣ ΘΕΡΜΟΚΡΑΣΙΩΝ.

Για την μέτρηση της επιφανειακής ή "εν τω βάθει" θερμοκρασίας του σώματος μπορούν να χρησιμοποιηθούν θερμομέτρα επαφής με θερμίστορς ή θερμοστοιχεία.



Εικ. 4.2: α) Σχηματικό διάγραμμα ενός γραμμικού θερμομέτρου με θερμίστορ. β) θερμομέτρο με θερμίστορ και συνδεσμολογία γέφυρας με FET.

4.5 ΆΛΛΑ ΕΙΔΗ MODULES.

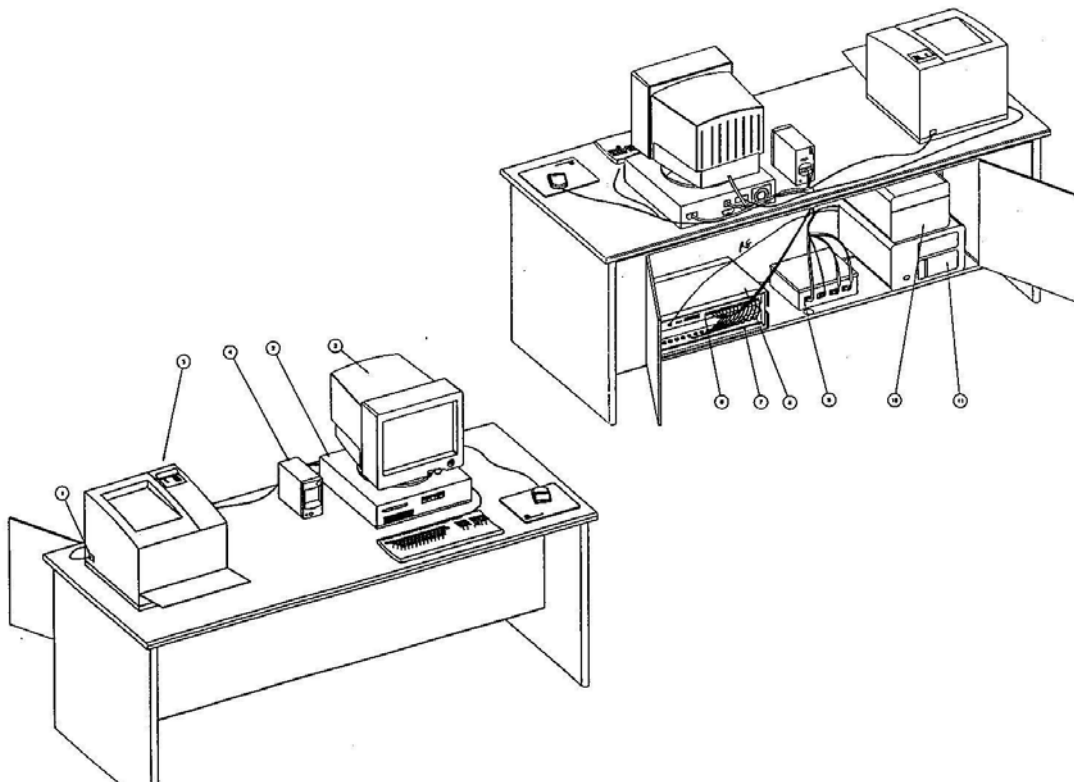
Επίσης, υπάρχουν και άλλα είδη modules, όπως είναι το module μέτρησης οξυγόνου του αίματος με το γνωστό "μανταλάκι". Συνήθως, σήμερα στις ΜΕΘ (Μονάδες Εντατικής Θεραπείας), χρησιμοποιούνται και τα τέσσερα παραπάνω είδη modules. Επίσης, τα monitor είναι τοποθετημένα ανά κρεβάτι και συνδεδεμένα κυρίως με δίκτυο "αστέρα" με έναν κεντρικό σταθμό. Τον κεντρικό σταθμό, ο οποίος απεικονίζει όλα τα Slave monitors, συνολικά ή

μοναδικά και τα ελέγχει ο υπεύθυνος γιατρός ή προϊστάμενος-νη του τμήματος της ΜΕΘ.

Στη συνέχεια, παρατίθεται παρακάτω ένας συγκεκριμένος σταθμός monitor της Ισραηλινής εταιρίας MENNEN (Envoy).

4.6 ΚΑΡΔΙΟΛΟΓΙΚΟ MONITOR ΕΠΙΒΛΕΨΗΣ ΑΣΘΕΝΟΥΣ ENVOY ΤΗΣ MENNEN MEDICAL

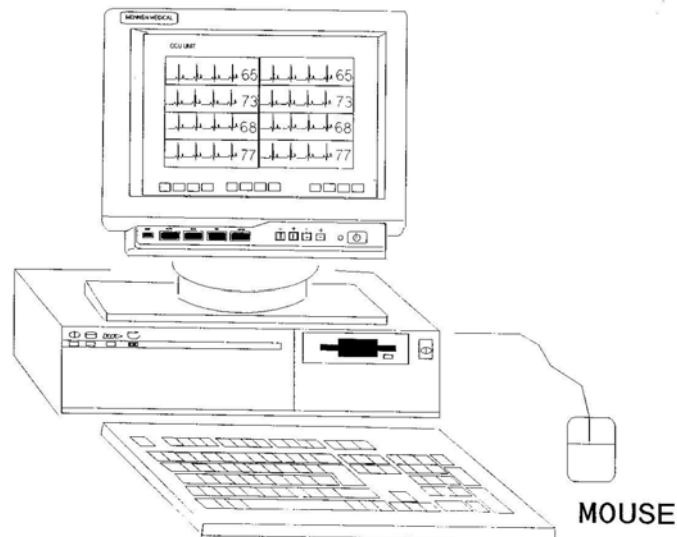
Τα καρδιολογικά monitor Envoy της MENNEN, είναι τα περισσότερο διαδεδομένα στο χώρο της ιατρικής. Έχουν τη δυνατότητα παρακολούθησης ενός ή περισσότερων ασθενών (στην περίπτωση που υπάρχει δίκτυο). Λειτουργούν παρόμοια με τους Η/Υ, ενώ ο χώρος που καταλαμβάνουν είναι μικρός λόγω του ικανοποιητικού μεγέθους τους. Οι διάφορες μετρήσεις, παίρνονται από τον ασθενή, μέσω κάποιων modules τα οποία είναι τοποθετημένα εξωτερικά του μηχανήματος (modules rack). Υπάρχει η δυνατότητα καταγραφής των μετρήσεων από εξωτερικό εκτυπωτή (συνήθως κάποιον Laser Printer). Παρακάτω απεικονίζεται ένας ολοκληρωμένος κεντρικός σταθμός Envoy με τα τμήματά του.



Εικ. 4.3: Απεικόνιση του κεντρικού σταθμού της MENNEN. Αριστερά φαίνονται, το monitor(Envoy), η οθόνη, ο εκτυπωτής, ένα module καταγραφής ECG. Δεξιά, από κάτω είναι το HUB για τη σύνδεση με τα monitors των

ασθενών, ένας διαμοιραστής τάσεων (απλά τα 220V), και ένα σύστημα τηλεμετρίας.

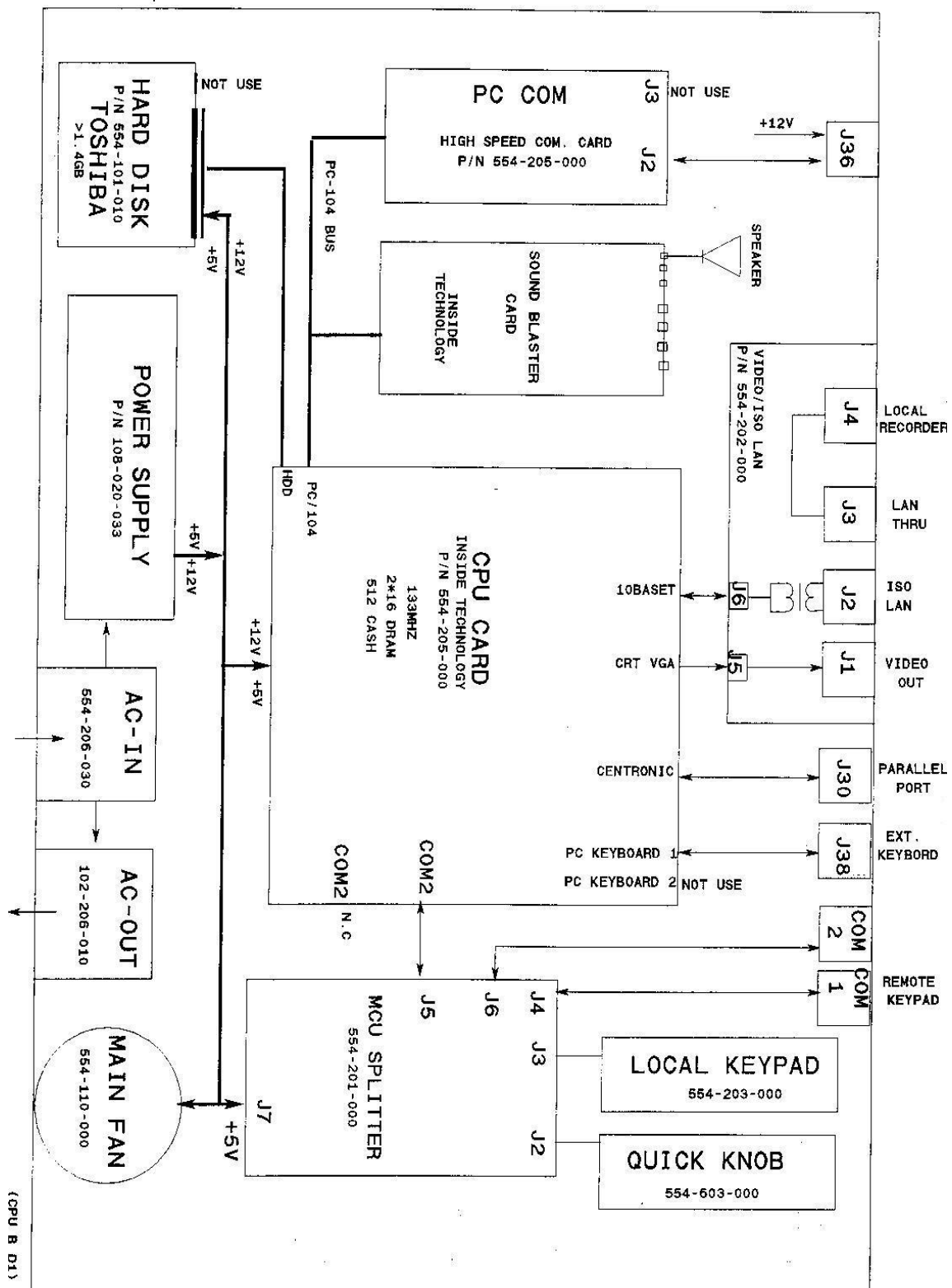
Ειδικότερα, όπως καθόμαστε μπροστά στο monitor, μπορούμε να βλέπουμε και συνεπώς να ελέγχουμε τους ασθενείς της ΜΕΘ, παρατηρώντας τα ηλεκτροκαρδιογραφήματά τους, την πίεσή τους κ.λ.π. ανά πάσα στιγμή, συνολικά ή ξεχωριστά.



Ει κ. 4.4: Κεντρικός σταθμός που απεικονίζει τα ηλεκτροκαρδιογραφήματα 8 Ασθενών (μέγιστη ικανότητα)

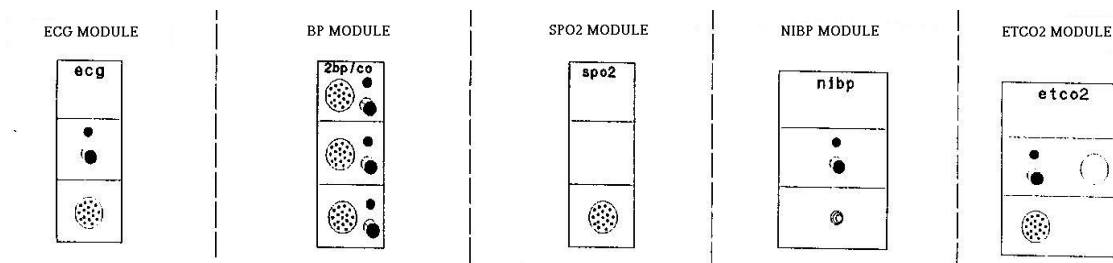
Στην ουσία, όπως φαίνεται κι από τα σχήματα, έχουμε να κάνουμε με ένα Η/Υ με τη διαφορά ότι χρησιμοποιεί σαν Software το Unix με κάποιες παραλλαγές για ιατρική επεξεργασία. Όσον αφορά το Hardware, όπως φαίνεται και παρακάτω το Envoy monitor της MENNEN, αποτελείται από μια CPU (Intel Pentium 133MHz), έναν σκληρό δίσκο (1.4 GB) για την αποθήκευση του Software και των μετρήσεων. Έχει δύο μνήμες DRAM των 16MB η καθεμιά (32 MB DRAM), ενώ η Cash memory είναι 512 Kb. Διακρίνουμε εύκολα την κάρτα ήχου (Sound Blaster) όπου δίνει την έξοδό της σε ένα εσωτερικό μεγαφωνάκι (Speaker).

Τέλος, υπάρχει μια κάρτα PC Com, η οποία είναι υπεύθυνη για την μεταφορά στη CPU, των σημάτων που εισέρχονται σ' αυτήν, μέσω των modules. Αυτή η κάρτα κάνει την διαφορά του monitor με έναν Η/Υ. Οι έξοδοι του και εισοδοί του είναι αυτοί ενός Η/Υ. Το τροφοδοτικό είναι ένα κοινό switching.

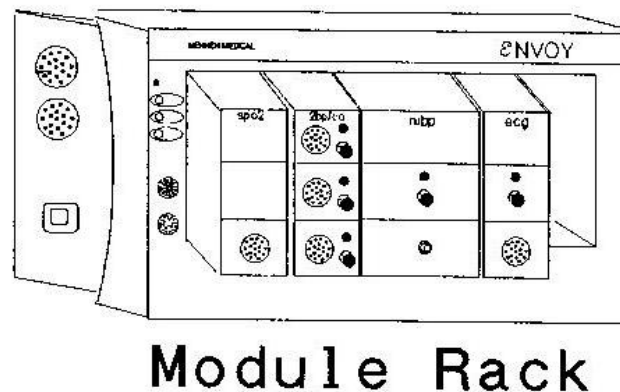


Εικ. 4.5: Block διάγραμμα του Envoy monitor

Όπως είδαμε το καρδιολογικό monitor μοιάζει υπερβολικά με έναν Η/Υ. Η διαφορά τους εστιάζεται στον τρόπο εισόδου των διαφόρων δεδομένων (ΗΚΓ, πίεσης κ.λ.π.) από τον ασθενή, τα οποία μεταφέρονται στο monitor μέσω κάποιων modules. Τέτοια modules, είναι του ΗΚΓ, της πίεσης (NIBP), του οξυγόνου του αίματος (SPO2), του διοξειδίου του άνθρακα (ETCO2). Βέβαια, δεν μεταφέρονται απ'ευθείας. Όλες οι modules τοποθετούνται (κουμπώνουν βισματικά), μέσα σε ένα "κουτί", το λεγόμενο και Module Rack. Απ'αυτό, φεύγει ένα καλώδιο με τα δεδομένα, το οποίο μπαίνει στην είσοδο J36 του monitor (Εικ.4.5).

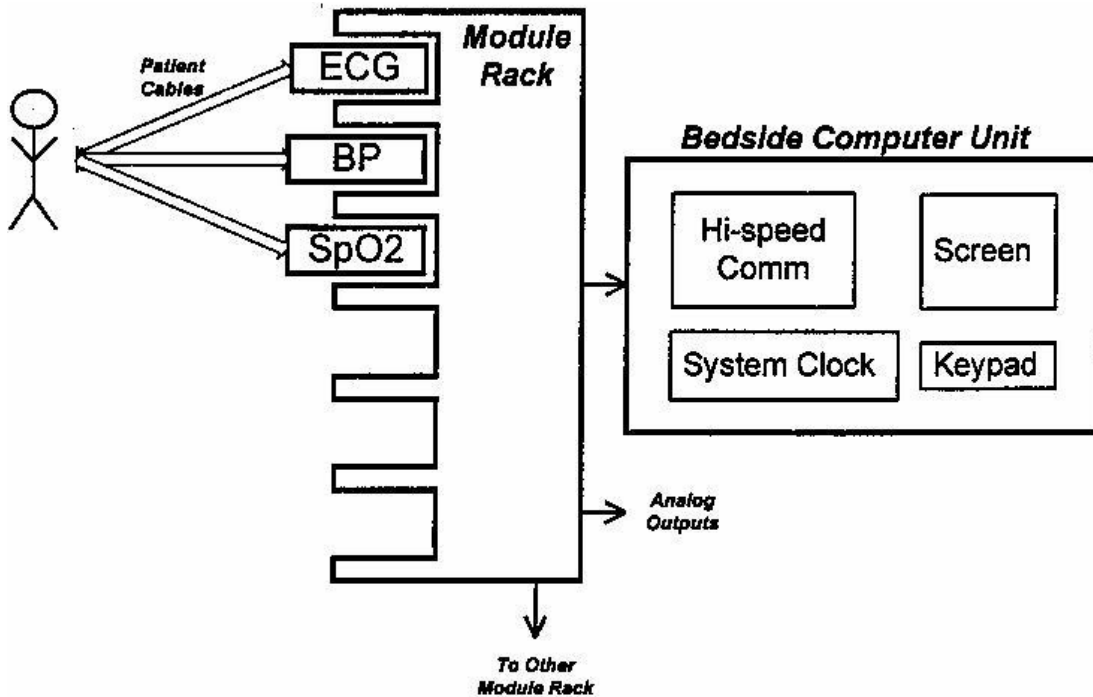


Εικ. 4.6: Τα 5 είδη των modules



Εικ. 4.7: Ένα module Rack με τις modules τοποθετημένες

Έτσι, για παράδειγμα, το καλώδιο ECG του ασθενή (που του μετράει το ΗΚΓ) απ'τη μια μεριά του είναι συνδεδεμένο σ'αυτόν και από την άλλη, στην module ECG που είναι τοποθετημένη στο Rack. Στο παρακάτω σχήμα, φαίνεται η πορεία του σήματος, που ξεκινάει από τον ασθενή, μέχρι να φτάσει στο monitor.



Εικ. 4.7: Πορεία του σήματος λήψης των monitors. Ασθενής-modules-monitor

Το μεγάλο πλεονέκτημα αυτών των monitor, είναι ότι μπορούν να συνδεθούν σε δίκτυο δύο ή περισσότερων από αυτά. Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω υπάρχει η δυνατότητα παρακολούθησης του ενός, όλων ή των επιλεγμένων monitor ενός δικτύου (Slaves), από τον κεντρικό σταθμό (Master).

Παλιότερα (από το 1989), τα δίκτυα στα monitors, ήταν αλυσιδωτά (Chain). Αυτό δημιουργούσε προβλήματα τεχνικής φύσεως. Όπως είναι λογικό, όταν ένα monitor είχε βλάβη, "έκοβε" τα υπόλοιπα με αποτέλεσμα, να γίνεται δύσκολη η παρακολούθηση των ασθενών από τον κεντρικό σταθμό. Να σημειωθεί εδώ ότι όταν λέμε κεντρικός σταθμός δεν εννοούμε κάτι διαφορετικό από ένα monitor, το οποίο όμως είναι συνδεδεμένο και δηλωμένο έτσι ώστε να αποτελεί το κεντρικό monitor που μπορεί και ελέγχει τα υπόλοιπα. Η λύση στο παραπάνω πρόβλημα, ήρθε με την χρησιμοποίηση του δικτύου σε αστέρα, όπου το κάθε monitor δεν εξαρτάται με άλλα, παρά μόνο με τον κεντρικό σταθμό. Επίσης βελτιώθηκε και η ταχύτητα μετάδοσης των δεδομένων λόγω του ότι ο δρόμος πλέον προς τον "ελεγκτή" κεντρικό σταθμό ελαχιστοποιήθηκε.

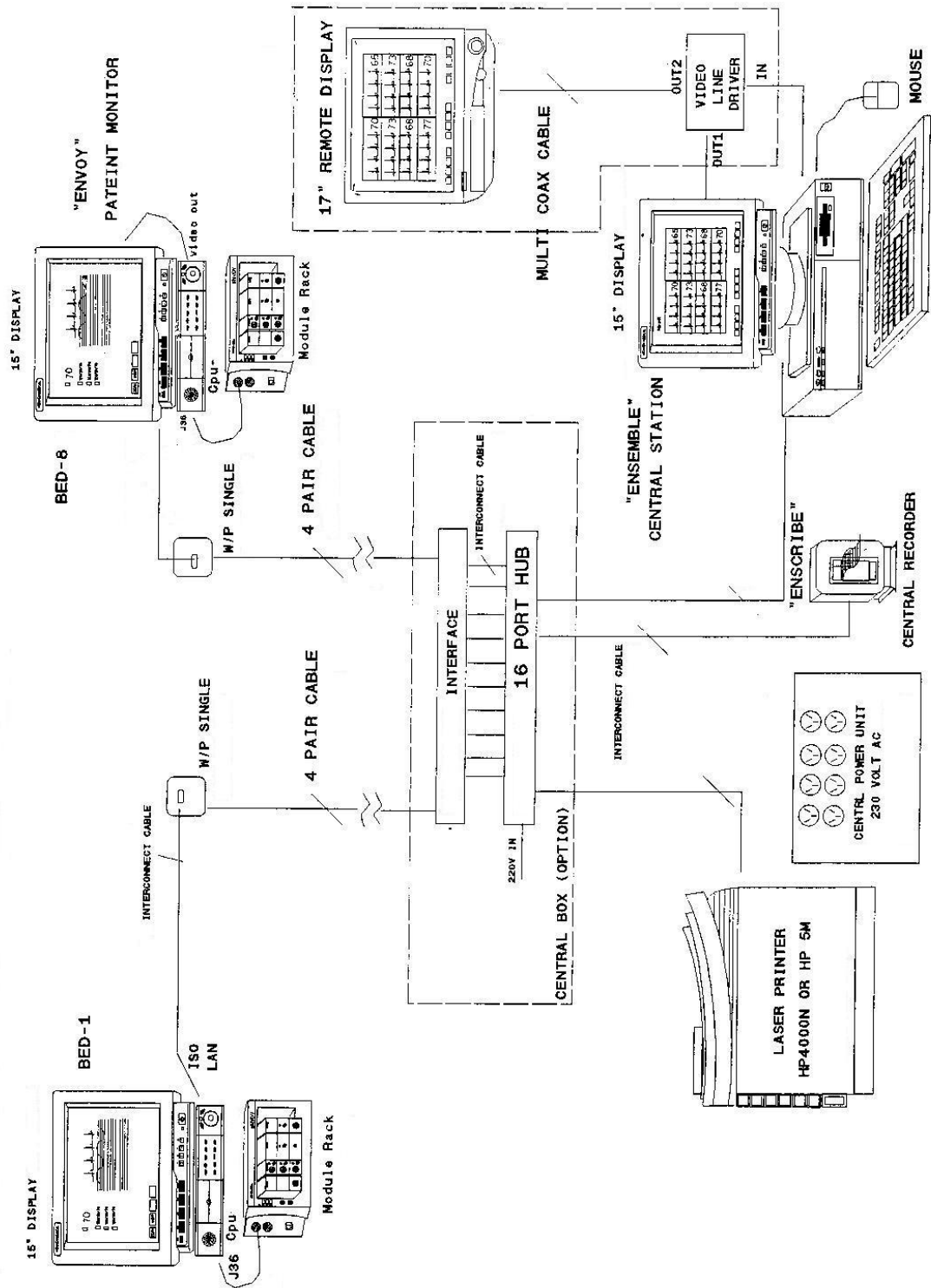
Γενικά, στο δίκτυο κατά αστέρα, κάθε σταθμός είναι συνδεδεμένος με σύνδεση point-to-point σε ένα κοινό κεντρικό μεταγωγέα (switch), μέσω του οποίου γίνονται όλες οι επικοινωνίες. Αν κάποιος σταθμός επιθυμεί να μεταδώσει δεδομένα, πρέπει πρώτα να επικοινωνήσει με τον κεντρικό μεταγωγέα

και στην συνέχεια να συνδεθεί με τον σταθμό προορισμού. Όταν η σύνδεση γίνει, τα δεδομένα μπορούν να μεταδοθούν ανάμεσα στους δύο σταθμούς σαν να ήταν απευθείας συνδεδεμένοι με το φυσικό μέσο. Στο συγκεκριμένο δίκτυο η κεντρική διαχείριση δεν απαιτεί από τους σταθμούς γνώση της τοπολογίας του δικτύου.

Ο κεντρικός σταθμός της τοπολογίας αυτής μπορεί να είναι είτε ενεργή είτε παθητική συσκευή. Μία ενεργή κεντρική συσκευή χρησιμοποιείται όταν ο έλεγχος του δικτύου γίνεται από το κεντρικό σημείο (HUB). Στην περίπτωση αυτή το κεντρικό σημείο δρομολογεί όλα τα δεδομένα του δικτύου είτε αυτά αφορούν σταθμούς του τοπικού δικτύου είτε σταθμούς απομακρυσμένων δικτύων. Τα δίκτυα με ενεργές συσκευές είναι πολύ χρήσιμα όταν ο κύριος όγκος της κίνησης των δεδομένων είναι ανάμεσα στους σταθμούς. Η κεντρική συσκευή δρα σαν μεταγωγέας μηνυμάτων και απαιτεί αρκετή επεξεργαστική ικανότητα. Παραδείγματα τέτοιων συσκευών είναι τα **switching hubs** που χρησιμοποιούνται για την επίτευξη του δικτύου των monitors.

Σε ένα δίκτυο αστέρα με κεντρική παθητική συσκευή, τα δεδομένα που μεταδίδονται από ένα σταθμό, μοιράζονται σε όλους τους σταθμούς του δικτύου. Αν στην παθητική συσκευή είναι συνδεδεμένοι N σταθμοί τότε η απώλεια σήματος λόγω του διαχωρισμού είναι $1/N$. Η κεντρική συσκευή δεν έχει ικανότητα δρομολόγησης και δεν χρειάζεται ιδιαίτερη περιπλοκότητα.

Παρακάτω φαίνεται ένα τέτοιο δίκτυο χρησιμοποιούμενο σήμερα από όλα τα δημόσια νοσοκομεία της χώρας.



Εικ. 4.8: Monitors συνδεδεμένα σε δίκτυο κατά αστέρα

Διαβάζοντας το παραπάνω σχηματικό διάγραμμα του δικτύου των monitor Envo, βλέπουμε τα εξής:

Υπάρχουν 8 monitor σε αντίστοιχα κρεβάτια (BED1-BED8), πλήρως εξοπλισμένα, τα οποία καταγράφουν δεδομένα της κατάστασης του ασθενούς.

Κάτω δεξιά, βρίσκεται ο κεντρικός σταθμός (Ensemble Central Station), στον οποίο απεικονίζονται οι μετρήσεις και των 8 monitors Άρα η απώλεια σήματος λόγω του διαχωρισμού είναι 1/8.

Πιο αριστερά είναι το κεντρικό καταγραφικό (Enscribe), και ένας εκτυπωτής Laser για την καταγραφή των αποτελεσμάτων όποτε εμείς επιλέξουμε.

Όλα τα παραπάνω είναι συνδεδεμένα σε ένα Hub 16 θέσεων. Όταν λοιπόν ο χειριστής του κεντρικού σταθμού (γιατρός ή προϊστάμενος) του τμήματος της ΜΕΘ (σημειώνουμε ότι τα monitors χρησιμοποιούνται αποκλειστικά και μόνο στις ΜΕΘ) αποφασίσει να εκτυπώσει τις μετρήσεις του ασθενούς στο κρεβάτι Νο 4 (BED 4), μπαίνει σ' αυτό το κρεβάτι από τον κεντρικό σταθμό και δίνει απλά την εντολή.

Στην ουσία το όλο σύστημα είναι τόσο αυτοματοποιημένο που παρέχει όλους τους συναγερούς σε τυχόν ανωμαλίες τις κατάστασης του ασθενούς. Ωστόσο πάντα χρειάζεται και ένα έμπειρο ανθρώπινο μάτι....

ΗΛΕΚΤΡΟΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ



ME

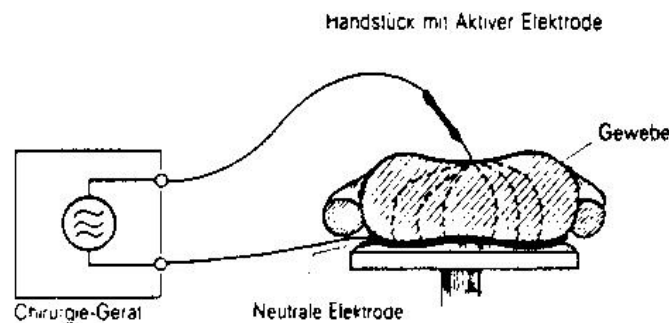
RF

ΚΕΦ 5. ΗΛΕΚΤΡΟΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ

Από την Αρχαιότητα, το πυρωμένο σίδηρο χρησιμοποιήθηκε ως χειρουργικό εργαλείο, για καυτηριασμό τραυμάτων, για αιμόσταση κλπ. Από τον περασμένο αιώνα, άρχισαν να χρησιμοποιούνται σύρματα διαρρεόμενα από συνεχή ρεύματα 10 - 20 A και στις αρχές του αιώνα, στοιχειώδεις γεννήτριες, βασιζόμενες σε ένα κύκλωμα LC και μία δίοδο λυχνία σπινθηρισμών (spark gap generator), οι οποίες παρείχαν ρεύματα συχνότητας από 3 kHz - 70 kHz.

Μετά το 1945, επικράτησαν συντονισμένα κυκλώματα με τριόδους [Kebbel, 1957], τετρόδους η πεντόδους ηλεκτρονικές λυχνίες και αργότερα, με κρυσταλλοτριόδους και άλλους ενισχυτές ισχύος στερεάς κατάστασης.

Μια σύγχρονη συσκευή ηλεκτροχειρουργικής, παρέχει υψίσυχο ρεύμα (300 - 3000 kHz), το οποίο ακολουθεί την κατανομή των δυναμικών γραμμών του ηλεκτρικού πεδίου.



ΕΙΚ 5.1: Μονοπολική Τεχνική Εφαρμογής. Το κύκλωμα κλείνει μέσω του ηλεκτροδίου (πλάκας) ασθενούς. Η θερμότητα συγκεντρώνεται στην επαφή του ενεργού ηλεκτροδίου λόγω της μέγιστης συγκέντρωσης δυναμικών γραμμών (μέγιστη πυκνότητα ρεύματος).

Η παραγόμενη ενέργεια dQ ανά στοιχειώδη όγκο dV είναι:

$$dQ = \rho \cdot j^2 \cdot dV \quad \Rightarrow$$

$$Q = \int_V \rho \cdot j^2 \cdot dV \approx \rho \cdot j^2 \cdot V$$

όπου ρ : η ειδική αντίσταση του ιστού ($\Omega \cdot m$),

j, J : η τοπική και η μέση πυκνότητα του ρεύματος (A/m^2),

V : ο όγκος του ιστού.

Μέσω της επίδρασης της εκλυόμενης θερμότητας, πήζουν τα λευκώματα των κυττάρων (Πήξη) ή προκαλείται βρασμός του ενδοκυτταρικού υγρού, με αποτέλεσμα την καταστροφή των κυττάρων, γύρω από το ενεργό ηλεκτρόδιο (Τομή). Η έκταση της επίδρασης εξαρτάται από:

- Την πυκνότητα του ρεύματος, συνήθως 1-6 A/m².
- Την διάρκεια της εφαρμογής.
- Την μορφή των ηλεκτροδίων.
- Την κυματομορφή του ρεύματος.
- Την κατάσταση (θερμική και ηλεκτρική αγωγιμότητα) του ιστού.

Κατά την εφαρμογή υψίσυχων ρευμάτων (RF), για χειρουργικούς σκοπούς, οι ιστοί συμπεριφέρονται ως Ωμική αντίσταση. Η ειδική αντίσταση των διαφόρων ιστών, για συχνότητες 0.3 - 1.0 MHz, έχει περίπου τις ακόλουθες τιμές, σε Ω.cm:

▪ Αίμα:	160
▪ Μυς, Νεφροί, Μυοκάρδιο:	200
▪ Ηπαρ, Σπλήνα:	300
▪ Εγκέφαλος:	700
▪ Πνεύμονες:	1000
▪ Λίπος:	3300

Η ενεργός αντίσταση τελικά εξαρτάται από την μορφή του ενεργού ηλεκτροδίου και τον βαθμό καταστροφής του ιστού. Τυπικές αντιστάσεις κατά την τομή Μυός είναι 150 - 300 Ω, ενώ κατά την τομή Λιπώδους Ιστού 500 - 1000 Ω.

Η εμφάνιση χωρητικών ρευμάτων, που οδηγούν σε απώλειες ισχύος, λόγω εκπομπής και σε κινδύνους εγκαυμάτων, θέτουν ένα άνω όριο συχνότητας, γύρω στα 2 MHz.

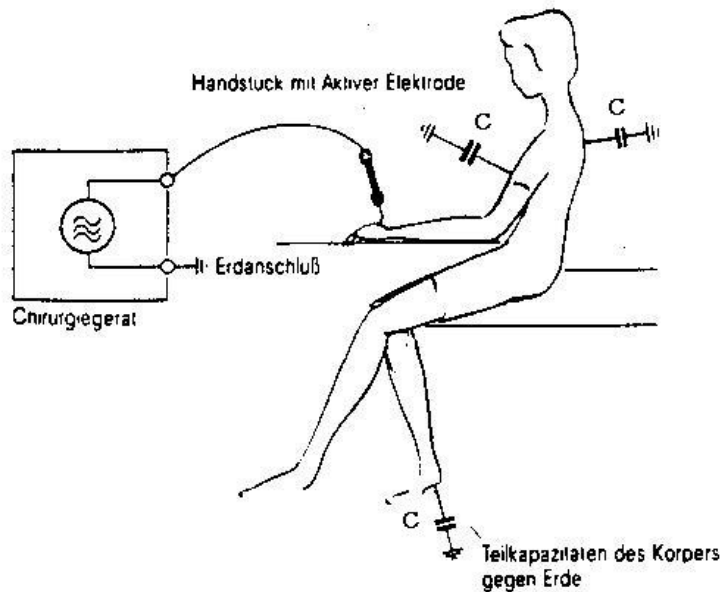
Το κάτω όριο συχνότητας είναι τα 100 kHz, λόγω της εμφάνισης διέγερσης των νεύρων και τετανικών φαινομένων. Λόγω της ανορθωτικής δράσης της επαφής ενεργό ηλεκτρόδιο - ιστός, εμφανίζονται και φαραδικά (ηλεκτρολυτικά) ερεθίσματα, τα οποία είναι δυνατόν να αποφευχθούν, με την προσθήκη στο κύκλωμα του ασθενούς ενός πυκνωτή (φίλτρου), χαμηλής χωρητικότητας της τάξης των 2.5 nF.

Παρ' όλα αυτά, κατά τις εφαρμογές εμφανίζονται κάποιες παρενέργειες, όπως π.χ. ήπιοι μυϊκοί σπασμοί κλπ.

5.1 Η ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ.

Η πιο συχνή διαδικασία εφαρμογής είναι η μονοπολική, κατά την οποία ο ένας πόλος μιας γεννήτριας RF, συνδέεται μέσω ενός επιπέδου, μεγάλης επιφανείας ηλεκτροδίου (Ουδέτερο ηλεκτρόδιο), με τον ασθενή, συνήθως με την παρεμβολή αγωγίμης αλοιφής (gel ηλεκτρολυτών). Ο άλλος πόλος (Ενεργό Ηλεκτρόδιο) είναι το χειρουργικό εργαλείο.

Όταν έχουμε μικρά ρεύματα (π.χ. μικροκαυτηριασμοί στην Οδοντιατρική, Δερματολογία, ΩΡΛ κλπ.), είναι δυνατόν να παραληφθεί το ουδέτερο ηλεκτρόδιο και το κύκλωμα τότε κλείνει, μέσω της χωρητικότητας του σώματος και της γης.



ΕΙΚ. 5.2 : Μονοπολική εφαρμογή, χωρίς ουδέτερο ηλεκτρόδιο. Το κύκλωμα κλείνει, μέσω της σύνθετης αντίστασης του σώματος (Πηγή: Siemens A.G.).

Κατά την διπολική διαδικασία εφαρμογής, το υψίσυχνό ρεύμα, ρέει ανάμεσα σε δύο ηλεκτρόδια εφαρμογής, τα οποία έχουν διαμορφωθεί κατάλληλα σε χειρουργικό εργαλείο.

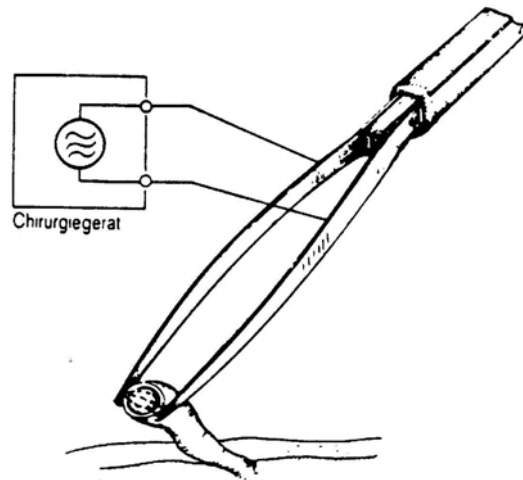
Με τον τρόπο αυτό, αποφεύγονται βλάβες στους γειτονικούς ιστούς, δεν απαιτείται μεγάλη ισχύς και περιορίζονται οι ηλεκτρομαγνητικές επιδράσεις, στις άλλες συσκευές του Χειρουργείου (π.χ. monitor). Η διπολική εφαρμογή περιορίζεται κυρίως στην πήξη σε μεγάλα αγγεία.

Η εκλυόμενη θερμότητα dQ είναι αντιστρόφως ανάλογη της τετάρτης δύναμης της απόστασης χ , από το ενεργό ηλεκτρόδιο:

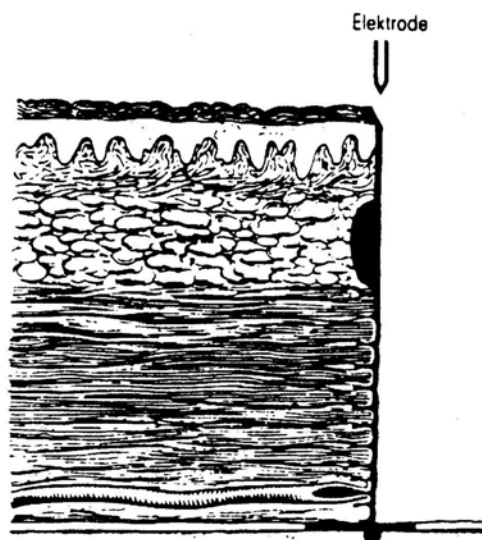
$$dQ \approx 1/\chi^4$$

Η εκλυόμενη πυκνότητα θερμικής ισχύος είναι συνήθως της τάξης των 8 - 10 kW/cm² και προκαλεί τομή, στις οποίες τα χείλη, πήζουν τα κυτταρικά λευκώματα και δεν προκαλείται αιμορραγία.

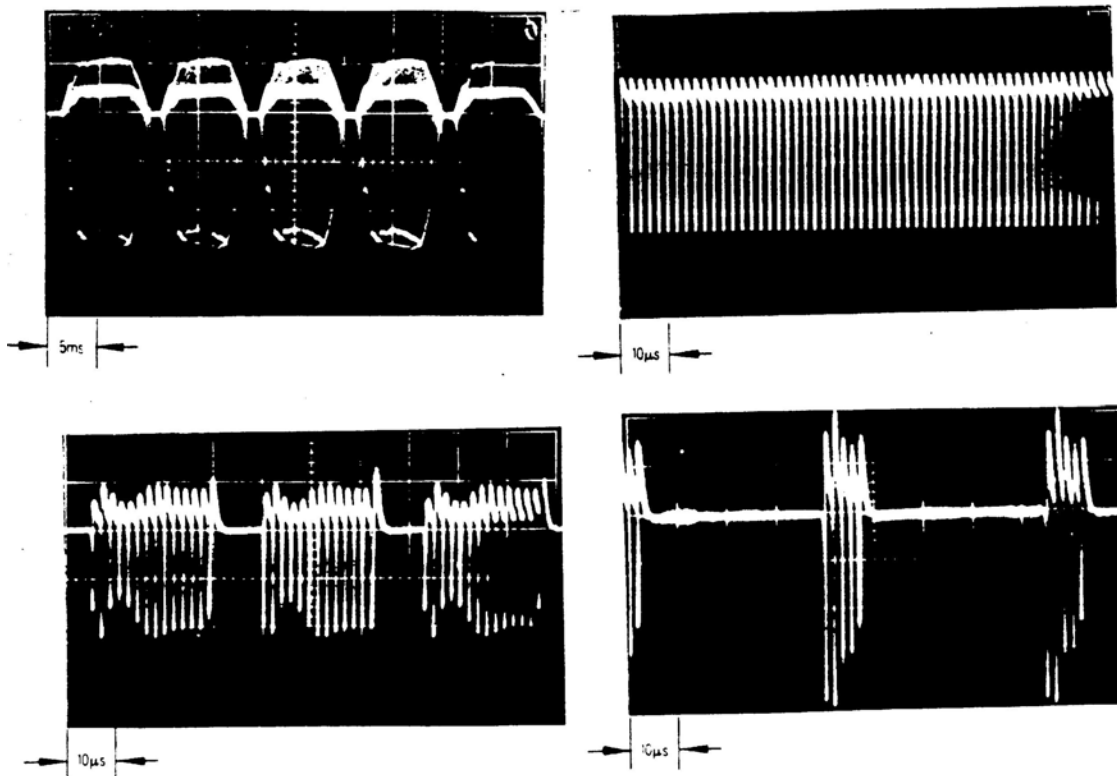
Μέσω διαμόρφωσης της υψηλής συχνότητας, και αντίστοιχης διαμόρφωσης της κατανομής της πυκνότητας θερμικής ισχύος περί την τομή, επιτυγχάνεται πήξη, εφελκίδωση στα χείλη της τομής κλπ., πέραν της τυπικής λείας τομής.



Εικ. 5.3: Διπολικός Εφαρμογέας - Λαβίδα. Τα δύο σκέλη της λαβίδας, είναι μονωμένα μεταξύ τους και ενώνονται με την έξοδο της γεννήτριας RF (Πηγή: Siemens A.G.).



Εικ. 5.4: Σχηματική παράσταση μιας τομής, μέσω μαλακών ιστών. Διακρίνεται η διαφορετικής έκτασης καταστροφή των διαφόρων στρωμάτων, ανάλογα με την ηλεκτρική τους αντίσταση [Kresse, 1982].



Εικ. 5.5: Διάφορες τυπικές κυματομορφές υψίσυχνων ρευμάτων, τα οποία χρησιμοποιούνται στην Ηλεκτροχειρουργική:

Ανω αριστερά: Υψίσυχο ρεύμα 500 kHz διαμορφωμένο από περιβάλλουσα 100 Hz.

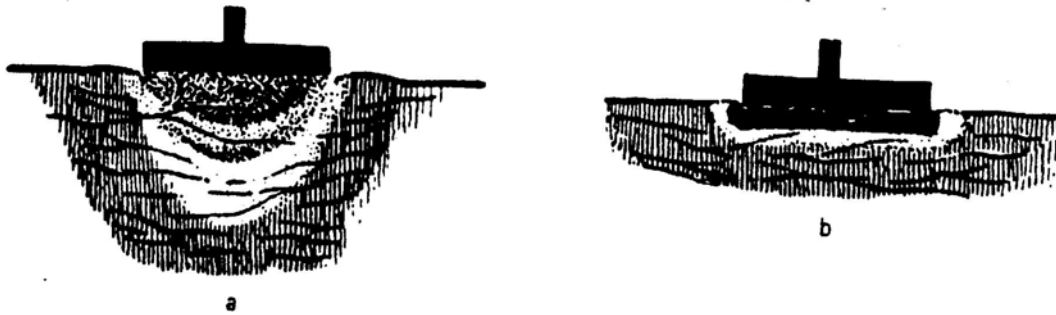
Ανω δεξιά: Κυματομορφή 500 kHz, χωρίς διαμόρφωση κατάλληλη για λεία τομή αιμόσταση σε λαβίδα και πήξη σε βάθος.

Κάτω αριστερά: Κυματομορφή 500 kHz, διαμορφωμένη από περιβάλλουσα 30 kHz, κατάλληλη για εφελκιδωμένη τομή και αιμόσταση. Λόγος σάρωσης: περίπου 5:7,

Κάτω δεξιά: Κυματομορφή 500 kHz, διαμορφωμένη από περιβάλλουσα 100 kHz, κατάλληλη για επιφανειακή πήξη ή κάτω από νερό. Λόγος σάρωσης: 1:5.

Κατά την πήξη σε βάθος, καταστρέφεται μέσω βρασμού, σχετικά μεγάλη επιφάνεια ιστού, με σφαιρικά, επίπεδα η κυλινδρικά ηλεκτρόδια και με μεγάλες πυκνότητες ρευμάτων. Η ένταση και η διάρκεια των ρευμάτων, επηρεάζουν το βάθος.

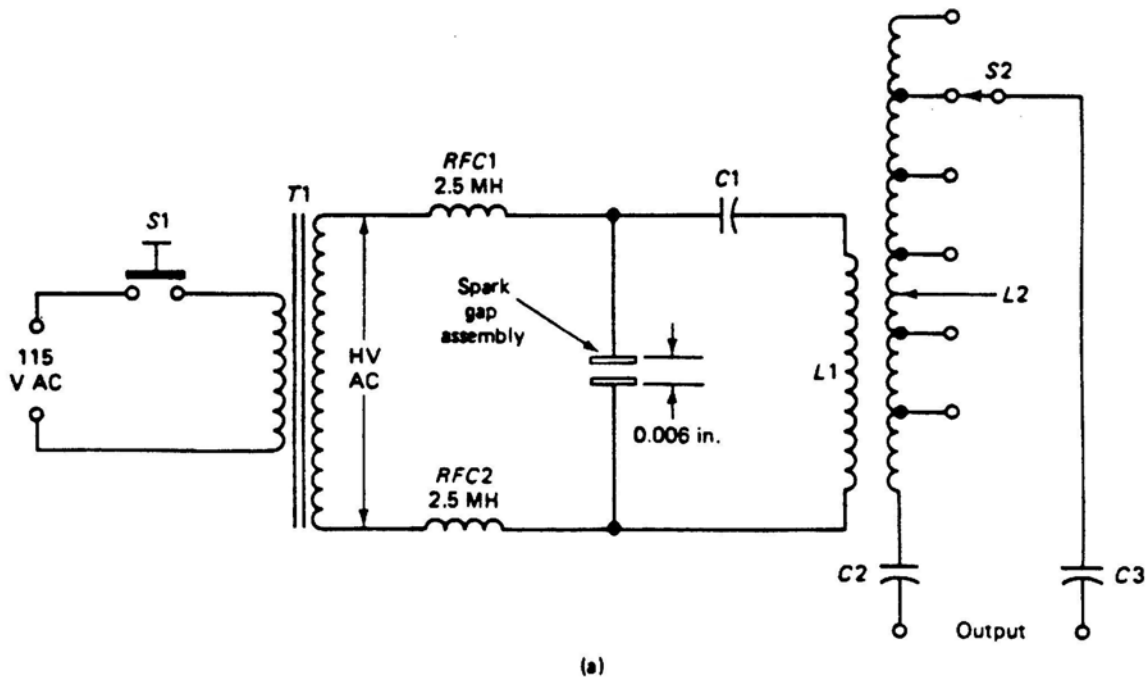
Κατά την αιμόσταση, εφαρμόζονται διαμορφωμένα ρεύματα, με λαβίδες και τσιμπίδες, οι οποίες πιέζουν το στόμιο ενός αγγείου, φράζοντας το, με την επίδραση του υψίσυχνου ρεύματος.



Εικ. 5.6 : *α) Σχηματική παράσταση ηλεκτροπληξίας ομογενούς ιστού. Η καταστροφή εκτείνεται σε βάθος λίγο μεγαλύτερο από την διάμετρο του ηλεκτροδίου και γύρω από αυτό*
β) Αν εφαρμοστεί μεγάλο ρεύμα, προκαλείται έγκαυμα, το οποίο δρα μονωτικά και δεν επιτρέπει την εις βάθος δράση.

5.2 ΓΕΝΝΗΤΡΙΕΣ RF ΓΙΑ ΤΗΝ ΗΛΕΚΤΡΟΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ.

Οι πρώτες διατάξεις για την παραγωγή RF, ήδη προπολεμικά, ήταν οι διατάξεις με δίοδο λυχνία σπινθηρισμών (spark - gap), με απόσταση ανάμεσα στα ηλεκτρόδια της τάξης των 0.15 mm και διαφορά δυναμικού 2 - 3 kV AC. Τυπική ισχύς εξόδου 25 - 500 Watts και συχνότητα 500 kHz, με πολλές όμως αρμονικές, λόγω του χαμηλού Q του κυκλώματος, από 50 kHz μέχρι την περιοχή των VHF.



Εικ. 5.7 : Τυπικό κύκλωμα γεννήτριας παραγωγής υψηλής συχνότητας (RF) μέσω δίοδου σπινθηρισμών (spark gap generator).

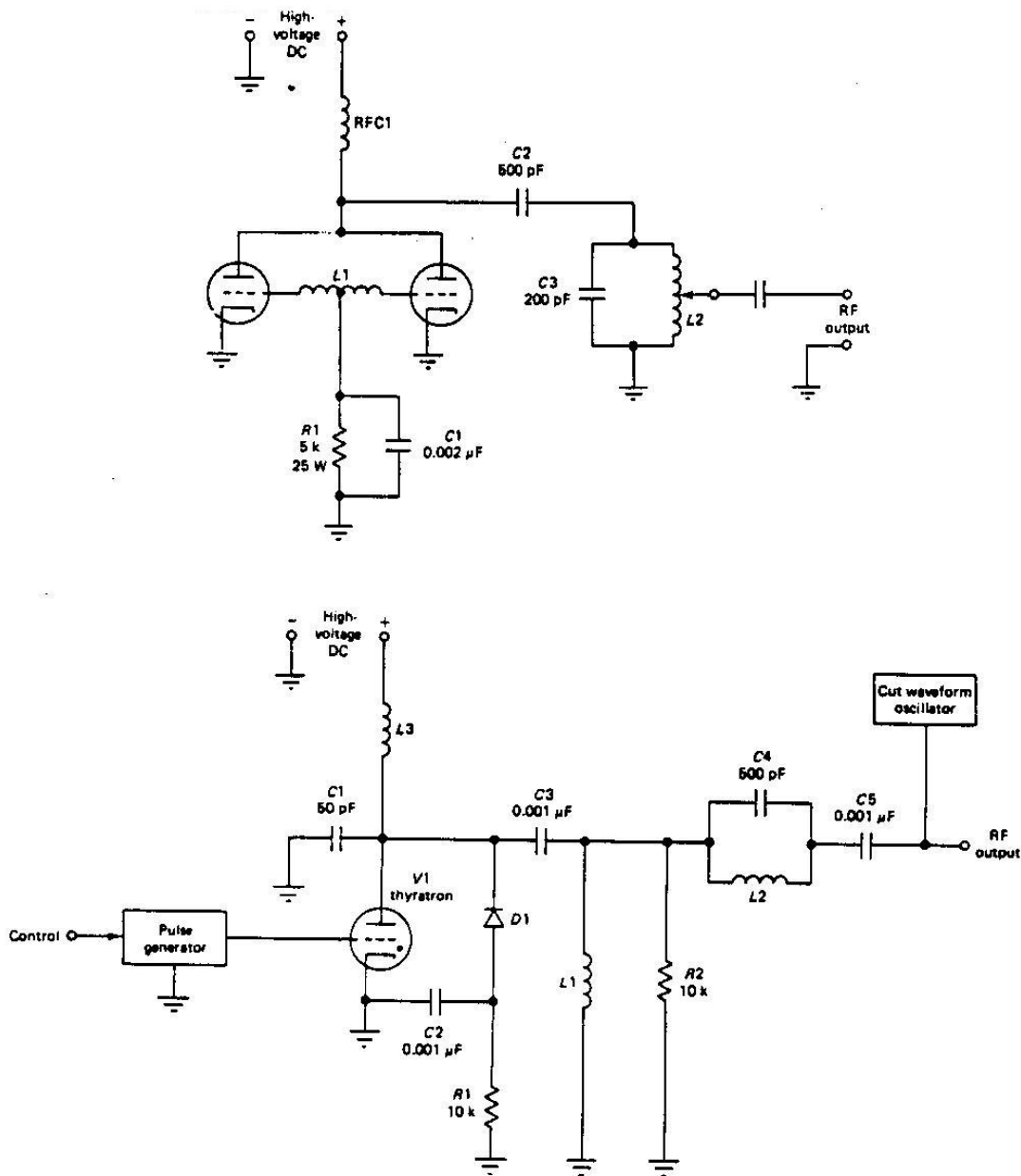
Η υψηλή συχνότητα στις διατάξεις με ηλεκτρονικές λυχνίες, οι οποίες χρησιμοποιούνται ακόμα και σήμερα, παράγεται με ένα κλασικό συντονισμένο κύκλωμα, LC ή κρυστάλλου, συχνά σε διάταξη push-pull.

Βάση του κυκλώματος διαμόρφωσης, είναι, συνήθως, μια θύρατρον αερίου. Αυτή δεν επιτρέπει την δίοδο ρεύματος να άγει, μέχρις ότου η τιμή της τάσης του πλέγματος φθάσει μια τιμή κατωφλίου, οπότε το αέριο στην λυχνία ιονίζεται και η λυχνία άγει, παρουσιάζοντας πολύ χαμηλή σύνθετη αντίσταση (πύλη) και προκαλεί μια αποσβεννυμένη ταλάντωση στο κύκλωμα $L1/C3$.

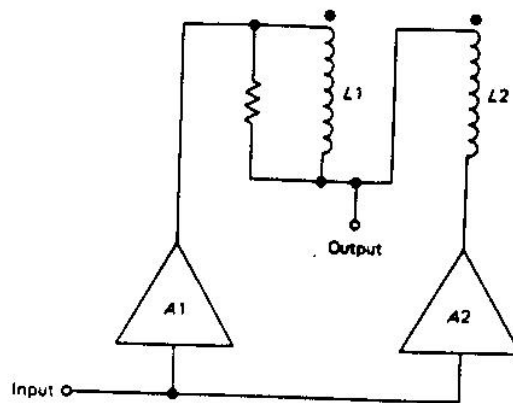
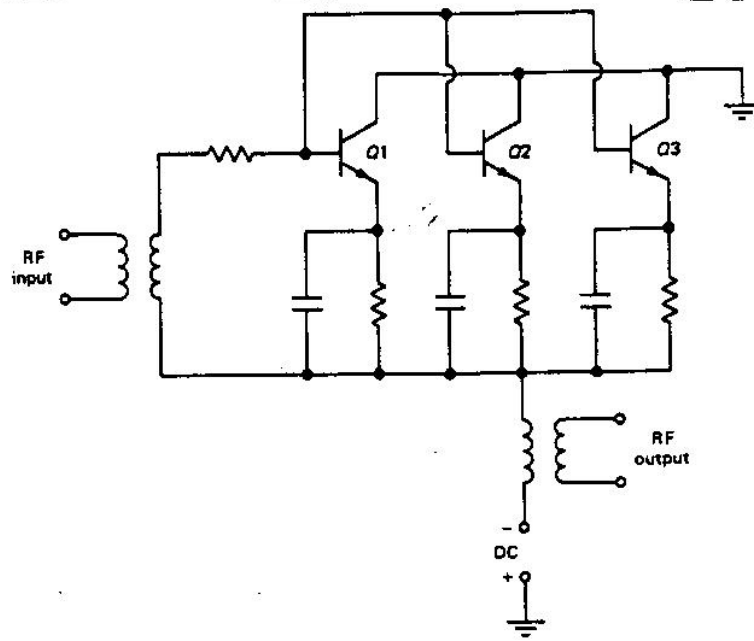
Ένα άλλο κύκλωμα $L2/C4$ παγιδεύει την υψηλή συχνότητα, ώστε να μην αλληλεπιδράσει με το κύκλωμα διαμόρφωσης. Η τάση του πλέγματος δίδεται από μία γεννήτρια παλμών, η συχνότητα της οποίας, καθορίζει την συχνότητα της περιβάλλουσας.

Από την δεκαετία του '70, άρχισαν να κατασκευάζονται κυκλώματα με ενισχυτές κρυσταλλοτριόδων. Επειδή η παραγωγή μεγάλης ισχύος ραδιοσυχνοτήτων με transistors είναι δύσκολη, συνήθως συνδεσμοποιούνται

αυτά εν σειρά ή συνδυάζονται οι έξοδοι δύο ενισχυτών ισχύος, μέσω ευρείας ζώνης υβριδικού μετασχηματιστού εξόδου.



Εικ. 5.8 : (πάνω), κύκλωμα ταλαντωτή RF διόδων τριόδων και (κάτω), κύκλωμα διαμόρφωσης RF, για καυτηριασμούς ή ηλεκτροπληξία με λυχνία θύρατρον.



Εικ. 5.9 : Ενισχυτής RF με τρία transistors ισχύος σε παράλληλη σύνδεση (πάνω), συνδυασμός δύο ενισχυτών ισχύος σε κοινό φορτίο, μέσω υβριδικού μετ/στή (κάτω).

5.3 ΔΙΑΤΑΞΕΙΣ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΙΣΧΥΟΣ RF.

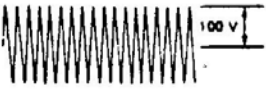
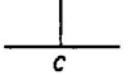

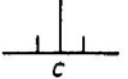

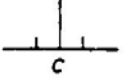
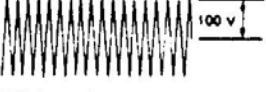
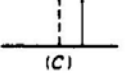

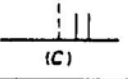

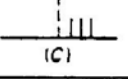
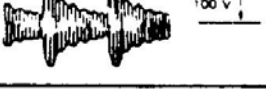
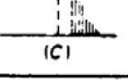
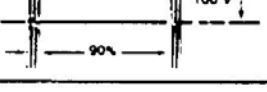

Η παρεχόμενη ισχύς εξόδου είναι συνάρτηση της εφαρμοζόμενης κυματομορφής και είναι κλάσμα της αντίστοιχης αδιαμόρφωτης, της οποίας η ισχύς P δίδεται από την σχέση:

$$P = (V_{rms})^2 / Z_0$$

όπου: V_{rms} : η RMS τάση (V)

Z_0 : η σύνθετη αντίσταση φορτίου (Ω).

Είναι εύκολο να μετρηθεί η ισχύς μη διαμορφωμένων κυματομορφών, μέσω της μέτρησης της τάσης η του ρεύματος (RMS ή peak to peak) παρουσία σταθερού φορτίου.

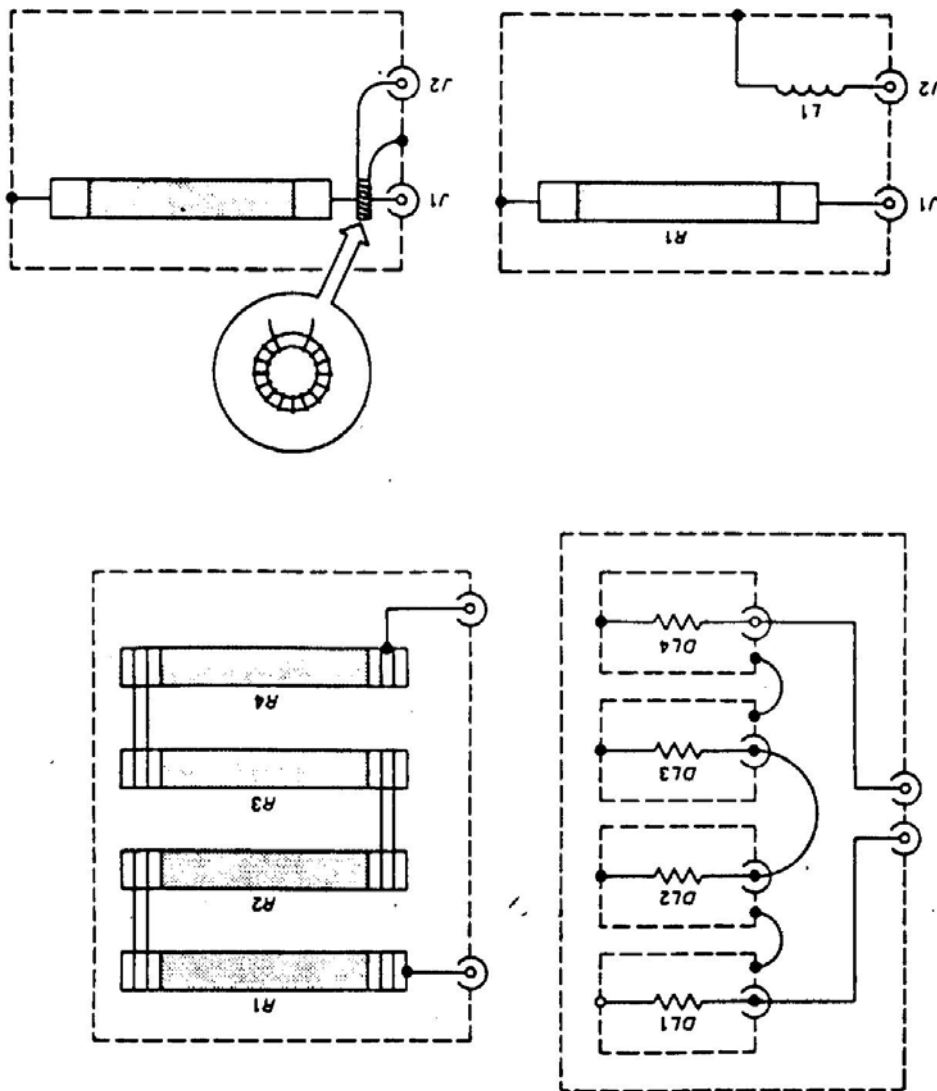
Transmission type and scope pattern	Frequency spectrum (C = carrier)	PEV _{rms} (arbitrary)	PEP = PEV _{rms} ² /Z ₀	Average (heating) power	peak mode	CW mode
Table A CW 		$\frac{100}{\sqrt{2}}$ V	100 W	100 W	100 W	100 W
Table B AM 100% mod. 		$\frac{200}{\sqrt{2}}$ V	400 W	150 W	400 W	100 W
Table C AM 73% mod. 		$\frac{173}{\sqrt{2}}$ V	300 W	127 W	300 W	100 W
Table D SSB 1 tone 		$\frac{100}{\sqrt{2}}$ V	100 W	100 W	100 W	100 W
Table E SSB 2 tone 		$\frac{100}{\sqrt{2}}$ V	100 W	50 W	100 W	40.5 W
Table F SSB 3 tone 		$\frac{100}{\sqrt{2}}$ V	100 W	33.3 W	100 W	-
Table G SSB Voice 		$\frac{100}{\sqrt{2}}$ V	100 W	-	100 W	-
Table H Pulse 		$\frac{100}{\sqrt{2}}$ V	100 W	10 W	100 W	-

Z₀ = 50 ohms

Εικ. 5.10: Διάφορες κυματομορφές RF, τα φάσματα συχνοτήτων τους τα πλάτη και οι ισχύς τους (Πηγή: Bird Electronics Inc.).

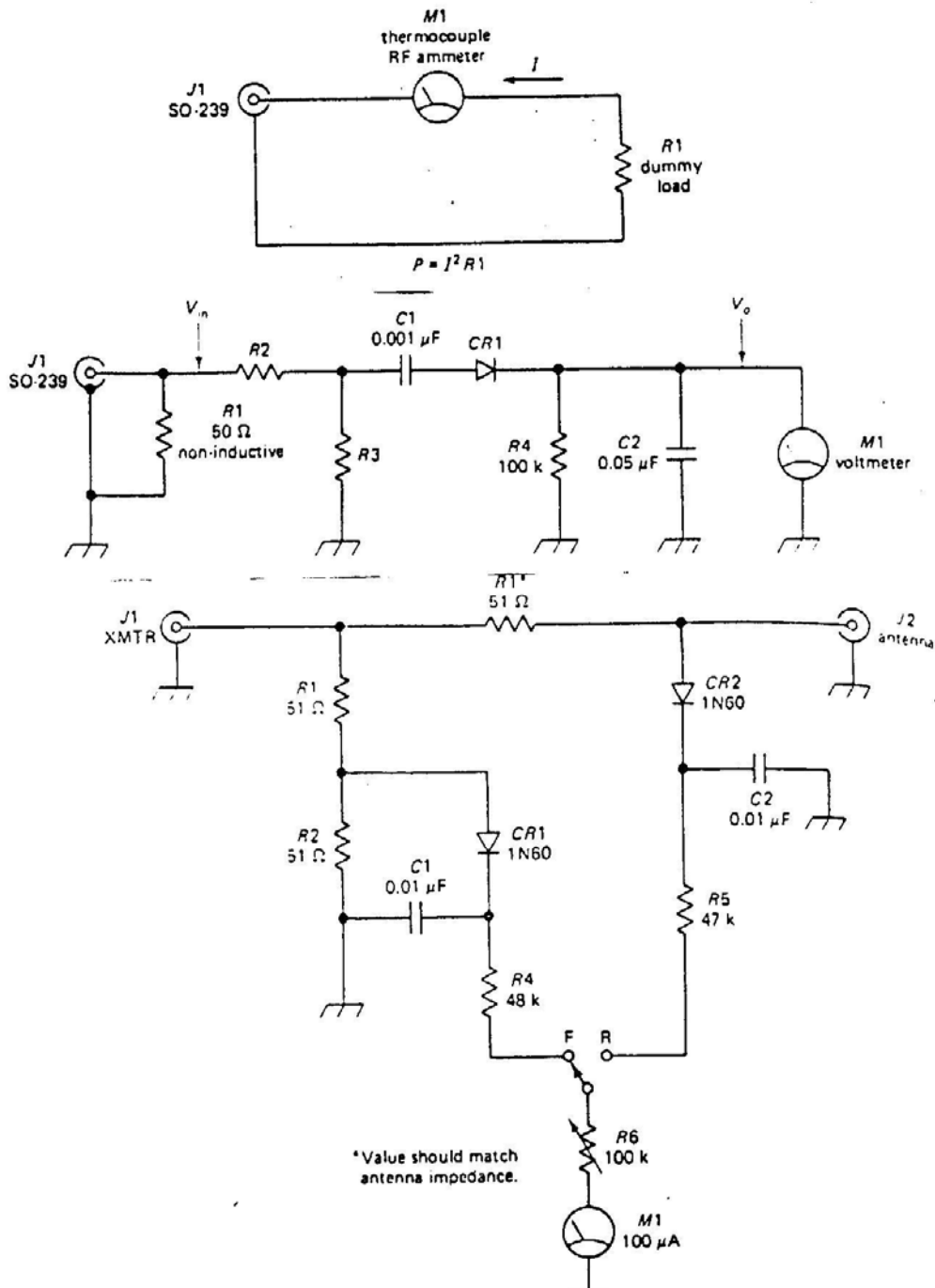
Ο έλεγχος των συστημάτων ηλεκτροχειρουργικής γίνονται πάνω σε ένα "βουβό" φορτίο, που στην ουσία είναι μία αντίσταση - κεραία, η οποία όμως δεν εκπέμπει. Αυτό συνήθως επιτυγχάνεται μέσω μιας θωρακισμένης αντίστασης, συνήθως 200 - 300 Ω (4-6 χ 50 & /300W εν σειρά), η οποία απορροφά την ραδιοσυχνότητα (RF) από μία συσκευή ηλεκτροχειρουργικής.

Μετράται η διαχειομένη θερμότητα, πάνω σε ένα "βουβό" φόρτο, μέσω ενός θερμοζεύγους (RF ammeter) ή ένα κλάσμα της RF τάσης, μέσω διαιρέτη και ανορθωτή (μέτρηση πλάτους τάσης, peek voltage).



Εικ. 5.11: Ένα τυπικό "βουβό" φορτίο και (πάνω), δύο χαρακτηριστικοί τρόποι ζεύξης του, στην είσοδο ενός παλμογράφου(κάτω).

Οι μετρήσεις αυτές δίνουν αποτέλεσμα μόνο για μη διαμορφωμένες ημιτονοειδείς κυματομορφές. Η διαμόρφωση της κυματομορφής, καθορίζει, κατ' αναλογία, την αντίστοιχη ισχύ τους. Οι κυματομορφές μπορούν να παρουσιαστούν στην οθόνη ενός παλμογράφου, μέσω επαγωγικής ζεύξης της εισόδου του, με ένα "βουβό" φορτίο.



Εικ. 5.12: Μέτρηση της διαχεομένης θερμότητας, μέσω ενός θερμοζεύγους (πάνω) και μέσω διαιρέτη και ανορθωτή (κάτω), απ' ευθείας και μέσω γέφυρας.

5.4 ΑΣΦΑΛΕΙΑ ΑΣΘΕΝΩΝ.

Κατά την διάρκεια της εφαρμογής των μονοπολικών συστημάτων Ηλεκτροχειρουργικής, είναι δυνατόν να προκληθούν σοβαρά εγκαύματα στον ασθενή ή ακόμα και αναφλέξεις, αν υπάρχουν πτητικοί και εύφλεκτοι (π.χ. αλκοολούχοι) απολυμαντικοί παράγοντες.

θα πρέπει λοιπόν να εφαρμόζονται μια σειρά μέτρα ασφαλείας μέσα στο Χειρουργείο [BGW, 1968]:

- ❶ Ο ασθενής θα πρέπει να τοποθετείται στο χειρουργικό τραπέζι, πάνω σε στεγνό ύφασμα, πλαστικό κάλυμμα κλπ. τα οποία θα εξασφαλίζουν ηλεκτρική απομόνωση.
- ❷ Τα καλώδια των ηλεκτροδίων θα πρέπει να έχουν όσο το δυνατόν μικρότερο μήκος.
- ❸ Η ισχύς της ραδιοσυχνότητας θα πρέπει να κρατιέται στο χαμηλότερο δυνατό επίπεδο.
- ❹ Το ουδέτερο ηλεκτρόδιο θα πρέπει να τοποθετείται όσο το δυνατόν πλησιέστερα στο χειρουργικό πεδίο.
- ❺ Αν δεν χρησιμοποιούνται μιας χρήσης ουδέτερα ηλεκτρόδια, θα πρέπει να επαλείφονται με αγώγιμο υλικό.
- ❻ Κακώς αιματούμενοι ιστοί θα πρέπει να μαλάσσονται.
- ❼ Ανάμεσα στα άκρα, στους μαστούς ή άλλες πτυχές του δέρματος, θα πρέπει να τοποθετούνται στεγνά τεμάχια υφάσματος ή μαλακού χαρτιού.
- ❽ Τυχόν ουδέτερα ηλεκτρόδια συσκευών παρακολούθησης (monitor), θα πρέπει να συνδέονται με το ουδέτερο ηλεκτρόδιο της συσκευής της ηλεκτροχειρουργικής.
- ❾ Τυχόν ηλεκτρόδια απαγωγής Βιοσημάτων, θα πρέπει να απέχουν τουλάχιστον 15 cm από το χειρουργικό πεδίο.
- ❿ Τα καλώδια τυχόν συσκευής περιεγχειρητικής επιτήρησης ΗΚΓ, θα πρέπει να διαθέτουν προστατευτικές αντιστάσεις.
- Ⓚ Θα πρέπει να ελέγχονται οι οδοί επιστροφής της RF, για την αποφυγή κινδύνων από τυχόν διακοπή συνδέσεων, καλωδίων κλπ. κατά προτίμηση μέσω συστήματος επιτήρησης γείωσης.

Οι συσκευές ηλεκτροχειρουργικής θα πρέπει να εκπληρώνουν τις απαιτήσεις ηλεκτρικής ασφαλείας της IEC 601 και IEC 601.1.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ
ΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ
Με θέμα : ‘*ΙΑΤΡΙΚΑ ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΑ*’

✓ ΠΡΟΛΟΓΟΣ

► **Κεφ.1..... ΕΙΣΑΓΩΓΗ**

- ✓ 1.1 ΛΙΓΑ ΛΟΓΙΑ...
- ✓ 1.2 ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ
- ✓ 1.3 ΠΕΡΙ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ
- ✓ 1.4 ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗ ΜΗΧΑΝΙΚΗ
- ✓ 1.5 ΠΟΣΟΣΤΙΑΙΑ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΟΥ ΧΡΟΝΟΥ ΠΟΥ ΠΡΕΠΕΙ ΝΑ ΚΑΤΑΝΑΛΩΝΕΙ Ο ΤΕΧΝΟΛΟΓΟΣ ΜΗΧΑΝΙΚΟΣ ΜΕΣΑ ΣΤΟ ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ
- ✓ 1.6 ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΣΥΝΤΗΡΗΣΗΣ
- ✓ 1.7 ΤΕΧΝΟΓΝΩΣΙΑ ΕΝΟΣ ΣΥΝΤΗΡΗΤΗ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΩΝ (Skills)

► **Κεφ.2..... DOPPLER ΓΙΑ ΒΙΟΛΟΓΙΚΟΥΣ ΙΣΤΟΥΣ**

- ✓ 2.1 ΑΡΧΕΣ DOPPLER
- ✓ 1.1 ΠΑΡΑΔΕΙΓΜΑ ΤΟΥ ΦΑΙΝΟΜΕΝΟΥ DOPPLER ΣΤΗΝ ΚΑΘΗΜΕΡΙΝΟΤΗΤΑ
- ✓ 2.3 ΚΕΦΑΛΗ – ΑΙΣΘΗΤΗΡΑΣ – εξήγηση φαινομένου DOPPLER
- ✓ 2.4 ΠΑΡΟΥΣΙΑΣΗ ΤΟΥ DOPPLER ΓΙΑ ΒΙΟΛΟΓΙΚΟΥΣ ΙΣΤΟΥΣ MODEL 811-BL ΤΗΣ ΕΤΑΙΡΙΑΣ PARKS
- ✓ 2.5 ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΚΥΚΛΩΜΑΤΩΝ του model 811-BL DOPPLER

► **Κεφ.3..... ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΣ**

- ✓ 3.1 ΗΛΕΚΤΡΙΚΗ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ ΤΟΥ ΜΥΟΚΑΡΔΙΟΥ
- ✓ 3.2 ΤΟ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ
- ✓ 3.3 ΤΟ ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ και ΒΑΣΙΚΟ ΚΥΚΛΩΜΑ ΤΟΥ ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΥ
- ✓ 3.4 ΠΑΡΟΥΣΙΑΣΗ ΤΟΥ ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΟΥ AT-1 ΤΗΣ ΕΛΒΕΤΙΚΗΣ ΕΤΑΙΡΙΑΣ SCHILLER

- ✓ 3.5 ΓΕΝΙΚΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ ΤΟΥ ΑΤ-1
- ✓ 3.6 ΤΡΟΦΟΔΟΤΙΚΟ ΚΑΙ CONTROL UNIT ΜΚ 11-1
- ✓ 3.7 ΜΟΝΑΔΑ ΛΗΨΗΣ ΤΟΥ ΗΚΓ, ΜΚ 11-2
- ✓ 3.8 MICROPROCESSOR (CONTROL) UNIT, ΜΚ 11-1
- ✓ 3.9 ΤΡ/KEYBOARD CONTROLLER ΜΚ 11-1
- ✓ 3.10 CPU ΚΕΝΤΡΙΚΗ ΜΟΝΑΔΑ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ, DECODER
- ✓ 3.11 ΜΝΗΜΗ RAM – EPROM
- ✓ 3.12 ΚΑΝΑΛΙΑ ΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ ECG

► **Κεφ.4.....ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΕΠΙΤΗΡΗΣΗΣ (MONITOR) ΑΣΘΕΝΟΥΣ**

- ✓ 4.1 ΓΕΝΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΤΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΕΠΙΤΗΡΗΣΗΣ ΑΣΘΕΝΟΥΣ
- ✓ 4.2 ΤΜΗΜΑ (MODULE) ΗΚΓ.
- ✓ 4.3 ΤΜΗΜΑ (MODULE) ΠΙΕΣΗΣ.
- ✓ 4.4 ΤΜΗΜΑ (MODULE) ΜΕΤΡΗΣΕΩΣ ΘΕΡΜΟΚΡΑΣΙΩΝ.
- ✓ 4.5 ΑΛΛΑ ΕΙΔΗ MODULES
- ✓ 4.6 ΚΑΡΔΙΟΛΟΓΙΚΟ MONITOR ΕΠΙΒΛΕΨΗΣ ΑΣΘΕΝΟΥΣ ENVOY ΤΗΣ MENNEN MEDICAL

► **Κεφ.5.....ΗΛΕΚΤΡΟΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ**

- ✓ 5.1 Η ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ.
- ✓ 5.2 ΓΕΝΝΗΤΡΙΕΣ RF ΓΙΑ ΤΗΝ ΗΛΕΚΤΡΟΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ.
- ✓ 5.3 ΔΙΑΤΑΞΕΙΣ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΙΣΧΥΟΣ RF.
- ✓ 5.4 ΑΣΦΑΛΕΙΑ ΑΣΘΕΝΩΝ.