

ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΛΑΜΙΑΣ
ΣΧΟΛΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ

ΙΑΤΡΙΚΑ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΑ

ΣΥΜΠΛΗΡΩΜΑΤΙΚΕΣ ΣΗΜΕΙΩΣΕΙΣ
ΒΟΗΘΗΤΙΚΟ ΥΛΙΚΟ
ΔΙΑΦΑΝΕΙΕΣ

ΚΑΝΑΠΙΤΣΑΣ ΑΘΑΝΑΣΙΟΣ

Αναπλ. Καθ. ΤΕΙ Λαμίας



ΥΠΟΥΡΓΕΙΟ ΕΘΝΙΚΗΣ ΠΑΙΔΕΙΑΣ ΚΑΙ ΘΡΗΣΚΕΥΜΑΤΩΝ
ΕΙΔΙΚΗ ΥΠΗΡΕΣΙΑ ΔΙΑΧΕΙΡΙΣΗΣ ΕΠΕΑΕΚ

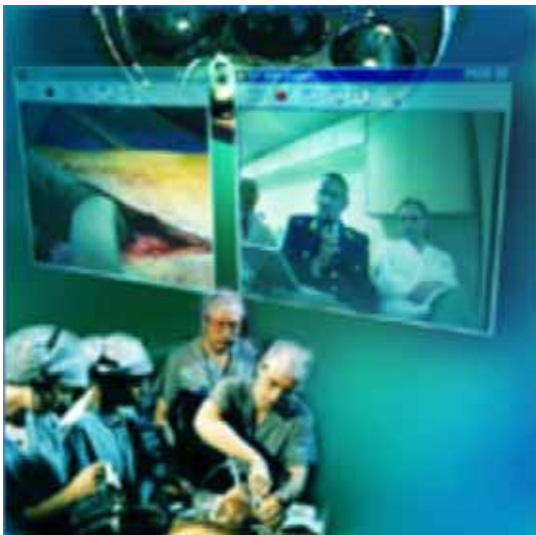
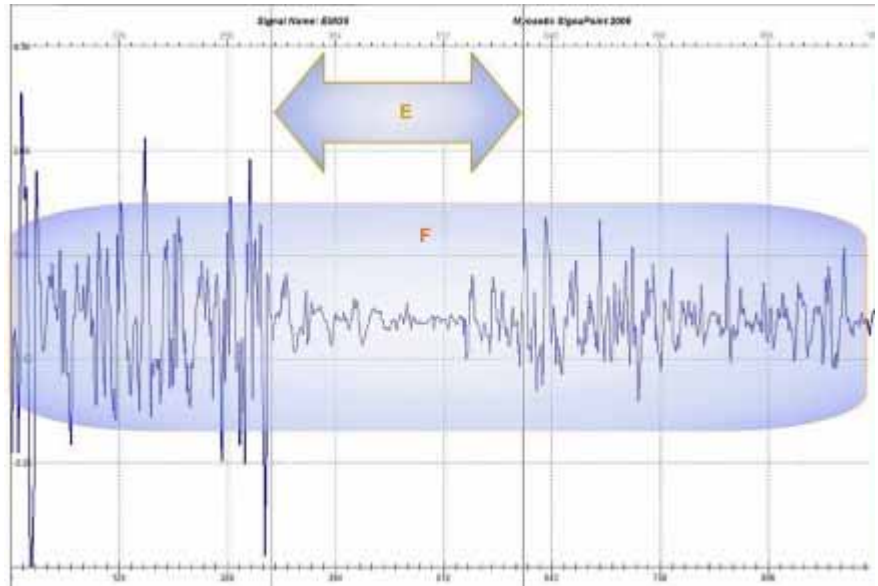


ΕΥΡΩΠΑΪΚΗ ΕΝΩΣΗ
ΣΥΓΧΡΗΜΑΤΟΔΟΤΗΣΗ
ΕΥΡΩΠΑΪΚΟ ΚΟΙΝΩΝΙΚΟ ΤΑΜΕΙΟ



ΠΑΙΔΕΙΑ ΜΠΡΟΣΤΑ
2^ο Επιχειρησιακό Πρόγραμμα
Εκπαίδευσης και Αρχικής
Επαγγελματικής Κατάρτισης

ΒΙΟΣΗΜΑΤΑ



ΤΗΛΕΪΑΤΡΙΚΗ

1. Τι Είναι Σήμα.	σελ. 3
2. Τι Είναι τα Βιοσήματα.	σελ. 4
(α) Ηλεκτρικά Σήματα.	
(β) Σήματα Πίεσεως.	
(γ) Χημικά Σήματα.	
3. Παραγωγή Σημάτων απο τον Οργανισμό.	σελ. 8
(α) Σήματα Που Παράγονται απο την Ηλεκτρική Δραστηριότητα των Νευρικών Κυττάρων.	
(β) Σήματα τα οποία Προκαλούνται απο κάποια Μηχανική Λειτουργία του Βιολογικού Συστήματος.	
4. Που Βρίσκεται η Επιστήμη Σήμερα.	σελ. 15
(α) Τι είναι Τηλεϊατρική.	
(β) Ιστορική Αναδρομή Τηλεϊατρικής και η Τηλεϊατρική στην Ελλάδα.	
(γ) Λόγοι Χρησιμοποίησης – Πλεονεκτήματα.	
(δ) Αναφορά Οργάνων Χρησιμοποίησης Τηλεϊατρικής.	
(ε) Παράδειγμα Οργάνου SAFE 21.	
(ζ) Εικόνες απο Λογισμικό Τηλεϊατρικής.	
(η) Ολοκληρωμένο Σχήμα Σύνδεσης και Εξαρτημάτων Τηλεϊατρικής.	
5. Βιοηλεκτρικά Δυναμικά - Συστήματα Μέτρησης	σελ. 33
6. Επεξεργασία Σήματος Αισθητήρων – Τηλεμετρία	σελ. 60
ΔΙΑΦΑΝΕΙΕΣ	
7. ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ	σελ. 85
8. ΒΙΟΛΟΓΙΚΑ ΣΗΜΑΤΑ – ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ	σελ. 93

1. Τι είναι σήμα.

Σήμα είναι το σύνολο των τιμών που λαμβάνει μια φυσική ποσότητα όταν αυτή μεταβάλλεται με βάση μια ανεξάρτητη μεταβλητή.

Τα σήματα ταξινομούνται σε δύο μεγάλες κατηγορίες:

- Σήματα συνεχούς χρόνου
- Σήματα διακριτού χρόνου.

Αξίζει όμως να σημειώσουμε ότι ως ανεξάρτητη μεταβλητή χρησιμοποιείται ο χρόνος, χωρίς όμως να αποκλείεται η ανεξάρτητη μεταβλητή να είναι κάποιο άλλο φυσικό μέγεθος, όπως για παράδειγμα η απόσταση, η θερμοκρασία ή η πίεση. Παρ' όλα αυτά έχει επικρατήσει να μιλάμε για σήματα συνεχούς\διακριτού χρόνου.

Σήματα συνεχούς χρόνου

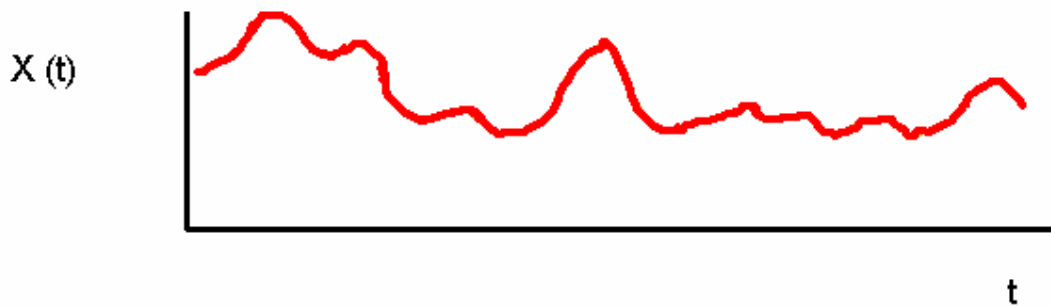
Στα σήματα **συνεχούς χρόνου** (continuous time) η ανεξάρτητη μεταβλητή είναι συνεχής, δηλαδή τα σήματα αυτά ορίζονται για οποιαδήποτε τιμή της ανεξάρτητης μεταβλητής, $(X(t), -\infty)$.

Η εξαρτημένη μεταβλητή, δηλαδή το πλάτος (amplitude) του σήματος, είναι και αυτή συνεχής.

Γι' αυτό και τα σήματα αυτά αναφέρονται και ως σήματα συνεχούς χρόνου συνεχούς πλάτους ή **αναλογικά** σήματα.

Παραδείγματα τέτοιων σημάτων είναι η ομιλία ως συνάρτηση του χρόνου ή η ατμοσφαιρική πίεση ως συνάρτηση του ύψους, η διαφορά δυναμικού σε νευρικές ίνες, η πίεση υγρού.

Ένα αναλογικό σήμα περιγράφεται ως μια συνάρτηση $x(t)$, όπου t πραγματικός αριθμός.



Εικόνα 1,1: Σήμα Συνεχούς Χρόνου.

Σήματα διακριτού χρόνου

Στα σήματα διακριτού χρόνου (discrete time) η ανεξάρτητη μεταβλητή είναι διακριτή, δηλαδή τα σήματα αυτά ορίζονται μόνο για συγκεκριμένες τιμές της ανεξάρτητης μεταβλητής. $x(n_1)$, $x(n_2)$, ..., n_1, n_2 για πχ $n_1=1, n_2=2, n_3=3, \dots$

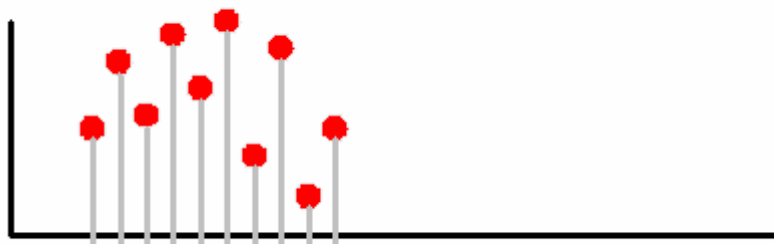
Η ανεξάρτητη μεταβλητή παίρνει τιμές από ένα διακριτό σύνολο τιμών.

Όταν η εξαρτημένη μεταβλητή, δηλαδή το πλάτος του σήματος, είναι συνεχής, τα σήματα αυτά αναφέρονται και ως **σήματα διακριτού χρόνου συνεχούς πλάτους**.

Παραδείγματα τέτοιων σημάτων είναι ο χρηματιστηριακός δείκτης Dow-Jones ως συνάρτηση του χρόνου (π.χ. ανά ημέρα) ή το κατά κεφαλήν εισόδημα ως συνάρτηση του τόπου διαμονής.

Στην περίπτωση που και η εξαρτημένη μεταβλητή παίρνει διακριτές τιμές {πχ ακέραιους αριθμούς από 1 ως 10}, τα σήματα λέγονται διακριτού χρόνου διακριτού πλάτους ή **ψηφιακά σήματα**.

Πρόκειται για μία ακολουθία (sequence) αριθμών, γι' αυτό συχνά αναφερόμαστε στο σήμα αυτό και ως ακολουθία.



Εικόνα 1,2: Σήμα Διακριτού Χρόνου.

2. Τι Είναι τα Βιοσήματα.

Βιοσήματα είναι σήματα που χρησιμοποιούνται στην ιατρική και βιολογία για την εξαγωγή πληροφοριών για το υπό εξέταση βιοϊατρικό σύστημα.

Περιέχουν πληροφορίες χρήσιμες για την κατανόηση διαφόρων παθοφυσιολογικών μηχανισμών ενός ζωντανού οργανισμού.

Ειδικότερα, τα ιατρικά σήματα μας πληροφορούν για τη λειτουργία ή την ανατομία ενός ανθρώπινου οργάνου, όπως είναι το ηλεκτροκαρδιογράφημα που μας πληροφορεί για τη λειτουργία της καρδιάς ή η εικόνα μίας αξονικής τομογραφίας του εγκεφάλου που είναι ένα σήμα δύο διαστάσεων και μας δείχνει στοιχεία του εγκεφάλου.

Τα ιατρικά σήματα όμως δεν είναι όλα ίδια ως προς την μορφή τους, διαφοροποιούνται ανάλογα με το είδος τους, έτσι έχουμε τα εξής σήματα :

- **Ηλεκτρικά σήματα, από τον εγκέφαλο, την καρδιά ή τους μύες**
- **Σήματα της πίεσεως και ροής του αίματος σε διάφορα αγγεία**
- **Σήματα από βιοχημικά test του αίματος και άλλων υγρών**

Με βάση τα παραπάνω διαπιστώνουμε ότι τα ιατρικά σήματα δεν είναι πάντα ηλεκτρικού μεγέθους, κάτι το οποίο θα καθιστούσε πιο εύκολη την άμεση επεξεργασία τους, άρα πρέπει να χρησιμοποιηθεί μια διαδικασία η οποία θα μετατρέψει το βιοχημικό σήμα ή το σήμα πίεσης σε καθαρά ηλεκτρικό σήμα με σκοπό να παρθεί αυτή η απαραίτητη πληροφορία η οποία μεταφέρει.

(α) Ηλεκτρικά Σήματα.

Ένα παράδειγμα οργάνων το οποίο λαμβάνει ηλεκτρικό σήμα από το ανθρώπινο σώμα είναι οι **Ηλεκτροκαρδιογράφοι** (εδώ ηλεκτροκαρδιογράφοι τσέπης) που μερικοί από αυτούς απεικονίζονται στην Εικόνα 1,3.



Cardiovit AT-2 Plus



Cardiovit AT-102



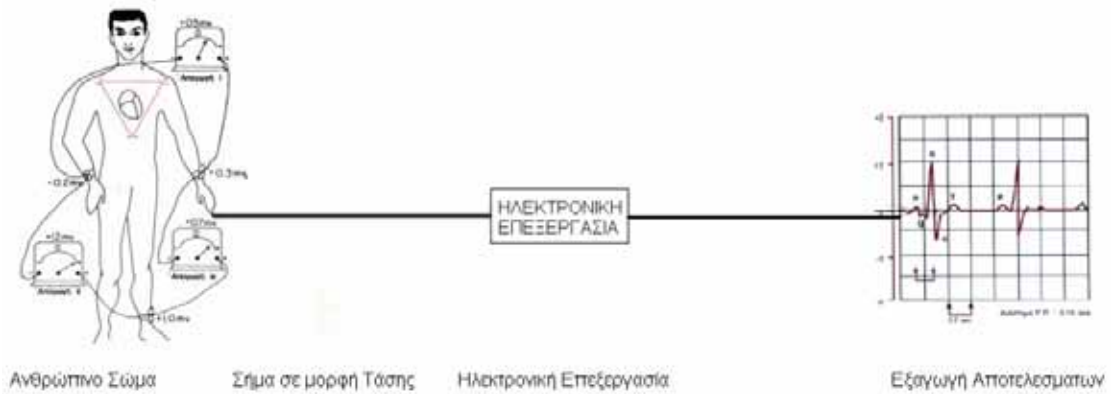
Cardiovit AT-1



Cardiovit AT-101

Εικόνα 1,3: Ηλεκτροκαρδιογράφοι.

Άρα βασιζόμενοι στα παραπάνω η διαδικασία λήψης είναι περίπου η εξής :



Εικόνα 1,4: Διαδικασία Λήψης Ηλεκτρικού Σήματος.

(β)Σήματα πίεσης.

Ένα παράδειγμα οργάνου το οποίο λαμβάνει μη ηλεκτρικό σήμα απο το ανθρώπινο σώμα είναι το ‘‘ηλεκτρονικό’’ πιεσόμετρο, το οποίο μετρά την πίεση του αίματος στις ατηρηρίες και την απεικονίζει μέσω μίας ηλεκτρονικής διαδικασίας, βλέπε Εικόνα 1,5.



Πιεσόμετρο AND UA-767



Πιεσόμετρο AND UA-779



Πιεσόμετρο AND UB-322



Πιεσόμετρο AND UB-401



Πιεσόμετρο AND UA-787

Εικόνα 1,5: Ηλεκτρονικά Πιεσόμετρα.

Η διαδικασία λήψης και μετατροπής του σήματος είναι στο περίπου η εξής :



Εικόνα 1,6: Διαδικασία Λήψης Σήματος Πίεσεως.

(γ)Χημικά Σήματα.

Ένα παράδειγμα οργάνου που λαμβάνει χημικό σήμα απο τον άνθρωπο είναι ο μετρητής σακχαρου.Το όργανο αυτό λαμβάνει ένα μικρό ποσό αίματος με σκοπό να εξάγει τα απαραίτητα



αποτελέσματα που φανερώνουν τις τιμές γλυκόζης στο αίμα.

Εικόνα 1,7: Μετρητής Σακχάρου.

Η διαδικασία απο την λήψη του σήματος μέχρι και την ψηφική απεικόνιση του είναι σχεδιασμένη σε πολύ απλή μορφή στην Εικόνα 1,8.



Εικόνα 1,8:

Διαδικασία Λήψης Χημικού Σήματος.

3. Παραγωγή Σημάτων Απο τον Οργανισμό.

Έχοντας κατανοήσει όλα τα παραπάνω θα προχωρήσω στον τρόπο παραγωγής των βιολογικών σημάτων απο τον οργανισμό, τα βιολογικά σήματα που χρησιμοποιούνται στο βιοϊατρικό χώρο προέρχονται από διάφορες πηγές :

- **A** τα σήματα που παράγονται από την ηλεκτρική δραστηριότητα νευρικών και μυϊκών κυττάρων.
- **B** τα σήματα τα οποία προκαλούνται από κάποια μηχανική λειτουργία του βιολογικού συστήματος.

Σχετικά με την περίπτωση **A**

Η πηγή των ηλεκτρικών δυναμικών στο ανθρώπινο σώμα είναι η κυτταρική μεμβράνη. Η **κυτταρική μεμβράνη** είναι ηλεκτρικά πολωμένη και φέρει αρνητικό φορτίο στο εσωτερικό της και θετικό φορτίο στο εξωτερικό της. Η διαφορά δυναμικού μεταξύ των δύο πλευρών της μεμβράνης είναι της τάξης των 60 – 100 mV και ονομάζεται **δυναμικό ηρεμίας** και οφείλεται σε άνιση κατανομή ιόντων, η οποία διατηρείται από τη μεταβολική δραστηριότητα του κυττάρου, μέχρι κάποιο είδος αναταραχής να διαταράξει αυτή την ισορροπία.

Όταν το κύτταρο διεγερθεί συμβαίνει μεγάλη στιγμιαία αλλαγή στο δυναμικό ηρεμίας, το οποίο

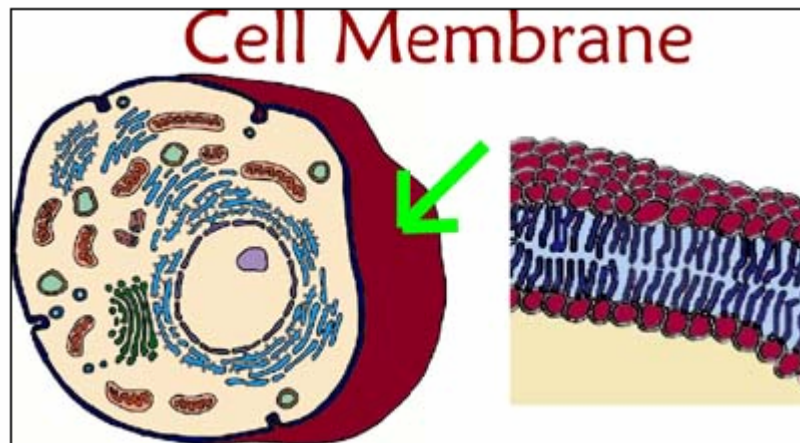
προοδευτικά ελαττώνεται, μηδενίζεται και αναστρέφεται (εκπόλωση). Η αλλαγή αυτή του δυναμικού λέγεται **δυναμικό δράσης**.

Στις μετρήσεις σε κυτταρικό επίπεδο όπου χρησιμοποιούνται μικροηλεκτρόδια ως αισθητήρες, το δυναμικό δράσης είναι το βιολογικό σήμα.

Σε μετρήσεις που γίνονται σε πολλά κύτταρα μαζί με τη χρήση ηλεκτροδίων επιφανείας ως αισθητήρες, το ηλεκτρικό πεδίο που παράγεται από τη διέγερση των κυττάρων αυτών είναι το βιολογικό σήμα.

Το ηλεκτρικό πεδίο μεταδίδεται μέσα από τους ιστούς του ζώντος οργανισμού και επομένως το σήμα μπορεί να ληφθεί σε κατάλληλες θέσεις στην επιφάνεια, χωρίς να υπάρχει ανάγκη να γίνει επέμβαση στο σύστημα. Ας δούμε αναλυτικότερα την διαδικασία :

στην Εικόνα 1,9 φαίνεται η δομή του κυττάρου, όπου πολύ εύκολα ξεχωρίζουμε την κυτταρική μεμβράνη :

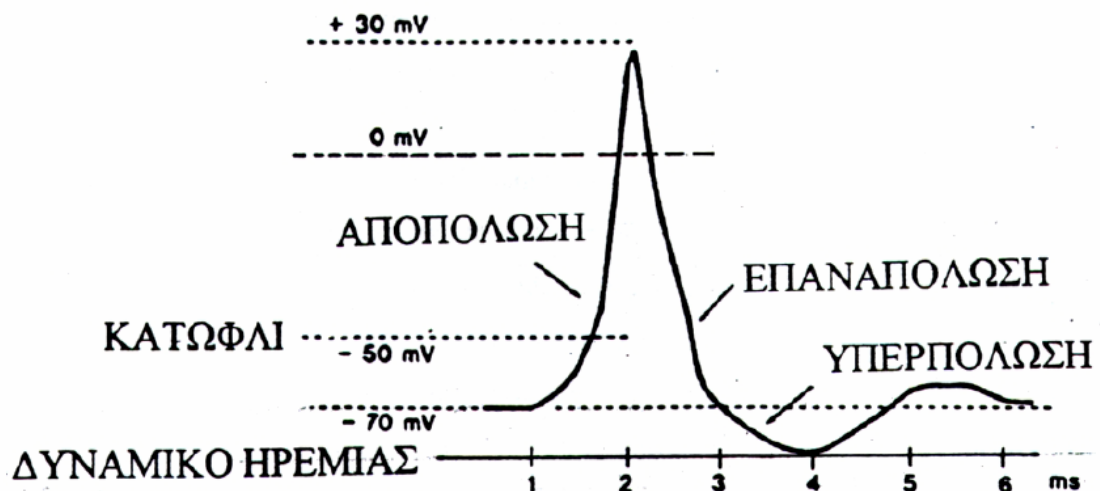


Εικόνα 1,9: Δομή Κυττάρου.

Και όπως προαναφέρθηκε η διαφορά δυναμικού κατά μήκος της μεμβράνης είναι αρνητική στο εσωτερικό και θετική στο εξωτερικό.

Το δυναμικό ηρεμίας κυττάρου είναι αρνητικό και έχει εύρος τιμών : -60 ως -100 mV και περίπου -70 mV για νευρικά και μυϊκά κύτταρα.

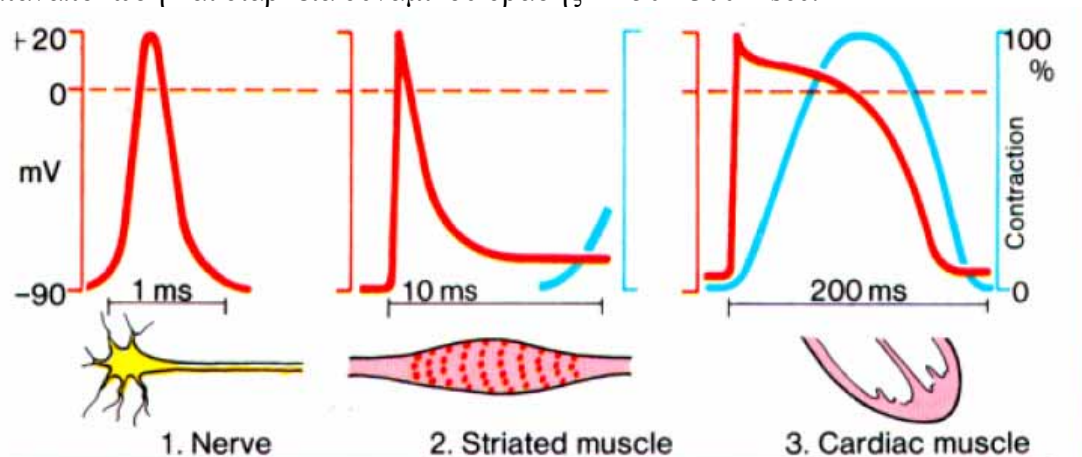
Όταν το κύτταρο διεγερθεί συμβαίνει μεγάλη στιγμιαία αλλαγή στο δυναμικό ηρεμίας, το οποίο προοδευτικά ελαττώνεται, μηδενίζεται και αναστρέφεται (**εκπόλωση**), δηλαδή βρισκόμαστε στην περίπτωση δυναμικού δράσης η διαφορά δυναμικού εσωκυτταρικού - εξωκυτταρικού δυναμικού συναρτήσει του χρόνου σε ένα σημείο της μεμβράνης φαίνεται στην Εικόνα



1,10.

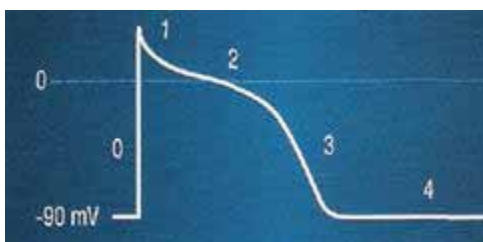
Εικόνα 1,10: Καταστάσεις Δυναμικού Κυττάρου.

Προκύπτει όμως ότι η επαναπόλωση μετά την εκπόλωση δεν είναι παντού η ίδια, ούτε η διάρκεια του δυναμικού δράσης τους είναι παντού η ίδια, σύμφωνα με το παρακάτω σχήμα γίνεται αντιληπτό ότι τα νεύρα και κύτταρα μυών έχουν γρήγορη επαναπόλωση μετά την εκπόλωση και διάρκεια δυναμικού δράσης πολύ μικρή ~ 1msec, ενώ ο καρδιακός μυς έχει πιο αργή επαναπόλωση και διάρκεια δυναμικού δράσης ~ 150 - 300 msec.



Εικόνα 1,11.

Ας δούμε ένα πιο ακριβές παράδειγμα καρδιακού δυναμικού ενεργείας και τα στάδια που επακολουθούν



Εικόνα 1,12.

- Φάση 0: ταχεία εκπόλωση
- Φάση 1: ταχεία αρχική επαναπόλωση
- Φάση 2: plateau
- Φάση 3: ταχεία τελική επαναπόλωση
- Φάση 4: δυναμικό ηρεμίας.

Επίσης αξίζει να σημειωθεί ότι τα βιολογικά σήματα αυτού του είδους χρειάζονται έναν σχετικά απλό μετατροπέα για τη λήψη τους. Ο μετατροπέας απαιτείται γιατί η ηλεκτρική αγωγή στο ζώντα οργανισμό γίνεται μέσω ιόντων καλίου και νατρίου ενώ η αγωγή στο μετρητικό σύστημα γίνεται μέσω ηλεκτρονίων και για καλύτερη λήψη του σήματος θα πρέπει να γίνεται η επαφή με το δέρμα μέσω κολλώδους ουσίας ή μέσω μικρού δαχτυλιδιού με βασική προϋπόθεση τον καλό καθαρισμό

δέρματος με οινόπνευμα για χαμηλή αντίσταση επαφής (< 5 kΩ). Το σύνθηρες ηλεκτρόδιο κατασκευάζεται από Ag και AgCl και χρησιμοποιείται με ηλεκτρολύτη που περιέχει κυρίως Cl. Άρα διαπιστώνουμε ότι τα σήματα αυτού του είδους είναι σχεδόν ηλεκτρικά και η μετατροπή τους σε καθαρά ηλεκτρικά σήματα δεν είναι και τόσο πολύπλοκη διαδικασία.

Σχετικά με την περίπτωση Β

Τα σήματα τα οποία προκαλούνται από κάποια μηχανική λειτουργία του βιολογικού συστήματος περιλαμβάνουν σήματα ροής, πίεσης, μετατόπισης κ.λ.π. Το μηχανικό φαινόμενο δεν μεταδίδεται όπως το ηλεκτρικό πεδίο. Η μέτρηση γίνεται στο ακριβές σημείο γι' αυτό συχνά είναι πιο δύσκολη και πολλές φορές χρειάζεται επέμβαση αιματηρή. Όπως για παράδειγμα είναι ο επεμβατικός τρόπος μέτρησης της αρτηριακής πίεσης, ο οποίος παρέχει μεγάλη ακρίβεια, συνεχή παρακολούθηση και ο οποίος επιλέγεται σε ορισμένες περιπτώσεις ασθενών με βαθιά υπόταση λόγω καρδιαγγειακών προβλημάτων όπου οι έμμεσοι τρόποι μέτρησης της πίεσης δεν λειτουργούν. Σύμφωνα με τον τρόπο αυτό που είναι άμεσος, η πίεση μετριέται με την εισαγωγή μετατροπέα στην άκρη ενός καθετήρα μέσα στα αγγεία του αίματος. Ο μετατροπέας αυτός μετατρέπει την πίεση που ασκείται σ' αυτόν σε ηλεκτρικό σήμα.

Επεμβατική μέτρηση της αρτηριακής πίεσης

Ο επεμβατικός τρόπος μέτρησης της αρτηριακής πίεσης παρέχει το μέγιστο βαθμό ακρίβειας, δυναμικής απόκρισης και συνεχούς παρακολούθησης. Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιείται επίσης για τη μέτρηση πίεσης σε βαθιές περιοχές, απρόσιτες από έμμεσες μεθόδους. Η συνεχής παρακολούθηση της πίεσης επιτρέπει την ανίχνευση επικίνδυνων αιμοδυναμικών γεγονότων και παρέχει την απαραίτητη πληροφορία για την έναρξη και ρύθμιση της θεραπείας ασθενούς, που βρίσκεται σε κρίσιμη κατάσταση, για την πρόληψη καταστροφικών συμβάντων. Εντούτοις, η παρακολούθηση της πίεσης παρέχει πολύτιμη πληροφορία μόνο όταν λαμβάνεται με τεχνικά ικανοποιητικό τρόπο. Βέβαια, αυτό επιτυγχάνεται με αντιστάθμισμα την αυξημένη αναταραχή στον ασθενή και πολυπλοκότητα του εξοπλισμού. Όταν όμως ένας ασθενής βρίσκεται σε ασταθή κατάσταση και θέλουμε να εκτιμήσουμε την κατάσταση στην οποία βρίσκεται, το πλεονέκτημα μίας πολύπλοκης επεμβατικής παρακολούθησης υπερέρχει των κινδύνων που εγκυμονεί.

Η μέτρηση της αρτηριακής πίεσης γίνεται συνήθως με την τοποθέτηση ενός καθετήρα σε κάποια περιφερειακή αρτηρία. Ο καθετήρας είναι ένας λεπτός (1-3mm), κοίλος, ελαστικός σωλήνας, αδιαφανής σε ακτίνες X. Εισάγεται στο κυκλοφορικό σύστημα από ένα ακραίο σημείο, π.χ. το χέρι, ή το πόδι, και έπειτα καθοδηγείται στο σημείο όπου θα γίνει η μέτρηση. Η θέση του καθετήρα καθορίζεται ακριβώς, σχεδόν σε κάθε σημείο του κυκλοφορικού συστήματος (συμπεριλαμβανομένων των διαμερισμάτων της καρδιάς), εκτός από αγγεία τα οποία είναι πολύ μικρά. Η διαδικασία επιτρέπει την καταγραφή ολόκληρης της κυματομορφής πίεσης.

Δύο τύποι καθετήρα μπορούν να χρησιμοποιηθούν. Ένας τύπος είναι ο καθετήρας, όπου ο μετατροπέας πίεσης τοποθετείται στην πηγή, στο άκρο του καθετήρα, μέσα στην αρτηρία του ασθενή (manometer-tipped catheter) και οι πιέσεις που ασκούνται πάνω στον μετατροπέα

μετατρέπονται αμέσως στα ανάλογα ηλεκτρικά σήματα. Ο άλλος τύπος είναι ο καθετήρας που μεταδίδει την πίεση που ασκείται πάνω σε στήλη γεμάτη υγρό σε έναν εξωτερικό μετατροπέα (fluid-filled catheter). Αυτός ο μετατροπέας μετατρέπει τις ασκούμενες πιέσεις σε ηλεκτρικά σήματα. Τα ηλεκτρικά σήματα μπορούν έπειτα να ενισχυθούν και να παρουσιαστούν σε οθόνη ή να καταγραφούν κατά επιθυμία. Και οι δύο τρόποι παρέχουν πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα. Οι manometer-tipped καθετήρες παρέχουν τη μέγιστη δυναμική απόκριση και αποφεύγουν παράσιτα (artifacts) και παραμόρφωση των καταγραφόμενων κυματομορφών, ενώ τα fluid-filled συστήματα απαιτούν προσεκτική ρύθμιση των διαστάσεων του καθετήρα έτσι ώστε να επιτευχθεί βέλτιστη δυναμική απόκριση.

Manometer-tipped καθετήρες

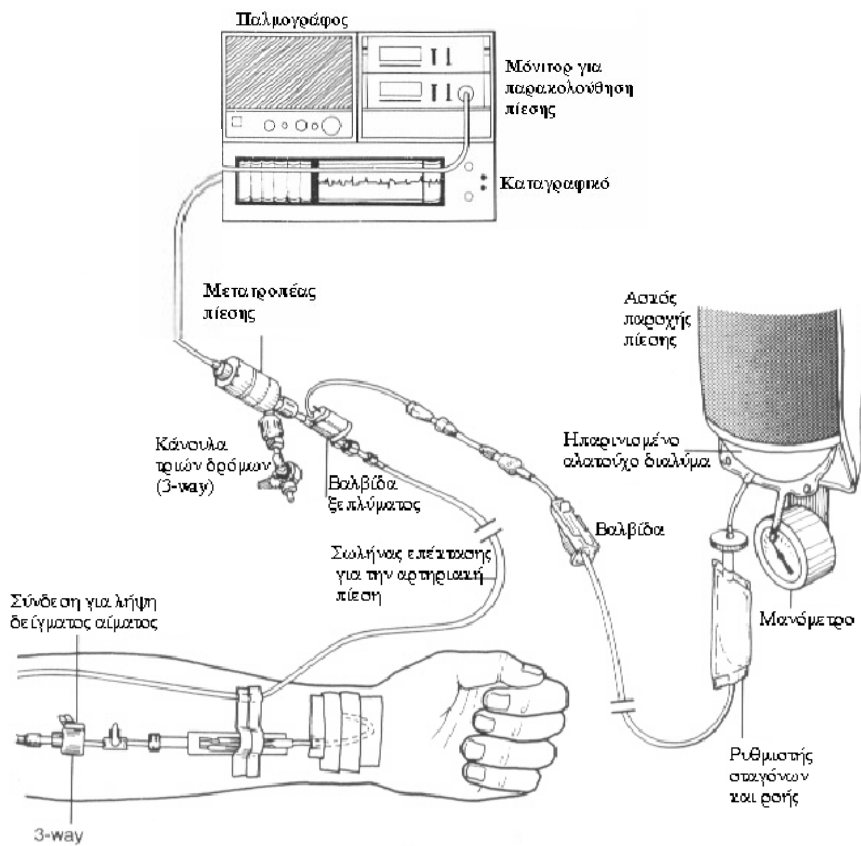
Στους manometer-tipped καθετήρες, ο μετατροπέας κατασκευάζεται σε μικρό μέγεθος και τοποθετείται στο άκρο του καθετήρα, απευθείας στην πηγή όπου θέλουμε να μετρήσουμε την πίεση. Επομένως οι καθετήρες αυτοί δεν υποφέρουν από την παραμόρφωση που χαρακτηρίζει τους fluid-filled καθετήρες. Η πληροφορία της πίεσης μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα αμέσως στο άκρο του καθετήρα, και έπειτα μεταφέρεται εύκολα, έξω από το σώμα, χωρίς παραμόρφωση. Γι' αυτό το λόγο, οι καθετήρες αυτοί παρουσιάζουν υψηλότερη αξιοπιστία και μπορούν να αναπαράγουν σήματα πίεσης με συχνότητες μέχρι 100 Hz. Επίσης, δεν παρουσιάζουν καθυστέρηση απόκρισης (30-40ms) που παρουσιάζουν οι fluid-filled καθετήρες.

Το βασικό μειονέκτημα των manometer-tipped καθετήρων είναι το κόστος τους και το γεγονός ότι είναι πολύ ευαίσθητοι και μπορεί να σπάσουν μόλις μετά από μερικές φορές χρήσης τους. Επίσης χρειάζονται αποστείρωση πριν από κάθε χρήση. Γι' αυτό δεν χρησιμοποιούνται σε εξετάσεις ρουτίνας, αλλά περισσότερο για ερευνητικούς σκοπούς. Ένα δεύτερο μειονέκτημα συνδέεται με τη χαμηλή ευστάθειά τους στο χρόνο, ειδικά σε μακροχρόνιες εφαρμογές. Για ενδοαγγειακούς καθετήρες, οι οποίοι παραμένουν στο αγγείο για μία καθορισμένη περίοδο, είναι πιο δύσκολη η προσαρμογή της μετατόπισης (drift) της πίεσης που παρουσιάζεται κατά τη διάρκεια του χρόνου χωρίς να αφαιρεθούν οι καθετήρες από τον ασθενή. Επομένως χρειάζεται να είναι πιο σταθεροί, γεγονός που αυξάνει το κόστος.

Fluid-filled καθετήρες

Μετά την εισαγωγή ενός καθετήρα σε μια προσιτή αρτηρία, εύκαμπτη σωλήνωση γεμάτη με φυσιολογικό ορό που περιέχει ηπαρίνη (η ηπαρίνη είναι αντιπηκτικό φάρμακο) συνδέεται με τον καθετήρα για τη μετάδοση των αλλαγών της αρτηριακής πίεσης στο μετατροπέα πίεσης (pressure transducer). Η πίεση παραμορφώνει μια μεμβράνη στο διάφραγμα του μετατροπέα, η οποία συνήθως συνδέεται με μετρητές τάσης (strain gages). Στο μετρητή τάσης, η αντίσταση ενός λεπτού σύρματος αλλάζει ανάλογα με το μήκος του και αντιστρόφως ανάλογα με τη διατομή του. Η παραμόρφωση του διαφράγματος εξαρτάται από τη διαφορά πίεσης μεταξύ των δύο πλευρών. Η μηχανική τάση (strain) που προκαλείται από την αρτηριακή πίεση έχει ως αποτέλεσμα αλλαγές στις διαστάσεις του σύρματος αντίστασης, και κατά συνέπεια και στην αντίσταση. Τέσσερις μετρητές τάσης μπορούν να τοποθετηθούν σε μία γέφυρα Wheatstone για να αυξηθεί η ευαισθησία των μετατροπέων και να ελαττωθεί η ευαισθησία θερμοκρασίας. Στην ηρεμία, τα τέσσερα άκρα της γέφυρας έχουν ίση αντίσταση (ισορροπία), αλλά όταν παραμορφώνονται από διακυμάνσεις πίεσης, η γέφυρα μεταβαίνει σε κατάσταση ανισορροπίας και μια ηλεκτρική έξοδος παράγεται. Εμπορικά διαθέσιμοι μετρητές τάσης χρησιμοποιούν ημιαγωγούς, πιεζοαντιστατικά στοιχεία ή συρμα αντίστασης.

Διαδικασία παρακολούθησης της αρτηριακής πίεσης



Εικόνα 1,13: Διαδικασία Παρακολούθησης Αρτηριακής Πίεσης.

Στοιχεία συστήματος παρακολούθησης της αρτηριακής πίεσης

- Μετατροπέας πίεσης
- Θόλος μετατροπέα
- Κάνουλα τριών δρόμων
- Συσκευή συνεχούς «πλύσης» (flush)
- Σύστημα ενισχυτή
- Παλμογράφος
- Ψηφιακή οθόνη
- Καταγραφικό όργανο

Τα πιο κοινά βιοϊατρικά σήματα

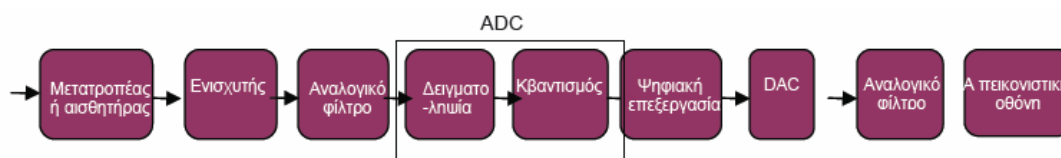
Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται τα πιο κοινά βιοϊατρικά σήματα, οι τρόποι λήψης τους, το εύρος συχνοτήτων τους, και το δυναμικό τους εύρος :

Ταξινόμηση	Τρόπος Λήψης	Εύρος Συχνοτήτων	Δυναμικό Εύρος	Σχόλια
Δυναμικό Δράσης	Μικροηλεκτρόδια	100 Hz-2kHz	10 μ V-100mV	Επεμβατική μέτρηση δυναμικού κυτταρικής μεμβράνης
Ηλεκτροεγκεφαλο-Γράφημα (ΗΕΓ)	Ηλεκτρόδια Επιφανείας	0,5-100Hz	2-100 μ V	
Ρυθμός Δέλτα	«	0,5-4Hz	«	Παιδιά, βαθύς ύπνος και παθολογίες
Ρυθμός Θήτα	«	4-8Hz	«	Κροταφικές και κεντρικές περιοχές σε κατάσταση ετοιμότητας
Ρυθμός Αλφα	«	8-13 Hz	«	Ξυπνητός, χαλαρός, κλειστά μάτια
Ρυθμός Βήτα	«	13-22 Hz		
Προκλητά Δυναμικά (EP)	Ηλεκτρόδια Επιφάνειας		0,1-20 μ V	Απόκριση δυναμικού εγκεφάλου σε ερέθισμα
Οπτικά (VEP)	«	1-300 Hz	1-20 μ V	Καταγραφές ινιακού λοβού
Ακουστικά (AEP)	«	100 Hz-3 kHz	0,5-10 μ V	
Σωματοαισθητικά (SEP)	«	2 Hz-3k Hz		
Ηλεκτρομιογράφημα (ΗΜΓ)μίας ίνας	Βελονοειδή Ηλεκτρόδια	500 Hz-10 kHz	1-10mV	
ΗΜΓ μίας κινητικής μονάδας	«	5 Hz-10 kHz	100 μ V-2 mV	Δυναμικά δράσης από μια μυϊκή ίνα
ΗΜΓ επιφανειακό	Ηλεκτρόδια Επιφανείας	2-500 Hz	50 μ V-5 mV	
Ηλεκτροκαρδιο-γράφημα	«	0,05-100 Hz	1-10 mV	

Εικόνα 1,14: Τα Πιο Κοινά Βιοϊατρικά Σήματα.

Λήψη βιοϊατρικού σήματος

Στην Εικόνα 1,15 απεικονίζεται σχηματικά ένα τυπικό σύστημα λήψης και επεξεργασίας βιοϊατρικά σήματος :



Εικόνα 1,15: Λήψη βιοϊατρικά σήματος.

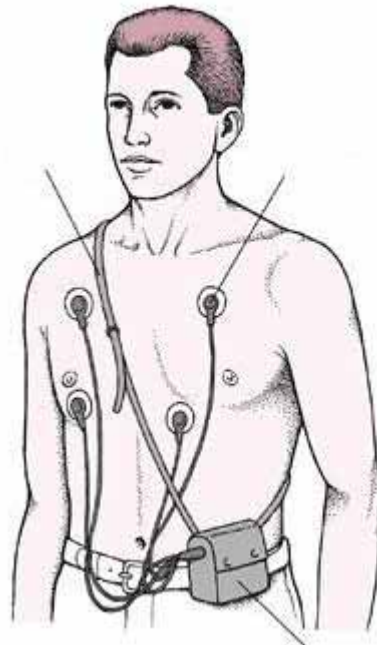
4. Πού Βρίσκεται Η Επιστήμη Σήμερα.

Σε τι χρειάζεται η 24ωρη καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος;

Η συνεχής καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ), συνήθως για 1-2 24ωρα, είναι μέθοδος η οποία βοηθά κυρίως στην ανεύρεση διαταραχών του καρδιακού ρυθμού, δεδομένου ότι αυτές οι διαταραχές είναι συνήθως παροδικές.

Πολλές φορές έρχονται στα εξωτερικά ιατρεία άρρωστοι που παραπονιούνται για αίσθημα παλμών που τους προκαλεί από δυσφορία ως και λιποθυμικά επεισόδια.

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα που τους γίνεται τις περισσότερες φορές είναι φυσιολογικό. Από το ιστορικό όμως είμαστε πεισμένοι ότι οι ασθενείς είχαν κάποιο επεισόδιο αρρυθμίας. Σε τέτοιες περιπτώσεις δεν μπορούμε να κάνουμε τίποτα χωρίς να ξέρουμε τι είδους αρρυθμία είχαν οι ασθενείς μας. Ο καλύτερος τρόπος να το αποκαλύψουμε, ιδίως αν τα επεισόδια αυτά συμβαίνουν συχνά, είναι να υποβάλουμε τον άρρωστο σε 24ωρη καταγραφή του ΗΚΓ.



Η εξέταση αυτή γίνεται με τη συσκευή συνεχούς καταγραφής του ΗΚΓ. Πρόκειται για μια μικρή φορητή συσκευή σε μέγεθος μικρού μαγνητοφώνου που φέρει 5-7 καλώδια, τα οποία συνδέουμε με τον ασθενή. Τα καλώδια συνδέονται στο θώρακα του ασθενή με αυτοκόλλητες ταινίες. Η συσκευή αυτή καταγράφει ολόκληρο το εικοσιτετράωρο δύο ή τρεις απαγωγές στο ΗΚΓ, και λειτουργεί με μπαταρίες. Ο ασθενής τη μεταφέρει μαζί του ολόκληρο το εικοσιτετράωρο, συνεχίζοντας την καθημερινή του δραστηριότητα. Αν σε κάποια στιγμή νιώσει το σύμπτωμα για το οποίο παραπονιέται έχει τη δυνατότητα να πατήσει κάποιο πλήκτρο, και η συγκεκριμένη ώρα καταγράφεται στη μαγνητοταινία.

Στη συνέχεια αφού περάσει το εικοσιτετράωρο βάζουμε τη μαγνητοταινία σε ειδικό ηλεκτρονικό υπολογιστή ο οποίος αναλύει τα δεδομένα της και μας βγάζει το πόρισμα σε περίπου είκοσι λεπτά. Ο αναλυτής είναι συσκευή με την οποία το ηλεκτροκαρδιογράφημα που καταγράφηκε στη μαγνητική ταινία μετατρέπεται σε πραγματικό ηλεκτροκαρδιογράφημα, το οποίο προβάλλεται στην οθόνη με ταχύτητα 30, 60 ή 120 φορές μεγαλύτερη της πραγματικής. Ο εξεταστής παρακολουθεί στην οθόνη κάθε μεταβολή του ρυθμού και της μορφολογίας των διαφόρων επαρμάτων του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και έχει τη δυνατότητα να καταγράφει τα σημεία που τον ενδιαφέρουν με την ταχύτητα του συνηθισμένου ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Το παραπάνω παράδειγμα βασίζεται σε μία πολύ καλή μέθοδο η οποία καταγράφει την κατάσταση του ασθενούς ολόκληρο το εικοσιτετράωρο με την **μόνη διαφορά** ότι οι **αρμόδιοι ιατροί θα πάρουν τα αποτελέσματα του ασθενούς μετά από το εικοσιτετράωρο το οποίο θα γίνει η καταγραφή**, ενώ σαφώς θα ήταν πολύ καλύτερο να παίρνουν τα αποτελέσματα σε πραγματικό χρόνο. **Εδώ καλείται η ανάγκη της τηλειατρικής.**

Τι είναι η Τηλεϊατρική;

Υπάρχουν πάρα πολλοί ορισμοί. Ένας εξ αυτών σχετικά απλός και αρκετά επεξηγηματικός είναι ο ακόλουθος :

"Τηλεϊατρική είναι η παροχή ιατρικών υπηρεσιών σε περιπτώσεις όπου παρεμβάλλεται απόσταση μεταξύ ασθενούς, ιατρού και άλλων εξειδικευμένων πληροφοριών και γνώσεων"

Στον ορισμό αυτό δίνεται έμφαση στις υπηρεσίες μια και αυτό ενδιαφέρει τους περισσότερους.

Στο παρελθόν ο όρος Τηλεϊατρική χρησιμοποιήθηκε με αρκετή ελευθερία και κάλυπτε πολλές δραστηριότητες όπως ερευνητικές, εκπαιδευτικές, επιχειρηματικές.

Ο όρος Τηλεϊατρική είναι σύνθετος από την Ελληνική λέξη "τήλε" που σημαίνει εξ αποστάσεως και τη λέξη ιατρική. Στα Αγγλικά ο ίδιος όρος είναι "Telemedicine".

Γενικά η Τηλεϊατρική χρησιμοποιεί τηλεματικές τεχνολογίες, δηλαδή συνδυασμό υπολογιστών και επικοινωνιών προκειμένου να υποστηριχτούν οι ιατρικές υπηρεσίες Υγείας και Πρόνοιας.

Εύκολα συνάγει κανείς ότι πρόκειται για υποβοηθούμενες τεχνολογίες και δεν πρόκειται για νέα μορφή ιατρικής. Ασφαλώς όμως η υιοθέτηση των τεχνολογιών αυτών έχει ως αποτέλεσμα την ανάγκη διαμορφώσεως νέων προτύπων οργάνωσης και παροχής των ιατρικών υπηρεσιών. Υπό την έννοια αυτή η Τηλεϊατρική μπορεί να θεωρηθεί και ως καινοτόμος διαδικασία στον χώρο της ιατρικής ή της υγείας.

Ιστορική Αναδρομή Τηλειατρικής και Η Τηλειατρική Στην Ελλάδα.

Οι Γενιές της Τηλειατρικής.

1η Γενία 1920 – 1979 :

1920: Ιατρικές συμβουλές στα πλοία με σήματα Morse (Σουηδία, Παν/κό Νοσοκομείο Gothenburg).

Με βάση την τηλεόραση το 1950 αναπτύχθηκε ένα κύκλωμα κλειστής τηλεόρασης δε πειραματικό στάδιο.

Αργότερα το 1964 αναπτύχθηκε διπλό κλειστό κύκλωμα στην ψυχιατρική κλινική της Nebraska και Norfolk απόσταση 180 km.

1967: Η πρώτη εφαρμογή τηλεϊατρικής με αλληλεπίδραση ιατρού-ασθενή (Βοστώνη, ΗΠΑ) Μεταφορά ακτινολογικής εξέτασης σε video monitor, συζήτηση ιατρού-ακτινολόγου μέσω τηλεφωνικής γραμμής (Αεροδρόμιο Logan-Γενικό Νοσοκομείο Μασαχουσέτης).

Με βάση τα κινητά τηλέφωνα και τις δορυφορικές επικοινωνίες πραγματοποιήθηκε πρόγραμμα το 1971 – 1975 στην Alaska το ATS-6 Saterlite Biomedical Demonstration.

Ενώ το 1977 στο πανεπιστήμιο του Memorial Newfoundland πραγματοποιήθηκε ιατρική γνωμάτευση και εκπαίδευση σε ιατρικό προσωπικό σε χωριά του Canada.

2^η Γενιά 1980 – Μέσα 90 :

Με βάση Computers Digital Communication όπου όλα τα συστήματα χρησιμοποιούν υπολογιστικά συστήματα τηλεδιάσκεψης έχουν ως αποτέλεσμα λιγότερο κόστος, μικρότερο μέγεθος υποδομής, περισσότερη απλότητα στην χρήση πραγματοποιήθηκαν έργα υποστήριξης απομακρισμένων περιοχών το 1989 στο Texas tech University Health Service Center και το 1991 στο Medical College στην Georgia βασισμένα σε DoD project teleradiology-ψηφιακή σάρωση ραδιολογικών εικόνων.

Στην Ελλάδα λειτουργούν επιτυχώς ορισμένα συστήματα Τηλεϊατρικής στην Αθήνα, ένα στην Κρήτη και ένα στη Θεσσαλονίκη. Στην Αθήνα το παλαιότερο είναι του Σισμανογλείου που λειτουργεί από το 1992 και διεκπεραιώνει περιστατικά καρδιολογικά, πνευμονολογικά, παθολογικά, χειρουργικά και του ΩΚΚ για καρδιολογικά περιστατικά, το οποίο λειτουργεί από το 1995. Αξιοσημείωτες είναι οι προσπάθειες του Ερυθρού Σταυρού και των εταιρειών Teleheart και Cardio Express. Στην Κρήτη λειτουργεί σύστημα που εξυπηρετεί τα συνδεδεμένα Κέντρα Υγείας με το Πανεπιστημιακό Νοσοκομείο. Στη Θεσσαλονίκη το σύστημα λαμβάνει μηνύματα από πλοία.

Το αρτιότερο μέχρι στιγμής σύστημα φαίνεται να είναι αυτό του Σισμανογλείου που διεκπεραιώνει μια πληθώρα περιστατικών διαφόρων ειδικοτήτων. Το σύστημα του ΩΚΚ αν και είναι πολύ νέο, κατόρθωσε να εφαρμόσει την θρομβόλυση μέσω ηλεκτρονικού υπολογιστή, πράγμα ιδιαίτερα πρωτοποριακό για την Ελλάδα και μέσω σύνδεσης με δορυφόρο που ήδη διαθέτει, ελπίζει ότι πολύ σύντομα θα μπορεί να εξυπηρετεί τα ποντοπόρα πλοία. Είναι ήδη συνδεδεμένο με πέντε (5) νησιά του Αιγαίου (Νάξος, Μήλος, Μύκονος, Σκιάθος, Σαντορίνη, Αμοργός) από όπου λαμβάνει ηλεκτρονικούς φακέλους και ΗΚΓ επειγόντων περιστατικών.

Στα πλαίσια του ερευνητικού έργου ΝΙΚΑ - ΕΚΒΑΝ 502, ολοκληρώθηκε η εγκατάσταση ενός πιλοτικού συστήματος τηλεϊατρικής στο Νομό Ευβοίας. Το σύστημα ολοκληρώνει εφαρμογές τηλεακτινολογίας και τηλεκαρδιολογίας με την υλοποίηση μίας εύχρηστης και παράλληλα πολύ ισχυρής εφαρμογής ψηφιοποίησης μετάδοσης και επισκόπησης ακτινογραφικών φιλμ αλλά και τηλεπαρακολούθησης καρδιογραφικών δεδομένων μέσω της σε πραγματικό χρόνο μετάδοσης 3 απαγωγών καρδιογραφημάτων. Το σύστημα σε πρώτη φάση έχει εγκατασταθεί στα κέντρα υγείας Ιστιαίας και Νοσ. Κύμης και υποστηρίζεται από τον Νοσ. Χαλκίδας. Η σύνδεση του τηλεϊατρικού συστήματος με το Πληροφορικό σύστημα PACS που θα εγκατασταθεί στο Ωνάσειο Καρδιοχειρουργικό κέντρο στα πλαίσια του έργου ΝΙΚΑ θα είναι σε θέση να προσφέρει πολύ εξειδικευμένες τηλεϊατρικές υπηρεσίες.

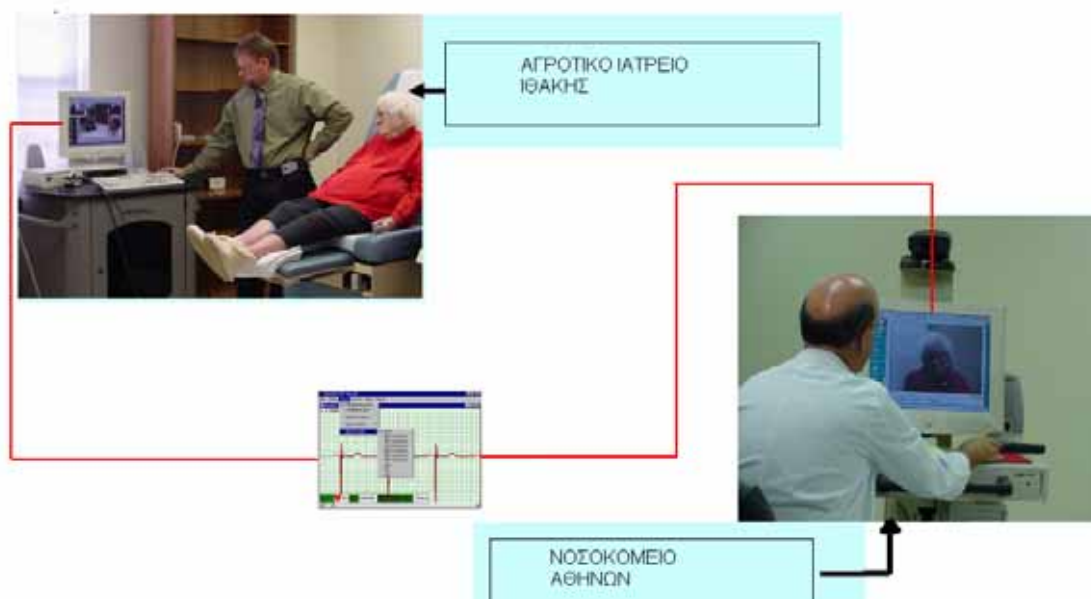
Υπάρχουν επίσης πολλές σχετικές δραστηριότητες σε ΑΕΙ στα πλαίσια ερευνητικών προγραμμάτων.

Λόγοι Χρησιμοποίησης – Πλεονεκτήματα.

Είναι κοινώς αποδεκτό ότι σε όλο τον κόσμο, οι άνθρωποι που ζουν σε περιφερειακές και απομακρυσμένες περιοχές έχουν πρόβλημα γρήγορης πρόσβασης σε υψηλής εξειδίκευσης ιατρικά κέντρα, τα οποία είναι επανδρωμένα με πολύ καλά εκπαιδευμένους και εξειδικευμένους ιατρούς. Στην Ελλάδα, η ανισότητα στην υγειονομική περίθαλψη που απολαμβάνουν οι κάτοικοι των

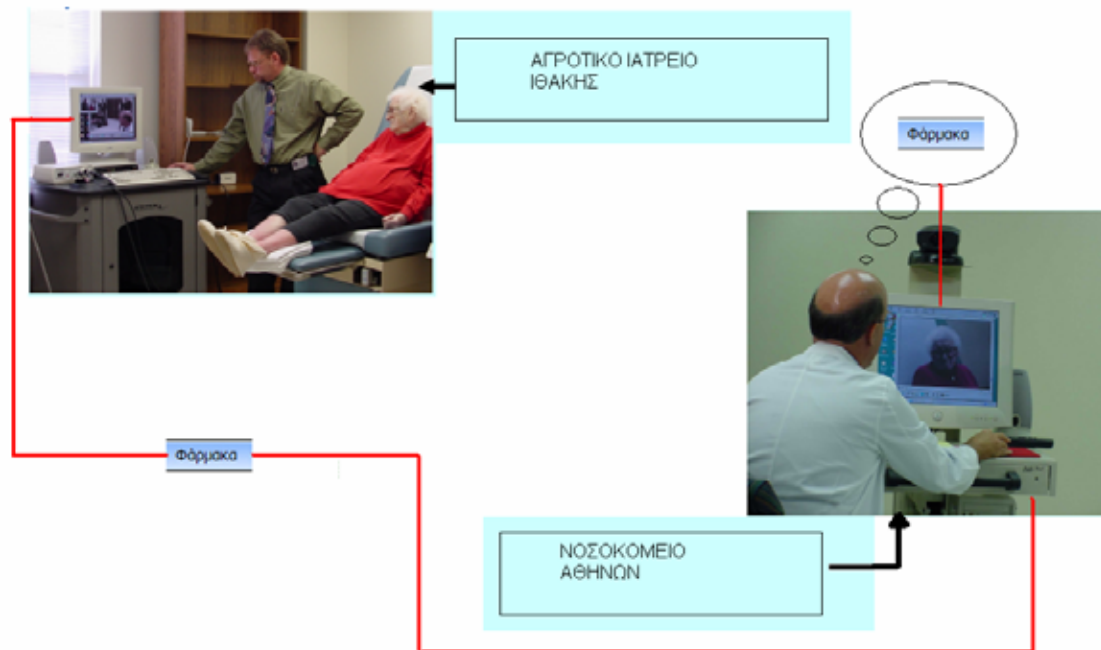
αστικών κέντρων σε σχέση με την επαρχία συνεχώς αυξάνεται. Οι κάτοικοι των απομακρυσμένων περιοχών έχουν πρόσβαση σε κάποιο αγροτικό γιατρό ή κέντρο υγείας αλλά πρέπει να ξοδέψουν σημαντικό χρόνο και χρήματα για να τύχουν εξειδικευμένης ιατρικής φροντίδας, η έλλειψη της οποίας σε κρίσιμα περιστατικά μπορεί να αποβεί μοιραία. Η πρόοδος της τεχνολογίας στον τομέα της επικοινωνίας έβαλε τις βάσεις για να αναπτυχθεί η τηλειατρική. Είναι δύσκολο να δώσουμε ένα πλήρη ορισμό της τηλειατρικής περιγράφοντας αναλυτικά κάθε δραστηριότητα την οποία χαρακτηρίζει. Χρησιμοποιώντας έναν ευρύ ορισμό, η τηλειατρική χρησιμοποιεί ηλεκτρονικά μηνύματα για να μεταφέρει ιατρικά δεδομένα (π.χ. ακτινογραφίες, εικόνες υψηλής ευκρίνειας, ιατρικούς φακέλους, τηλε-διάσκεψη) από ένα μέρος σε ένα άλλο. Η μεταφορά των ιατρικών δεδομένων μπορεί να γίνεται μέσω του διαδικτύου (Internet) ή μέσω Intranet, PC, δορυφόρων, μηχανημάτων για τηλε-διάσκεψη ή και τηλεφώνων. Οι χρήστες της τηλειατρικής προσπαθούν να αξιοποιήσουν τις δυνατότητες της σύγχρονης τεχνολογίας ώστε με το χαμηλότερο δυνατό κόστος σε χρήματα και χρόνο να παρέχουν υψηλού επιπέδου εξειδικευμένη φροντίδα ακόμα και στους απομακρυσμένους πολίτες μηδενίζοντας τις αποστάσεις και εξαλείφοντας το αίσθημα της αβεβαιότητας. Ορισμένες εφαρμογές της τηλειατρικής που συναντάμε καθημερινά ή πρόκειται να συναντήσουμε στο άμεσο μέλλον, παρουσιάζονται παρακάτω.

1.Εξέταση εξ' αποστάσεως.



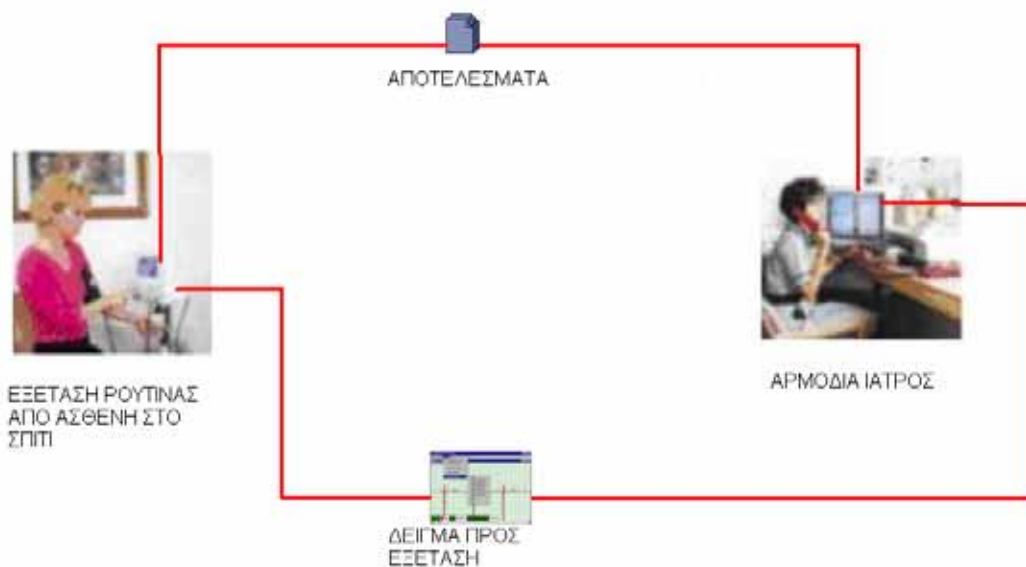
Με τη χρήση εικονο-τηλεφώνου, γενικοί ή ειδικοί γιατροί που εργάζονται από μακριά μπορούν, να πραγματοποιήσουν τις αρχικές εξετάσεις, να κάνουν διάγνωση και να βοηθήσουν γιατρούς σε απομακρυσμένες περιοχές (χωρία ή στρατιωτικές αποστολές εκτός συνόρων).

2. Συστήματα χορήγησης ιατρικών συνταγών.



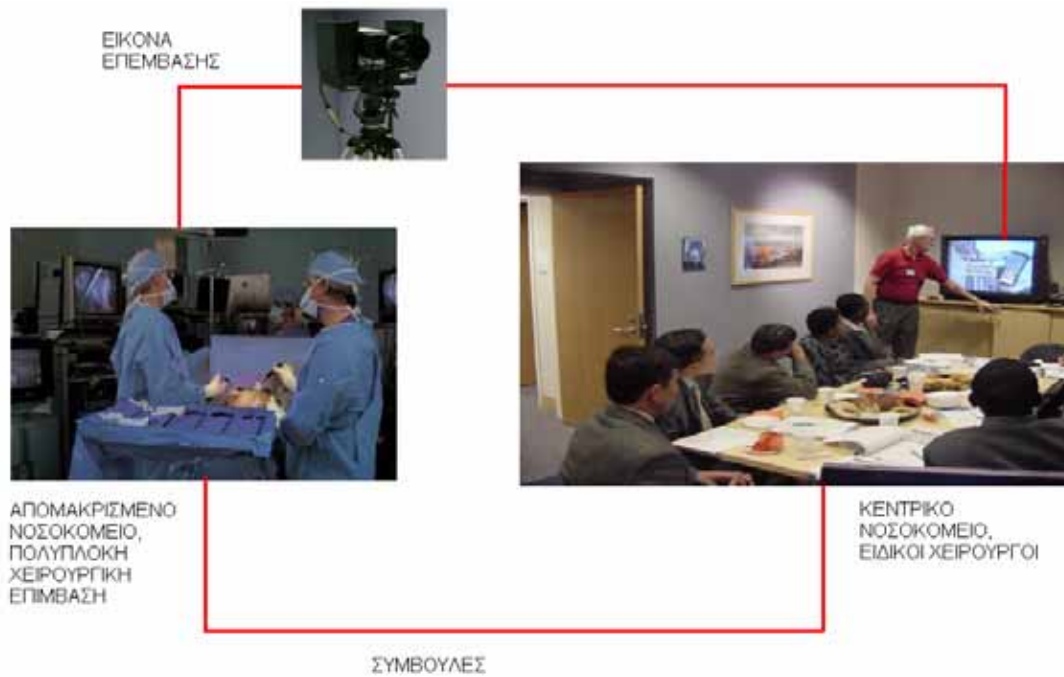
Κάνουν δυνατή την ανάλυση εξ' αποστάσεως των προσωπικών αρχείων του ασθενή σε συνδυασμό με τις συγκεκριμένες λεπτομέρειες των συνταγών.

3. Εξετάσεις ρουτίνας και παρακολούθηση κατ' οίκον.

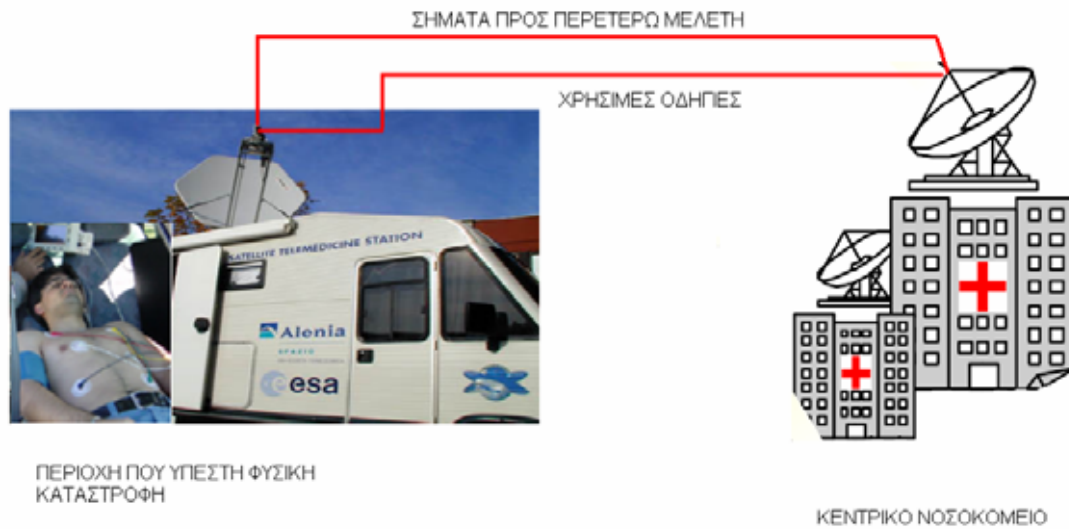


Αφορούν ασθενείς με περιορισμούς μετακίνησης, όπως έγκυοι, νεογέννητα, ηλικιωμένοι και ανάπηροι.

4. Παρακολούθηση με αλληλεπίδραση χειρουργικών επεμβάσεων.

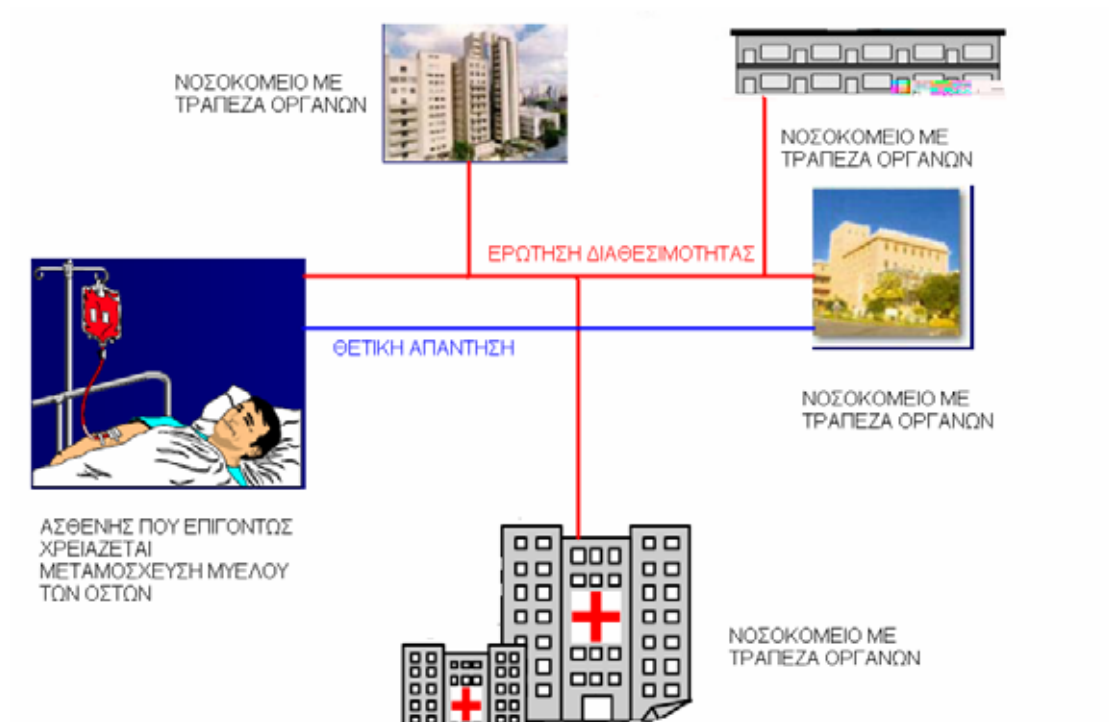


5. Η πρόσβαση σε δίκτυα τηλεματικής από επαγγελματίες στην περιθαλψη.

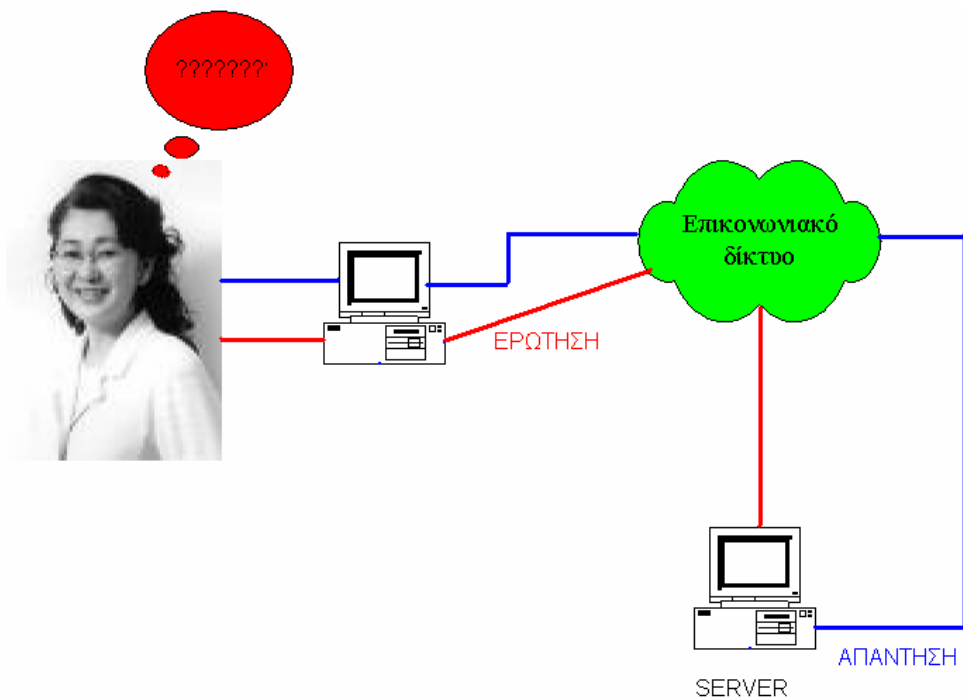


είναι πολύ σημαντική για την παροχή πρώτων βοηθειών σε χώρο ατυχημάτων και φυσικών καταστροφών σε απομακρυσμένες περιοχές.

6. Η εγκαθίδρυση δικτύων οργάνων μεταμόσχευσης και τραπεζών μυελού των οστών.

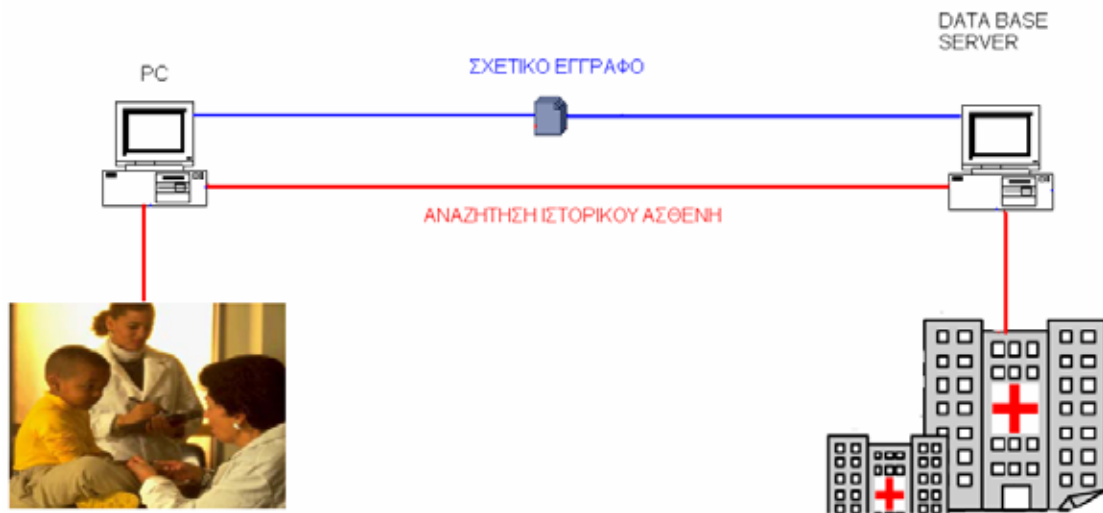


7. Τοποθεσίες στο διαδίκτυο που περιέχουν ιατρικές πληροφορίες.



Ηλεκτρονικά μέρη με πληροφορίες για συγκεκριμένες παθολογικές καταστάσεις και την αντιμετώπισή τους. Επιπλέον περιέχουν ενδιαφέρον υλικό για τους γιατρούς , νέα ιατρικά προϊόντα και πρόσβαση σε ένα παγκόσμιο τηλε – ιατρείο στον κυβερνο – χώρο.

8. Βάσεις δεδομένων με πληροφορίες γύρω από την ιατρική παρακολούθηση και το ιστορικό ασθενών



Παραπάνω παρουσιάζονται συνοπτικά ορισμένες εφαρμογές της τηλειατρικής. Ορισμένα σημαντικά οφέλη από τη χρήση της τηλειατρικής είναι :

- Ουσιαστική εξοικονόμηση σε έξοδα εξέτασης, μετακίνησης, και διαχείρισης του συστήματος περίθαλψης.
- Μείωση της γεωγραφικής και φυσικής απομόνωσης ασθενών (απομακρυσμένες περιοχές, ηλικιωμένοι και ανάπηροι).
- Εξάλειψη του φαινομένου της εσωτερικής μετανάστευσης προς τα αστικά κέντρα για καλύτερη περίθαλψη.
- Τρόπος αποφυγής ανάγκης επανάληψης επώδυνων εξετάσεων, αντιφατικών συνταγών και λαθών στην θεραπεία.
- Δυνατότητα παροχής συμβουλών από ειδικούς στο εξωτερικό που διαφορετικά δεν θα ήταν προσιτοί.
- Προάγει και βελτιώνει την καθημερινή έρευνα καθώς παρέχει γρήγορη και άμεση πρόσβαση σε νέες πληροφορίες και γνώσεις.

Είναι φανερό ότι σε ένα κόσμο της πληροφορίας και της επικοινωνίας που συνεχώς εξελίσσεται η τηλειατρική καλείται να διαδραματίσει σημαντικό ρόλο στο μέλλον ανεβάζοντας το επίπεδο ιατρικής περίθαλψης, μηδενίζοντας τις αποστάσεις και το αίσθημα της αβεβαιότητας.

Σήμερα γίνονται σημαντικά βήματα και προωθούνται καινοτόμες λύσεις σε όλες τις εφαρμογές της τηλειατρικής, παγκοσμίως. Οι αναφορές στο διαδίκτυο για τη χρήση της τηλειατρικής είναι πολλές. Ωστόσο, μετά από προσεχτική έρευνα μπορούμε να επικεντρωθούμε στα πιο ουσιαστικά

προγράμματα έχοντας σφαιρική εικόνα για την εφαρμογή της τηλειατρικής και της λύσεις που προσφέρει.

Αναφορά Οργάνων χρησιμοποίησης Τηλειατρικής

Μερικά βασικά Συστήματα που θα Πρέπει να Υπάρχουν Σε Κάποιο Απομακρυσμένο Ιατρείο.

Digital Camera :



Μεταφέρει την εικόνα στον Ηλεκτρονικό Υπολογιστή.

Ηλεκτρονικό στηθοσκόπιο :



Μεταδίδει τον ήχο της καρδιάς και των πνευμόνων στον Ηλεκτρονικό Υπολογιστή.

Fax Machine :



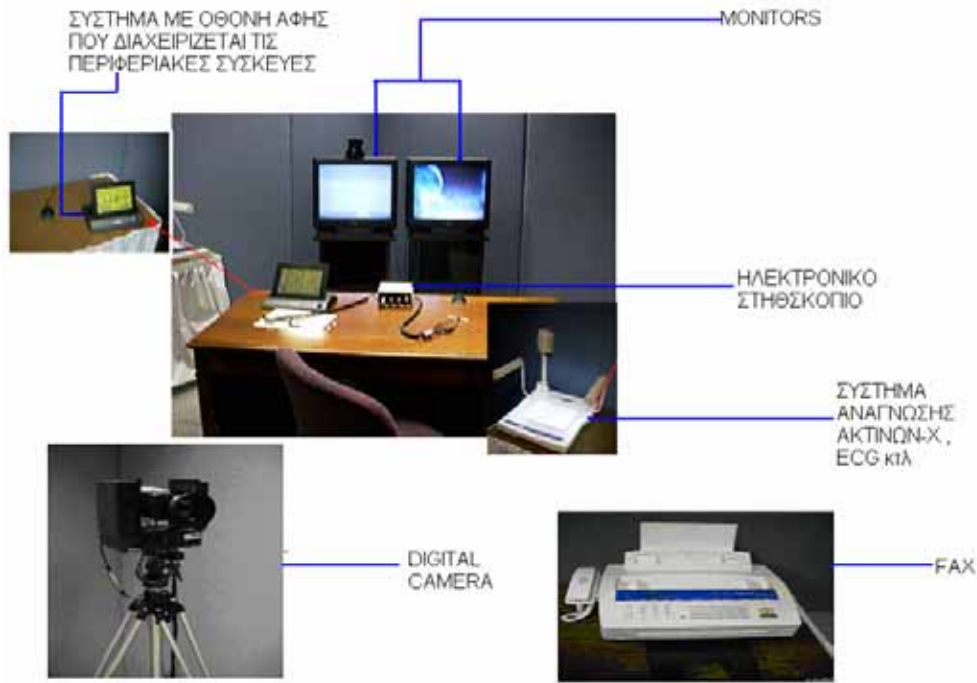
Μεταφορά εγγράφων.

Medical Camera :



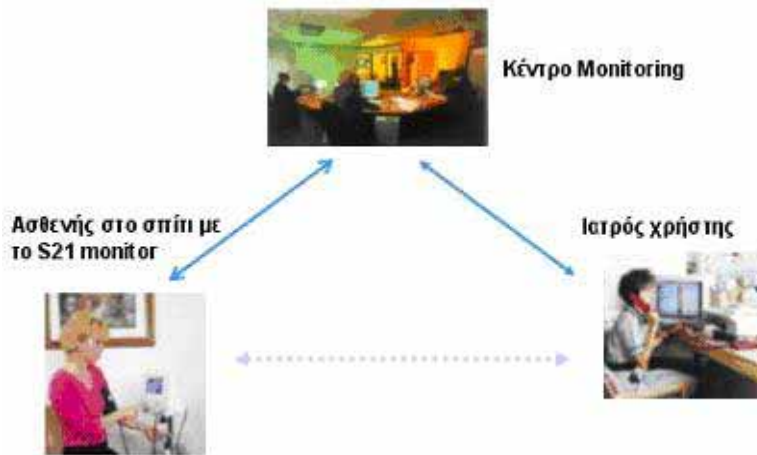
Λαμβάνει εικόνα απο πολύ δίσβατα σημεία και μεταφερει το ψηφιακο video στον Ηλεκτρονικό Υπολογιστή.

Μερικά βασικά Συστήματα που θα Πρέπει να Υπάρχουν Σε Κάποιο Κεντρικό Σταθμό Νοσοκομείου (Control Room).



Παράδειγμα SAFE 21

Το SAFE 21 ήταν ένα ερευνητικό και σήμερα είναι ένα αναπτυξιακό πρόγραμμα, που έχει οριοθετήσει και καταδεικνύει, ότι υψηλού επιπέδου εφαρμογές και υπηρεσίες μπορούν να επιτευχθούν με την εφαρμογή νέων τεχνολογιών. Το πρόγραμμα αυτό διαχειρίζεται κοινοπραξία οκτώ διεθνών οργανισμών, με την οικονομική υποστήριξη της Ενωμένης Ευρώπης. Ο σκοπός του προγράμματος τηλεϊατρικής SAFE 21 ήταν η ανάπτυξη ενός συστήματος τηλεπαρακολούθησης ασθενών από το σπίτι τους μέσω της εφαρμογής ιατρικής τεχνολογίας στο σύστημα τηλεϊατροποίησης/ τηλεβοήθειας, για να καταδείξει μέσω πρακτικών δοκιμών την δυνατότητα παράλληλης εφαρμογής των υπηρεσιών τηλεβοήθειας και τηλεϊατρικής αποδεκτών από τους ασθενείς και τους ιατρούς. Το σύστημα τηλεπαρακολούθησης ασθενών (τηλεϊατρική) αποτελείται από τρία μέρη. Το μόνιτορ, που έχει ο ασθενής στο σπίτι του, το κέντρο συλλογής πληροφοριών και τον κλινικό σταθμό εργασίας.



Το μόνιτορ του ασθενούς:

Το μόνιτορ τηλεπαρακολούθησης SAFE 21 έχει σχεδιασθεί, ώστε η χρήση του να είναι δυνατή από τον ίδιο τον ασθενή μετά από μια μικρή περίοδο εξάσκησης. Μετρά ηλεκτροκαρδιογράφημα, καρδιαγγειακή πίεση, καρδιακούς σφυγμούς, θερμοκρασία, συχνότητα και διάρκεια της αναπνευστικής λειτουργίας.



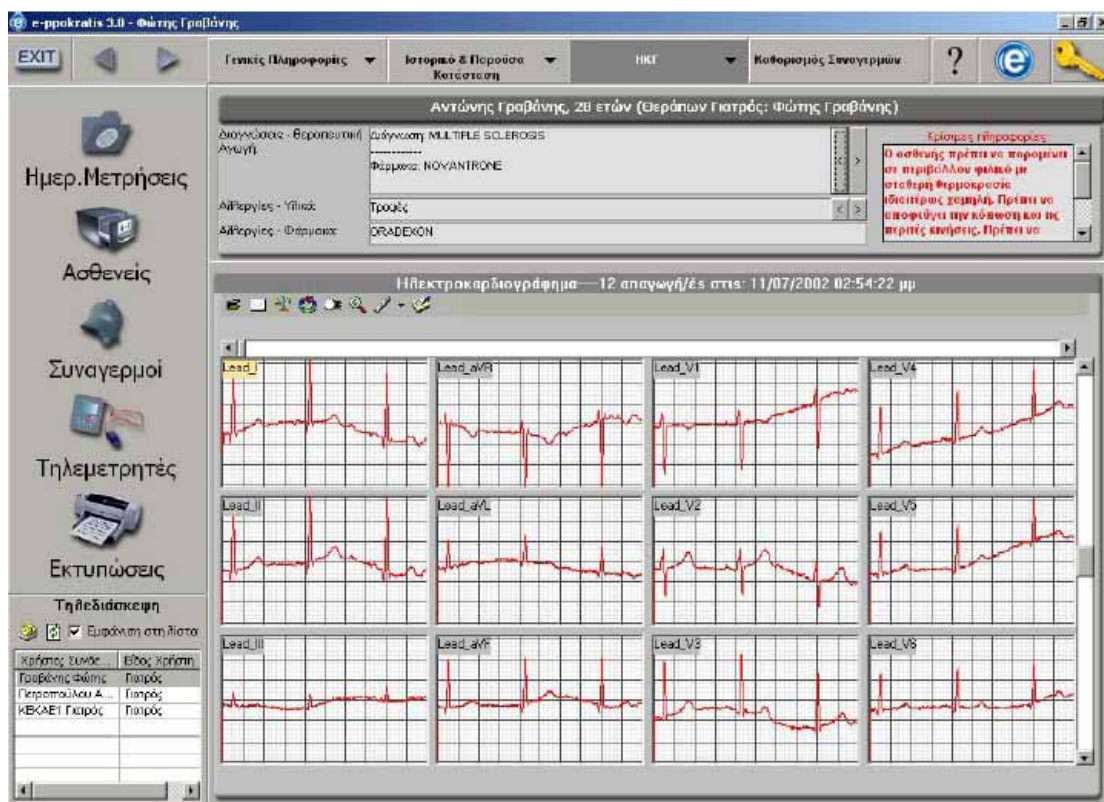
Η τηλεϊατρική συσκευή καταγράφεται στο κεντρικό σύστημα με το όνομα του ασθενούς και μέσω των αισθητήρων θα ενημερώνει αυτόματα το κέντρο με τα δεδομένα του κάθε ασθενούς. Έχει δυνατότητα οπτικής παρουσίασης των πληροφοριών και φέρει πλήκτρα για το χειρισμό της. Ο ασθενής μπορεί να παρακολουθεί την πρόοδο των μετρήσεων και να βλέπει τα αποτελέσματα τους στην οθόνη της συσκευής. Θα χρησιμοποιήσει το μόνιτορ, είτε για την πραγματοποίηση μετρήσεων διάρκειας 3 λεπτών περίπου, που κρίνονται επαρκείς για τη γνωμάτευση της κατάστασής του ή μετρήσεων μεγαλύτερου χρονικού διαστήματος της τάξεως των 8 ωρών, που απαιτείται για την μελέτη της καταστάσεως του κατά την ώρα του ύπνου (μελέτη ύπνου). Στο τέλος της κάθε μέτρησης και της προβολής των στοιχείων στην οθόνη του μόνιτορ, ο ασθενής έχει την δυνατότητα να στείλει τα δεδομένα των μετρήσεων στο κέντρο πιέζοντας το ανάλογο πλήκτρο επί της συσκευής μεταφέροντας τα δεδομένα μέσω μιας απλής αναλογικής τηλεφωνικής γραμμής. Η διαδικασία αυτή διαρκεί λιγότερο από ένα λεπτό.

Κέντρο Συλλογής Πληροφοριών

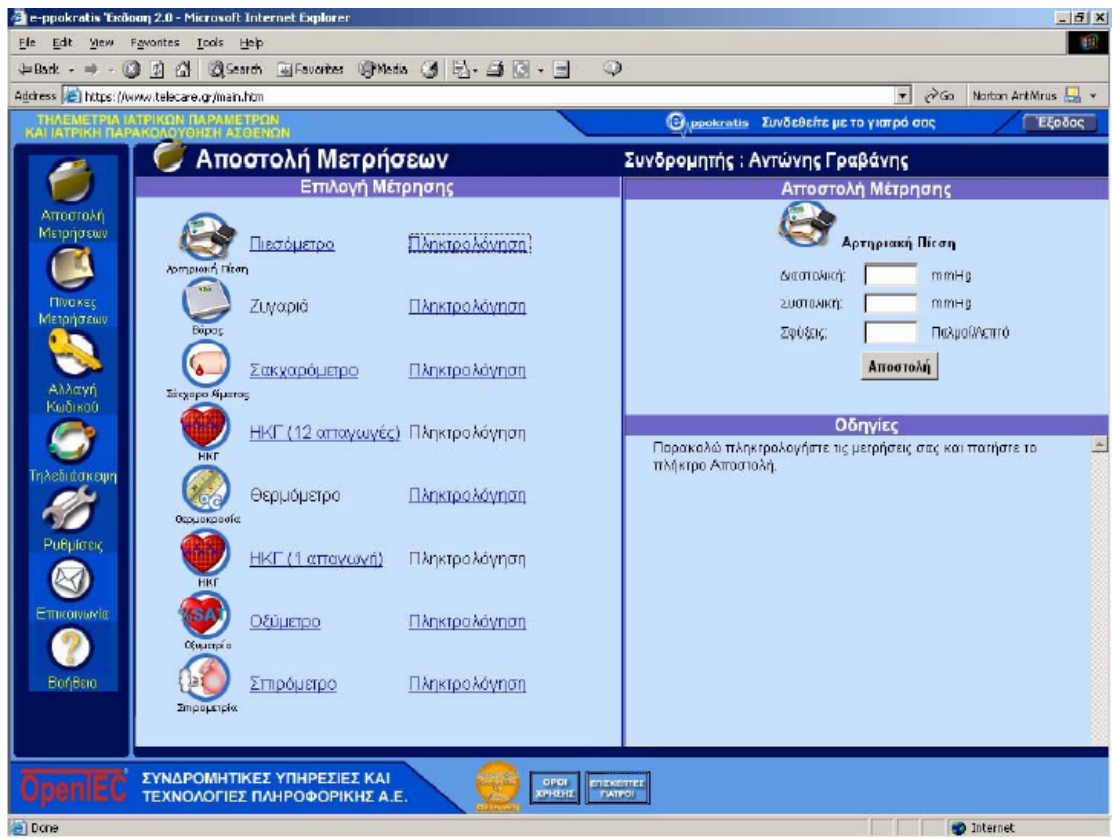
Είναι ο κεντρικός σταθμός, που υποστηρίζει την τηλεβοήθεια στο σπίτι και παράλληλα φιλοξενεί και το τηλεϊατρικό υπολογιστή επιτρέποντας την επικοινωνία και ενεργοποιώντας τις λειτουργίες ταυτόχρονα του συστήματος τηλεβοήθειας και τηλεϊατρικής. Μέσω του κέντρου, το προσωπικό μπορεί να διατηρεί αρχείο για κάθε ασθενή, να διαχειρίζεται λογαριασμούς μέσω της διαδικασίας του πρωτοκόλλου για ασθενείς, που κατοικούν σε απομακρυσμένες περιοχές και να συντονίζει τις οικονομικές παραμέτρους της παράδοσης και της ανάκτησης των ιατρικών μόνιτορ.

Εικόνες απο λογισμικό Τηλεϊατρικής.

Στην παρακάτω εικόνα φαίνεται κάποιο λογισμικό που χρησιμοποιείται με σκοπό την τηλεϊατρική οι θεράποντες ιατροί :

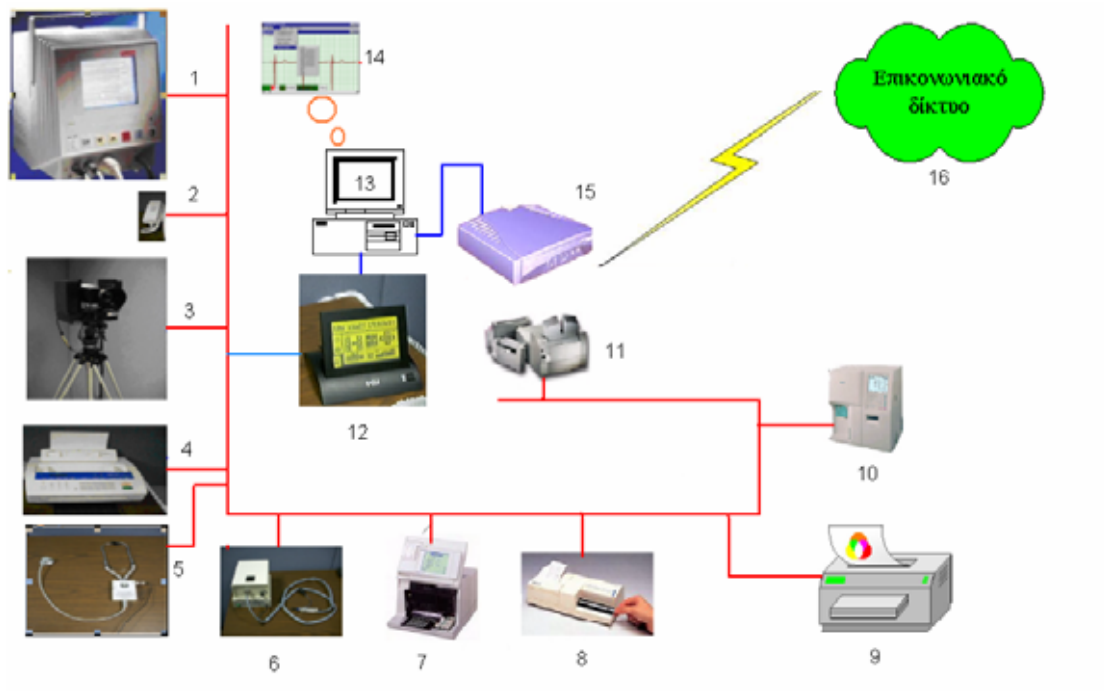


Για τους ασθενείς το αντιστοιχο λογισμικό είναι απλά ένας internet browser.Ο ασθενής εντάσσεται στην υπηρεσία και υπογράφει τις σχετικές αιτήσεις λαμβάνει ένα κωδικό πρόσβασης, μια εικόνα απο το σχετικό interface φαίνεται παρακάτω:



Ολοκληρωμένο Σχήμα Σύνδεσης και Εξαρτημάτων Τηλειατρικής.

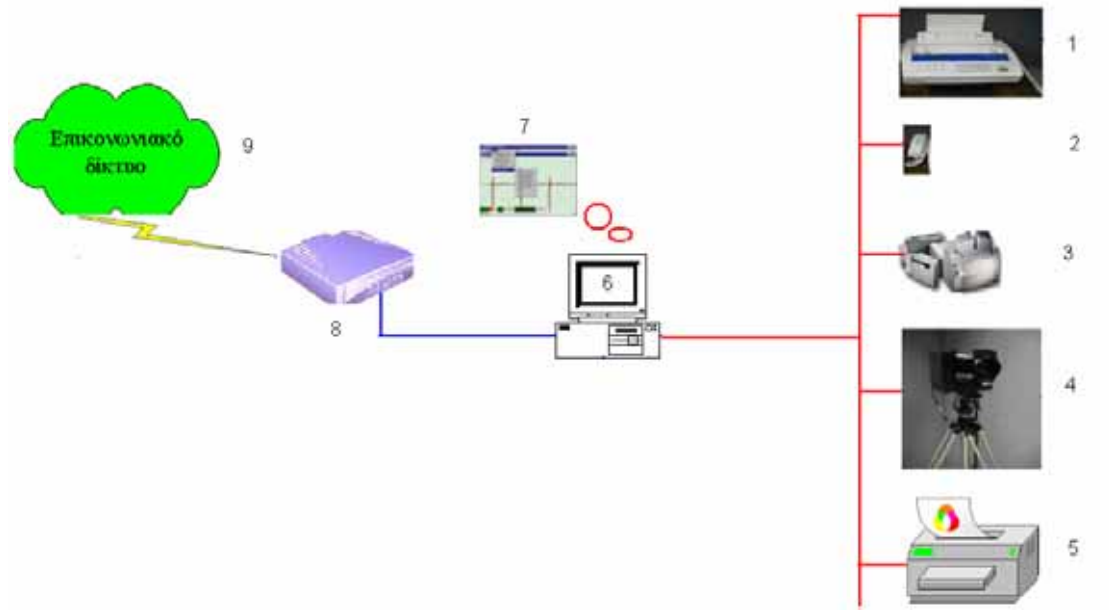
Απομακρισμένο Ιατρείο.



1. Σύστημα SAFE 21 ηλεκτροκαρδιογράφημα, καρδιαγγειακή πίεση, καρδιακούς σφυγμούς, θερμοκρασία, συχνότητα και διάρκεια της αναπνευστικής λειτουργίας.
2. Τηλεφωνία VoIP.
3. Digital Camera.
4. Fax Machine.
5. Ηλεκτρονικό στηθοσκόπιο.
6. Medical Camera.
7. Βιοχημικός αναλυτής αίματος.
8. Αναλυτής ούρων.
9. Printer.
10. Αναλυτής αίματος
11. Scanner.
12. Interface διαχείρισης συσκευών.
13. PC.
14. Data.
15. ADSL Rooter.
16. Internet.

Τα δεδομένα μεταφέρονται απο τις περιφεριακές συσκευές στον Ηλεκτρονικό Υπολογιστή μεσω της συσκευής Νο 12 και μεταφέρονται μέσω Internet στο αρμόδιο νοσοκομείο.

Κεντρικό νοσοκομείο.



1. Fax Machine.
2. Τηλεφωνία VoIP.
3. Scanner.
4. Cammera.
5. Printer.
6. PC.
7. Data.
8. ADSL Router.
9. Internet.

Τα δεδομένα λαμβάνονται μέσω Internet και επεξεργάζονται απο τους αρμόδιους ιατρούς και έπειτα αποστέλεται πάλι μέσω internet η άποψη του ιατρού.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] *Ζητήματα Διαλειτουργικότητας και Διαχείριση Έργων Διασυνδεσιμότητας.*
Αλέξανδρος Μπέλερ.
- [2] *Τηλεϊατρική.*
Μαίρη Τζιράκη.
- [3] *Δορυφορικές Εφαρμογές Τηλεϊατρικής*
Νεόφυτος Δημητρίου , Αλέξης Θεόδωτου , Σάββας Λειβαδίωτης.
- [4] *Υπηρεσίες Τηλεϊατρικής.*
Δήμος Σωτηρίου.
- [5] *Τηλεϊατρική για Επείγοντα Περιστατικά.*
Δημήτρης Κουτσούρης.
- [6] *Εισαγωγή στη Βιοϊατρική Τεχνολογία και Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων.*
Δημήτρης Κουτσούρης , Σωτήρης Παυλόπουλος , Ανδριάννα Πρέντζα.
- [7] *Καρδιολογία.*
Π.Κ Τουτούζα.
- [8] *Καρδιολογική Νοσηλευτική.*
Μ.Στέφα.
- [9] *Το Ηλεκτροκαρδιογράφημα και η Κλινική του Πράξη.*
Γεώργιος Παζάχος.
- [10] *Φυσικές Αρχές Ακτινοδιαγνωστικής.*
Γεώργιος Κανδαράκης.
- [11] *Φυσιολογία του Ανθρώπου.*
Στ. Τ Πλέσσα , Ευάγγελου Κανέλλου.

- [12] <http://www.papapostolou.gr>
- [13] <http://www.papapostolou.gr>
- [14] <http://www.hamed.gr>
- [15] <http://www.smelter.gr>
- [16] *Ανάλυση και Επεξεργασία Βιοϊατρικού Σήματος με χρήση εξειδικευμένου λογισμικού σε τεχνολογία VLSI.*
Πτυχιακή εργασία, Τμ. Ηλεκτρονικής ΤΕΙ Λαμίας 2007,
Παναγιώτης Ανδριανάτος

Βιοηλεκτρικά δυναμικά - συστήματα μέτρησης

Προέλευση των βιοδυναμικών

Οι ζωντανοί ιστοί αποτελούνται από κύτταρα τα οποία περιέχουν ενδοκυτταρικά υγρά διαφορετικής χημικής συγκέντρωσης συγκρινόμενα με τα εξωκυτταρικά υγρά. Για παράδειγμα η συγκέντρωση κατιόντων K^+ είναι αρκετά μεγαλύτερη στα κύτταρα ενώ οι συγκεντρώσεις ιόντων Na^+ και Cl^- είναι αρκετά μεγαλύτερες έξω από τα κύτταρα. Επειδή η κυτταρική μεμβράνη είναι ημιπερατή (έχει πάχος περίπου 10nm), δημιουργείται μια διαφορά δυναμικού δια μέσου της.

Το δυναμικό αυτό ονομάζεται δυναμικό μεμβράνης (membrane potential) και είναι περίπου -90 mV σε σχέση με το δυναμικό του εξωκυτταρικού υγρού.

Η μεμβράνη ισοδυναμεί με πυκνωτή επιφανειακής χωρητικότητας περίπου $1\mu F / cm^2$, τιμή αρκετά υψηλή.

Οι μύες και τα νεύρα επίσης αποτελούνται από κύτταρα, διαφορετικού είδους. Η συστολή των μυικών κυττάρων ή η μεταφορά πληροφορίας μεταξύ των νευρικών κυττάρων προκαλείται από κυτταρική διέγερση. Ένα κύτταρο διεγείρεται εάν συμβεί μια ξαφνική αλλαγή της χημικής συγκέντρωσης δια μέσω της μεμβράνης. Αυτή η απότομη αλλαγή αντιστοιχεί σε μία αλλαγή του δυναμικού της μεμβράνης (Σχήμα 1). Η αλλαγή στο δυναμικό μεμβράνης ονομάζεται δυναμικό δράσης (action potential). Μπορεί να δημιουργηθεί και με τεχνητό τρόπο με την επίδραση εξωτερικής ηλεκτρικής διέγερσης πλάτους μεγαλύτερου μιας τιμής κατωφλίου (περίπου 55mV). Τα δυναμικά δράσης έχουν σχετικά μικρούς χρόνους ανόδου (rise time = 0.1 ms) και μεγάλους χρόνους απόσβεσης (decay time = 1 με 10 ms). Τα πλάτη τους εξαρτώνται από το είδος των κυττάρων και επομένως το είδος των μυών ή των νευρικών ιστών.

Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG)

Το ECG είναι σήμα το οποίο δημιουργείται από την δράση της καρδιάς και ανιχνεύεται από ηλεκτρόδια (ή επαφές), τοποθετημένα επιδερμικά με συγκεκριμένο τρόπο. Η καρδιά αποτελείται από μια ομάδα μυών οι οποίοι εκτελούν παλμική αντλητική δράση. Με αυτόν τον τρόπο, δημιουργούνται δυναμικά δράσης από τα οποία προκύπτουν φαινόμενα που ανιχνεύονται εξωτερικά. Μια τυπική κυματομορφή φαίνεται στο Σχήμα 2. Το σήμα διατρέχει το εσωτερικό της καρδιάς, από την κορυφή προς το κάτω μέρος και επιστρέφει από το εξωτερικό τοίχωμα προς την κορυφή. Η αιχμηρή QRS κορυφή αντιστοιχεί στην γρήγορη προς τα άνω διάδοση του σήματος στο εξωτερικό τοίχωμα της καρδιάς. Στην πράξη η κυματομορφή του σήματος είναι το αποτέλεσμα της υπέρθεσης όλων των δυναμικών δράσης που γενιούνται κάθε στιγμή από όλους τους μύες της καρδιάς. Η κυματομορφή έχει το συγκεκριμένο σχήμα με την προϋπόθεση ότι

καταγράφεται μεταξύ των άκρων των χεριών (Σχήμα 3). Για να μειώσουμε τον θόρυβο από ψευδοσήματα (π.χ. 50 Hz) εφαρμόζεται γείωση στο δεξί πόδι.

Τα σήματα ECG ανιχνεύονται με επιδερμικά ηλεκτρόδια. Στην απλούστερή τους μορφή αποτελούνται από μεταλλικά πλακίδια τα οποία δημιουργούν μια ημιομική επαφή με το δέρμα με τη βοήθεια αγωγίμου τζελ (Σχήμα 4). Πολλά διαφορετικά σχήματα επινοούνται για να μειωθεί η αντίσταση επαφής και για να αποφευχθεί η γήρανσή της. Τα πλάτη των σημάτων είναι της τάξης των mV's, με συνέπεια την εύκολη καταγραφή τους. Τα ECG σήματα υποβάλλονται σε εκτεταμένη επεξεργασία όπως διαδικασίες κανονικοποίησης (Σχήμα 5), διαχωρισμού (ECG μητέρας και εμβρύου, Σχήμα 6) και διαμόρφωσης ώστε να οδηγηθεί αυτόματος απινιδωτής (Σχήμα 7).

Ηλεκτρομυογράφημα (EMG)

Το ηλεκτρομυογράφημα είναι σήμα που δημιουργείται από την μυική συστολή. Τα σήματα αυτά μετριοούνται με την εισαγωγή λεπτού ηλεκτροδίου (από ατσάλι ή πλατίνα) στους μύες. Το σήμα είναι υπέρθεση δυναμικών δράσης (Σχήμα 8). Η επιφάνεια επαφής είναι μικρότερη και το ηλεκτρόδιο είναι τοποθετημένο στην πηγή. Το EMG είναι πιο πολύπλοκο και μεγαλύτερη περιοχή συχνοτήτων. Απαιτούνται λοιπόν μετρητικά ηλεκτρόδια και προενισχυτές με μικρή χωρητικότητα εισόδου.

Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG)

Η εσωτερική εγκεφαλική δραστηριότητα καταγράφεται λαμβάνοντας ηλεκτρικές μετρήσεις από την επιφάνεια του εγκεφάλου. Στο EEG διακρίνονται διάφορα σήματα με διαφορετικές περιοχές συχνοτήτων (Σχήμα 9). Κατατάσσονται σε διάφορες ομάδες που αντικατοπτρίζουν διαφορετικές εγκεφαλικές δραστηριότητες. Για παράδειγμα, τα κύματα άλφα αντιστοιχούν σε διανοητική δραστηριότητα. Τα EEG έχουν μικρότερο πλάτος από τα EMG και πρέπει να λαμβάνονται ισχυρές προφυλάξεις ενάντια στο θόρυβο.

Ηλεκτρογαστρογράφημα (EGG)

Η δραστηριότητα του στομάχου καταγράφεται με ηλεκτρόδια τα οποία εισάγονται στο στομάχι ή εξωτερικά στην περιοχή της κοιλίας (Σχήμα 10 : τα πρώτα δύο σήματα λαμβάνονται από το στομάχι ενώ τα επόμενα δύο λαμβάνονται εξωτερικά. Στο τέταρτο σήμα το αργό κύμα αναδεικνύεται λόγω του χαμηλοδιαβατού φίλτρου στα 0.3Hz).

Ηλεκτροαμφιβληστροειδογράφημα (ERG) και ηλεκτροοφθαλμογράφημα (EOG)

Η διεργασία της όρασης λαμβάνει χώρα στον αμφιβληστροειδή, στο πίσω μέρος του ματιού (Σχήμα 11). Οι αλλαγές των δυναμικών, που προκαλούνται από φωτεινή διέγερση, ονομάζονται ERG. Αντίστοιχα οι αλλαγές που προκαλούνται από τις κινήσεις των ματιών ονομάζονται EOG. Μετρώνται με ηλεκτρόδια που τοποθετούνται μεταξύ του αμφιβληστροειδούς και του κερατοειδούς χειτώνα (με φακούς επαφής). Το EOG έχει μικρό πλάτος και μικρή περιοχή συχνοτήτων (Σχήμα 12).

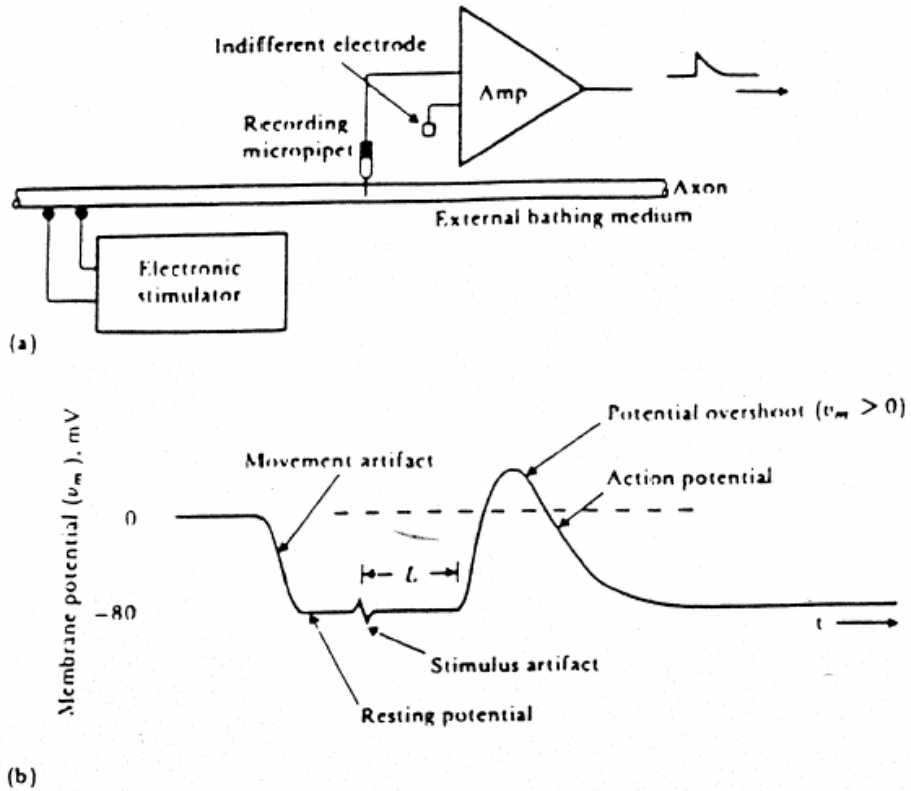
Μετρητικά ηλεκτρόδια και προενισχυτές

Τα περισσότερα μετρητικά ηλεκτρόδια κατατάσσονται σε ηλεκτρόδια επιδερμίδας, καλώδια και μικρο-ηλεκτρόδια (σε μέταλλο ή γυαλί). Σαν ηλεκτρόδιο αναφοράς χρησιμοποιείται ένα ηλεκτρόδιο Ag/AgCl. Για όλα τα ηλεκτρόδια πρέπει να επιτευχθεί ένας συμβιβασμός μεταξύ του μεγέθους, της αντίστασης επαφής και της χωρητικότητας εισόδου. Για ενδοκυτταρικές μετρήσεις απαιτείται μέγεθος ηλεκτροδίου της τάξης του 0.1 μm. Αυτός ο περιορισμός οδηγεί σε υψηλές τιμές αντίστασης επαφής (100 MΩ). Αυτές είναι τυπικές τιμές για ηλεκτρόδιο τύπου μικροπιπέτας από γυαλί (Σχήμα 13). Στο απλοποιημένο ισοδύναμο κύκλωμα (Σχήμα 14) φαίνεται ότι η απόκριση υψηλής συχνότητας περιορίζεται από την χωρητικότητα του ηλεκτροδίου (shunt), από την χωρητικότητα του καλωδίου διασύνδεσης με τον προενισχυτή και την χωρητικότητα εισόδου του προενισχυτή. Στην περίπτωση των μεταλλικών ηλεκτροδίων, η επαφή είναι λίγο μεγαλύτερη, εμφανίζονται όμως πάλι χωρητικότητα σε σειρά οι οποίες εξασθενεί τις αποκρίσεις χαμηλής συχνότητας. Η χωρητικότητα είναι αποτέλεσμα της επαφής που δημιουργείται μεταξύ μετάλλου και ιστού. Η γυάλινη μικροπιπέτα πληρώνεται με αγώγιμο υγρό (συνήθως ηλεκτρολύτη όπως KCl). Δεν εμφανίζει λοιπόν χωρητική επαφή. Με βάση τα παραπάνω προκύπτει ότι ο προενισχυτής πρέπει να έχει όσο το δυνατόν χαμηλή χωρητικότητα εισόδου. Επίσης πρέπει να είναι τοποθετημένος πάνω στο ηλεκτρόδιο. Για αυτό το σκοπό χρησιμοποιούνται ενισχυτές με αρνητική χωρητικότητα εισόδου (Σχήμα 15). Πιο σταθερή διάταξη φαίνεται στο Σχήμα 16.

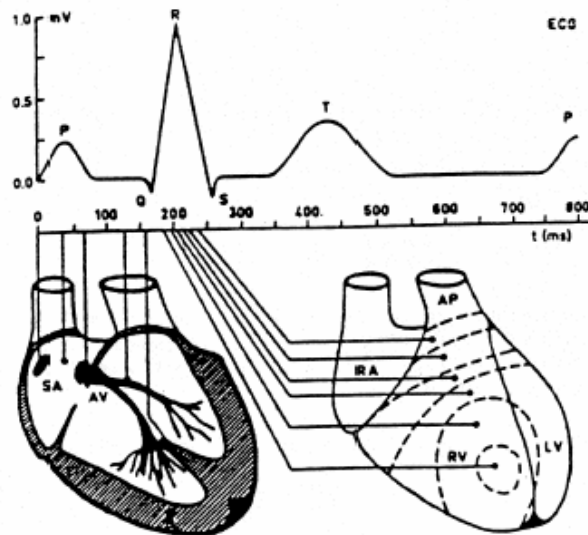
Τεχνικές μικροηλεκτρονικής μας προσφέρουν την δυνατότητα ενσωμάτωσης μικροηλεκτροδίων και ηλεκτρονικών επεξεργασίας σήματος στο ίδιο ολοκληρωμένο κύκλωμα (chip) (Σχήμα 17).

Parameter or measuring technique	Principal measurement range of parameter	Signal frequency range, Hz	Standard transducer or method
Ballistocardiography (BCG)	0-7 mg 0-100 μ m	dc-40 dc-40	Accelerometer, strain gage Displacement (LVDT)
Bladder pressure	1-100 cm H ₂ O	dc-10	Strain-gage manometer
Blood flow	1-300 ml/s	dc-20	Flowmeter (electromagnetic or ultrasonic)
Blood pressure (arterial)			
Direct	10-400 mm Hg	dc-50	Strain-gage manometer
Indirect (Venous)	25-400 mm Hg 0-50 mm Hg	dc-60 dc-50	Cuff, auscultation Strain gage
Blood gases			
P _{O₂}	30-100 mm Hg	dc-2	Specific electrode, volumetric or manometric
P _{CO₂}	40-100 mm Hg	dc-2	Specific electrode, volumetric or manometric
P _{N₂}	1-3 mm Hg	dc-2	Specific electrode, volumetric or manometric
P _{CO}	0.1-0.4 mm Hg	dc-2	Specific electrode, volumetric or manometric
Blood pH	6.8-7.8 pH units	dc-2	Specific electrode
Cardiac output	4-25 liter/min	dc-20	Dye dilution, flowmeter
Electrocardiography (ECG)	0.5-4 mV	0.01-250	Skin electrodes
Electroencephalography (EEG)	5-300 μ V	dc-150	Scalp electrodes
(Electrocorticography and brain depth)	10-5000 μ V	dc-150	Brain-surface or depth electrodes
Electrogastrography	10-1000 μ V	dc-1	Skin-surface electrodes
	0.5-80 mV	dc-1	Stomach-surface electrodes
Electromyography (EMG)	0.1-5 mV	dc-10,000	Needle electrodes
Eye potentials			
EOG	50-3500 μ V	dc-50	Contact electrodes
ERG	0-900 μ V	dc-50	Contact electrodes
Galvanic skin response (GSR)	1-500 k Ω	0.01-1	Skin electrodes
Gastric pH	3-13 pH units	dc-1	pH electrode; antimony electrode
Gastrointestinal pressure	0-100 cm H ₂ O	dc-10	Strain-gage manometer
Gastrointestinal forces	1-50 g	dc-1	Displacement system, LVDT
Nerve potentials	0.01-3 mV	dc-10,000	Surface or needle electrodes
Phonocardiography (PCG)	Dynamic range 80 dB, threshold about 10 ⁻⁴ Pa	5-2000	Microphone
Plethysmography (volume change)	Varies with organ measured	dc-30	Displacement chamber or impedance change
Circulatory	0-30 ml	dc-30	Displacement chamber or impedance change
Respiratory functions			
Pneumotachography (flow rate)	0-600 liter/min	dc-40	Pneumotachograph head and differential pressure
Respiratory rate	2-30 breaths/min	0.1-10	Strain gage on chest, impedance, nasal thermistor
Tidal volume	50-1000 ml/breath	0.1-10	Above methods
Temperature of body	32-40°C 90-104°F	dc-0.1	Thermistor, thermocouple

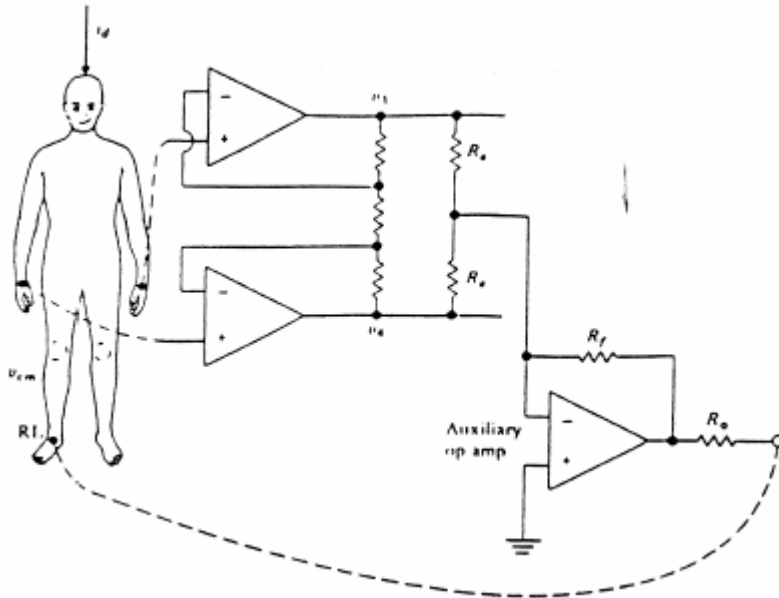
Μετρητικές τεχνικές και παράμετροι βιοϊατρικών σημάτων



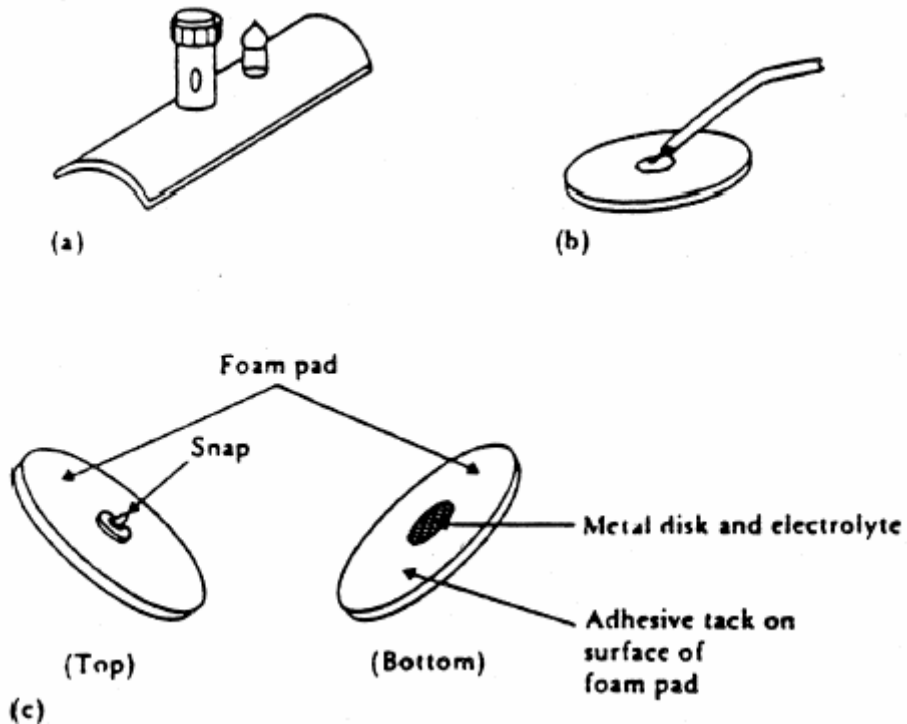
Σχήμα 1. Καταγραφή δυναμικού δράσης αξονικού κυλίνδρου του νευρικού κυττάρου (AAP)
 α) διέγερση του αξονικού κυλίνδρου με παλμό ρεύματος.
 β) το δυναμικό δράσης διαδίδεται κατά μήκος του άξονα με σταθερή ταχύτητα.



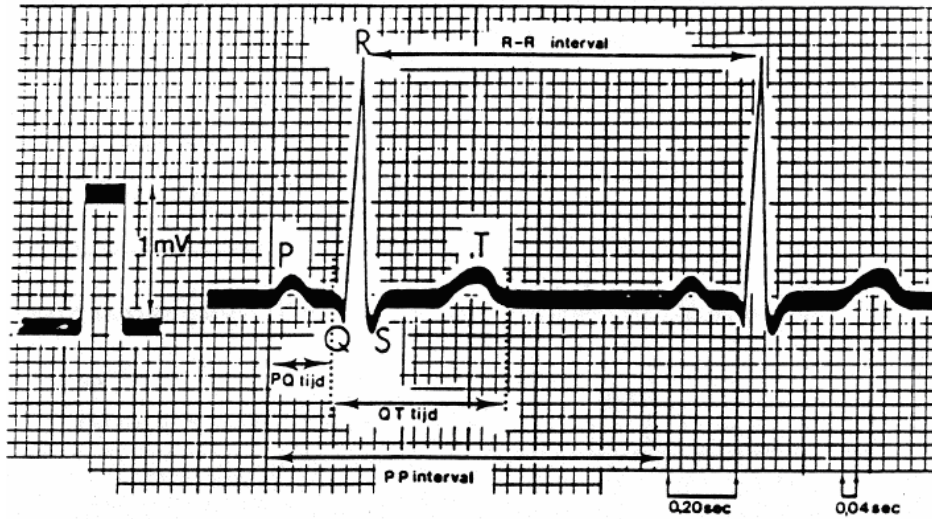
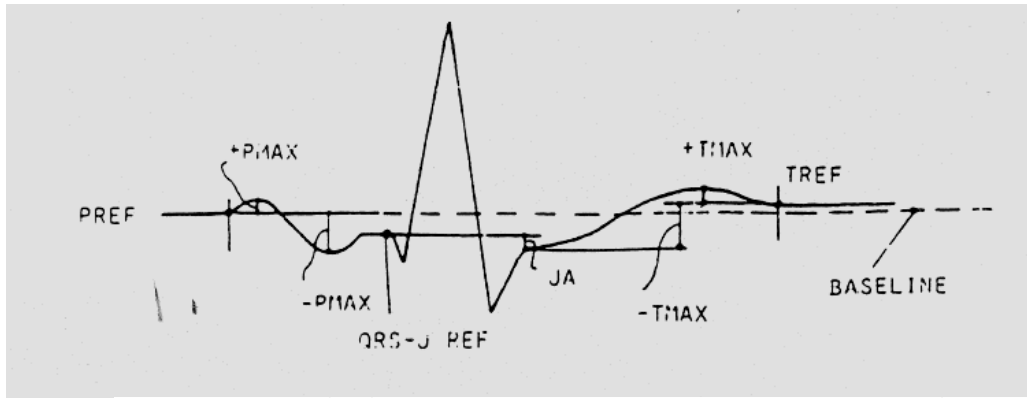
Σχήμα 2. Διαδικασία γέννησης σήματος ECG



Σχήμα 3. Κύκλωμα driven right leg για την ελαχιστοποίηση της επίδρασης common mode. Το δεξί πόδι δεν είναι γειωμένο αλλά συνδέεται με τελεστικό ενισχυτή.



Σχήμα 4. Επιδερμικά ηλεκτρόδια βιοδυναμικών σημάτων.
 α) ηλεκτρόδιο μεταλλικού ελάσματος για εφαρμογή στα άκρα του σώματος.
 β) ηλεκτρόδιο μεταλλικού δίσκου, γ) αναλώσιμα ηλεκτρόδια για ECG.



Σχήμα 5. ECG



Fig. 2a : Typical abdominal electrode signal (MECG + FECC)

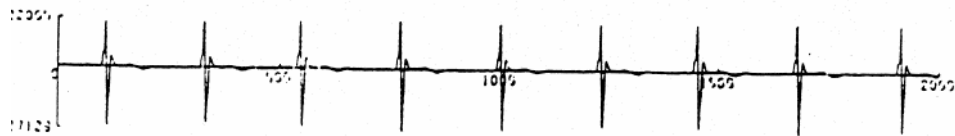
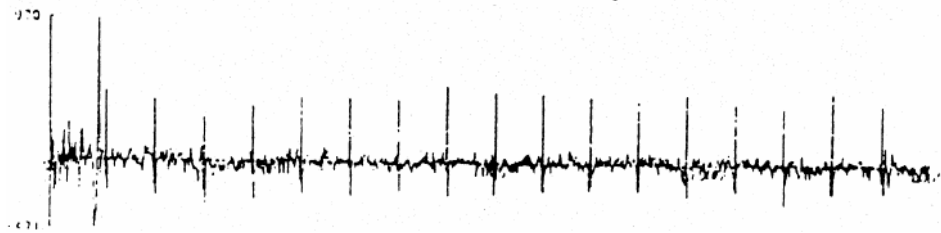
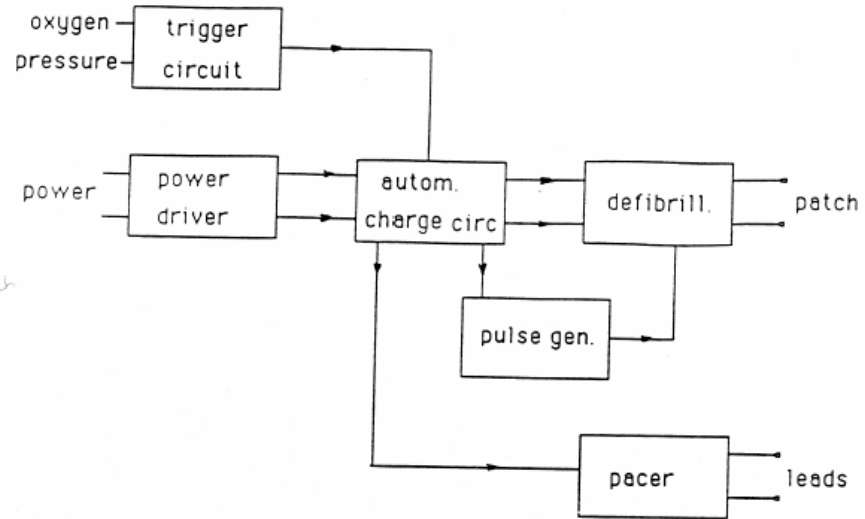


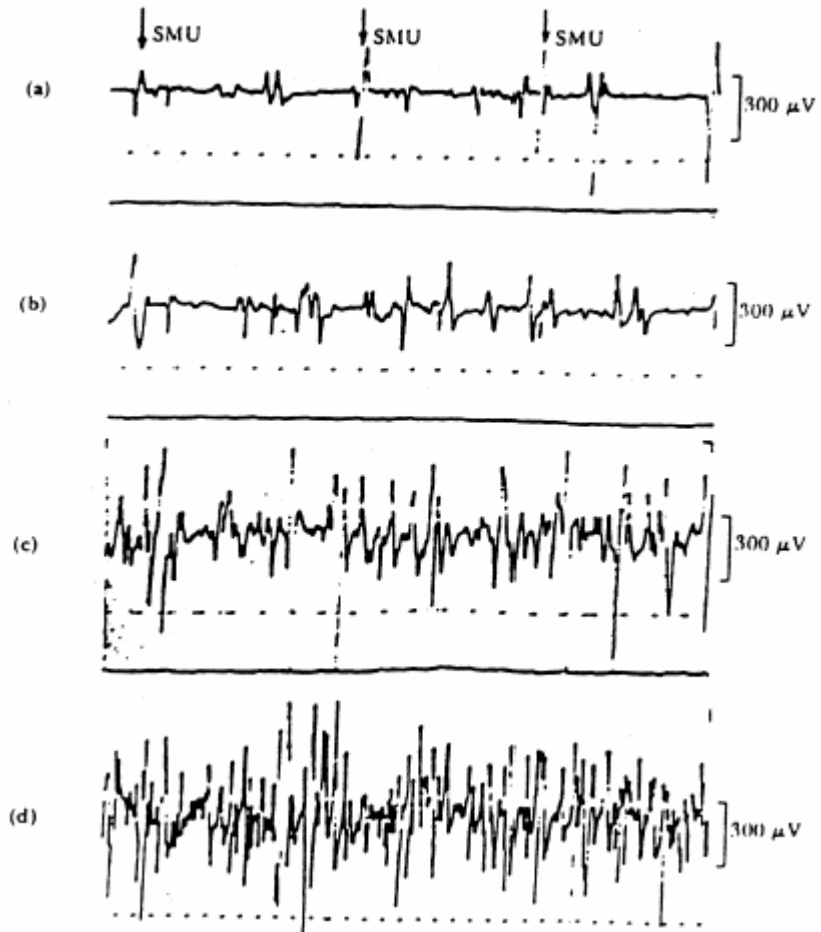
Fig. 2b : Separated Maternal Electrocardiogram



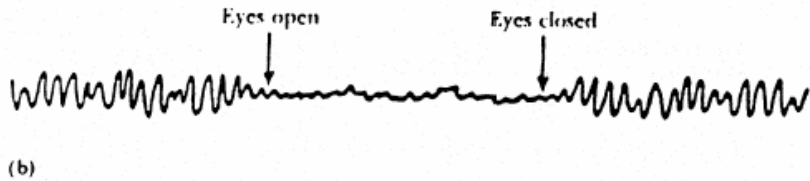
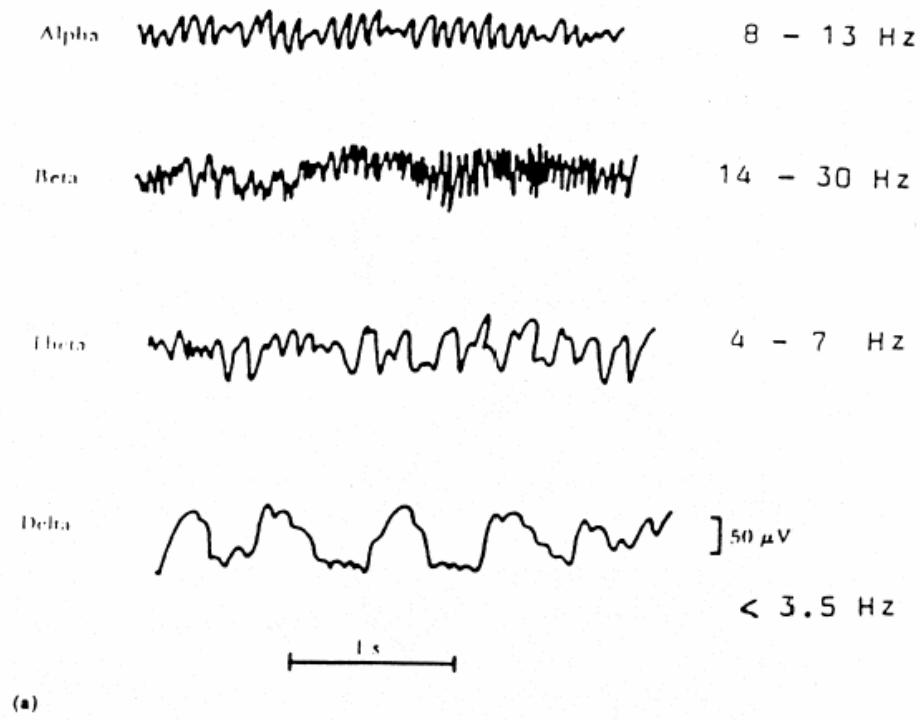
Σχήμα 6. ECG μητέρας - εμβρύου.



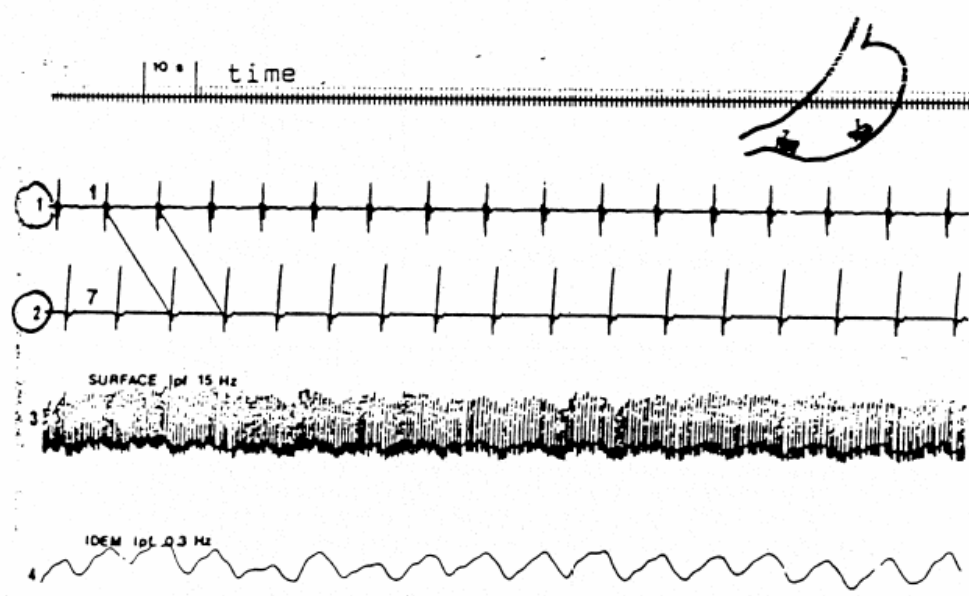
Σχήμα 7. Σχηματικό block διάγραμμα απινιδωτή.



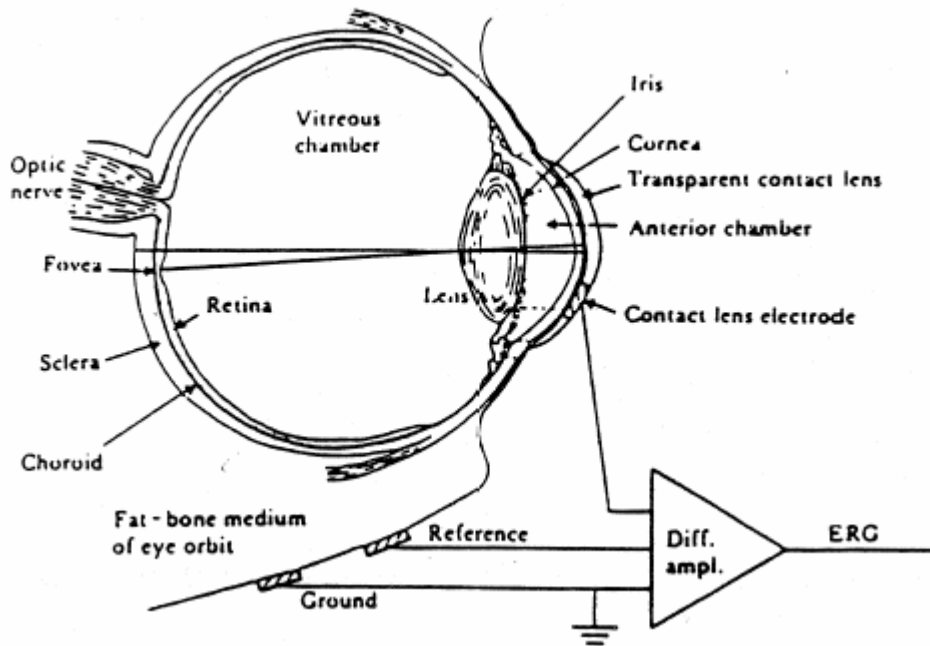
Σχήμα 8. EMG



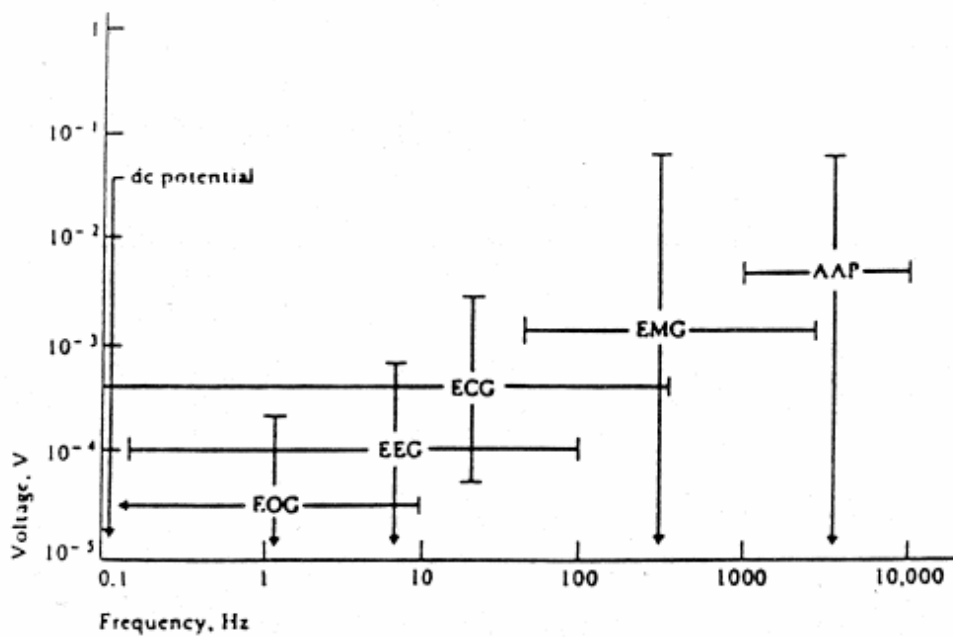
Σχήμα 9. EEG



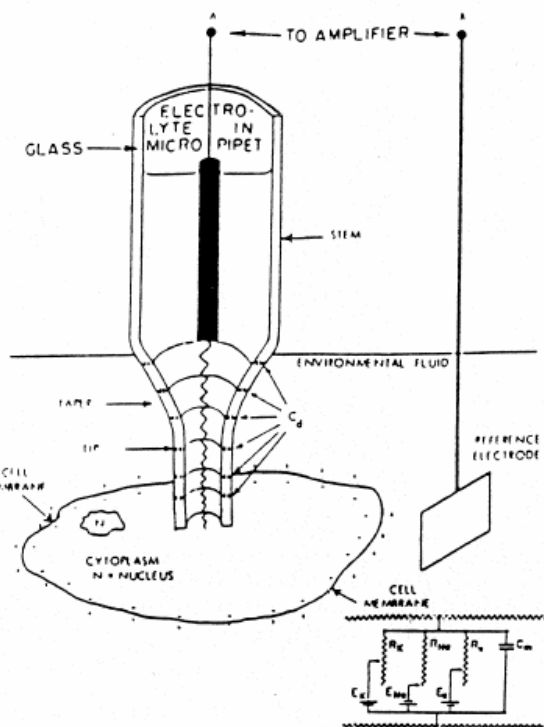
Σχήμα 10. EGG



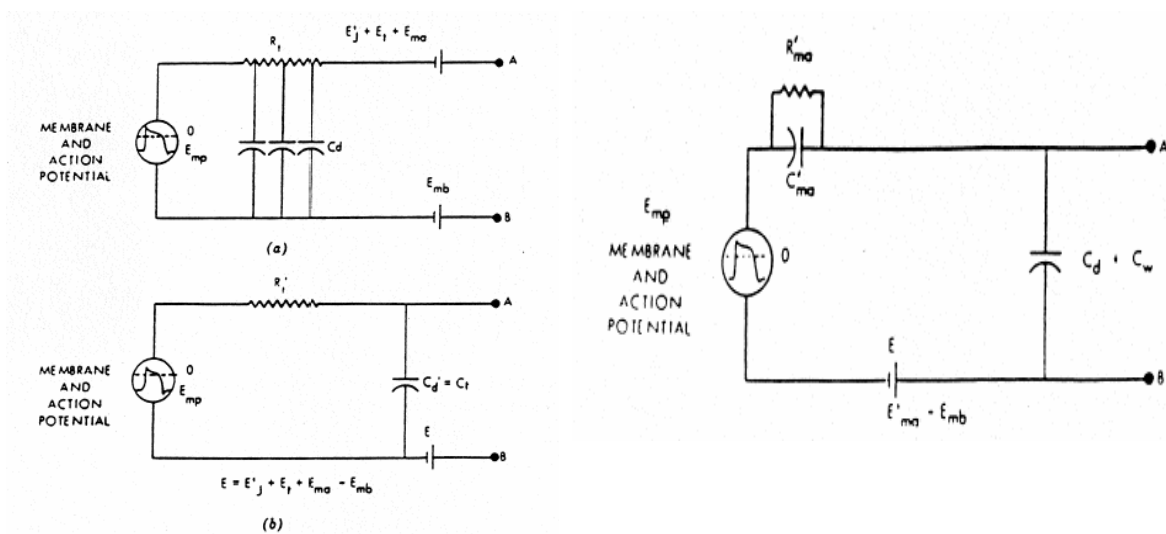
Σχήμα 11. ERG



Σχήμα 12. Περιοχές συχνοτήτων και πλάτη βιοδυναμικών σημάτων.

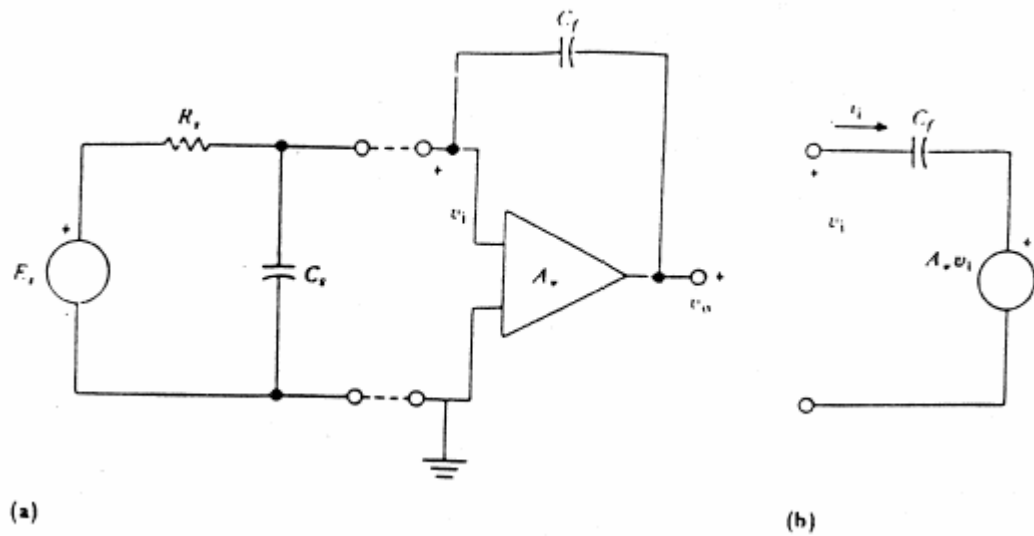


Σχήμα 13. Ηλεκτρόδιο τύπου υάλινης μικροπιπέτας.

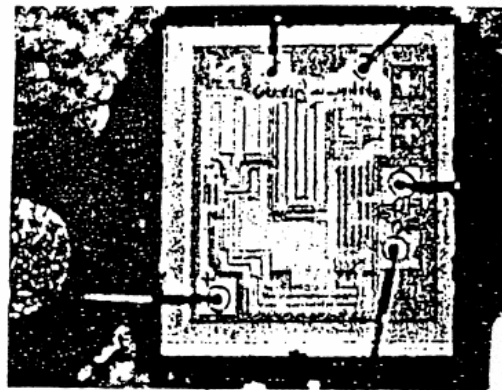
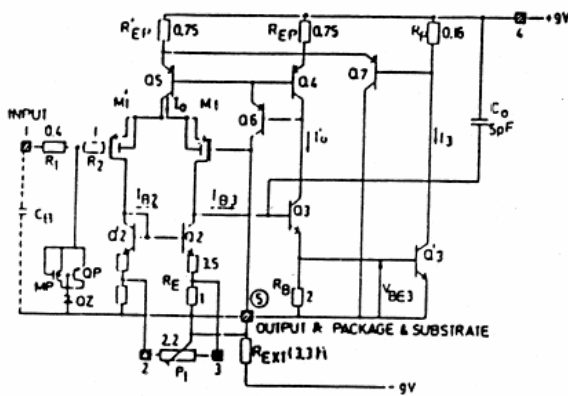


Σχήμα 14. α,β) Ισοδύναμο κύκλωμα ηλεκτροδίου Σχ. 13.

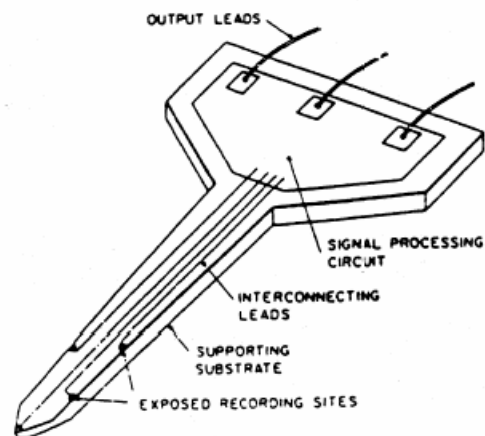
γ) ισοδύναμο κύκλωμα μεταλλικού ηλεκτροδίου για τη μέτρηση δυναμικού κυτταρικής μεμβράνης.



Σχήμα 15. Συνδεσμολογία ενισχυτή αρνητικής εισόδου.



Σχήμα 16. Κυκλωματικό διάγραμμα ολοκληρωμένου ακολουθητή τάσης.



Σχήμα 17. Ολοκληρωμένο μικροηλεκτρόδιο.
“Οδηγός δεξιού ποδιού” (right leg-drive)

Οι μετρήσεις που λαμβάνουν χώρα στο ανθρώπινο σώμα υποφέρουν από θόρυβο. Το ανθρώπινο σώμα δεν είναι απλά γειωμένο αλλά συνδέεται με την έξοδο ενός ενισχυτή ανάδρασης κοινής γείωσης (common-mode feedback -CMFB- amplifier). Συνήθως το δεξί κάτω άκρο χρησιμοποιείται για τη σύνδεση με το σώμα. Παρακάτω θα εξετασθεί η λειτουργικότητα της διασύνδεσης CMFB και οι απαιτήσεις σε ηλεκτρόδια και ενισχυτές.

Γείωση δεξιού ποδιού (right leg grounded)

Η συνδεσμολογία φαίνεται στο Σχήμα 1. Στο σώμα συνδέονται δύο μετρητικά ηλεκτρόδια. Οι σύνθετες αντιστάσεις (εμπεδήσεις) επαφών είναι Z_1 και Z_2 . Μια τέτοια εμπέδηση επαφής είναι μια αντίσταση μερικών $k\Omega$. Μπορεί να αυξηθεί σε δεκάδες $k\Omega$ με παράλληλες χωρητικότητες μερικών pF . Οι τιμές εξαρτώνται από το υλικό των ηλεκτροδίων και των κολλητικών υλών που χρησιμοποιούνται. Για πρόσφατα εφαρμοζόμενη επαφή θεωρούμε μια μέση τιμή περίπου $10 k\Omega$ ως αντίσταση διεπαφής.

Ο ενισχυτής μετράει τη διαφορική τάση εισόδου v_{id} δίνοντας έξοδο :

$$v_{outd} = A_d \cdot v_{id} \quad (1)$$

Το δυναμικό που πρέπει να μετρηθεί είναι το v_{ib} , το οποίο διαφέρει ελαφρά από το v_{id} . Το δεξί πόδι είναι συνδεδεμένο με τη γη με το ηλεκτρόδιο αναφοράς. Η εμπέδηση διεπαφής είναι Z_G η οποία περιλαμβάνει όλες τις εμπεδήσεις μεταξύ του σώματος και του εδάφους. Όλα τα στοιχεία της συνδεσμολογίας είναι δεκτικά διαταραχών.

Το σώμα συνδέεται με τη γραμμή τροφοδοσίας (220 V, 50 Hz) μέσω μικρής χωρητικότητας C_b . Τα καλώδια των ηλεκτροδίων είναι συζευγμένα με χωρητικότητες C_1 και C_2 . Οι τιμές των χωρητικοτήτων είναι μικρές. Για παράδειγμα εάν το σώμα αντιστοιχεί σε επιφάνεια $A_b = 1 m^2$ και απέχει $d_b = 1 m$ από τη γραμμή τροφοδοσίας, η χωρητικότητα C_b δίνεται από την εξ. 2:

$$C_b = A_b \cdot \epsilon_0 / d_b \approx 8.8 pF \quad (2)$$

όπου $\epsilon_0 = 0.088 pF/cm$ είναι η διηλεκτρική σταθερά του αέρα. Για τα καλώδια των ηλεκτροδίων οι τιμές των χωρητικοτήτων είναι χαμηλότερες. Θεωρούμε όλες τις χωρητικότητες $C_b = C_1 = C_2 = 10 pF$.

Το ισοδύναμο κύκλωμα της συνδεσμολογίας του Σχ. 1 φαίνεται στο Σχ. 2. Οι εσωτερικές εμπεδήσεις των ιστών του σώματος είναι στην πραγματικότητα μικρές αντιστάσεις R_{b1} , R_{b2} και R_{b3} της τάξης των μερικών δεκάδων Ω . Παρακάτω θεωρούνται $1k\Omega$.

Αφού οι συζευγμένες χωρητικότητες είναι πολύ μικρές αντιστοιχούν σε πολύ μεγάλες τιμές εμπέδησης στα 50 Hz. Για παράδειγμα τα $10 pF$ αντιστοιχούν σε $1 / 2\pi f C = Z_b = 320 M\Omega$ στα 50 Hz. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα πολύ μικρή ροή ρεύματος. Θεωρώντας ότι το σώμα είναι σε δυναμικό παρόμοιο με της γης, το ρεύμα δίνεται :

$$i_b = V_{p1} / Z_b = 220 / 320 \times 10^6 = 0.66 \mu A_{rms} \quad (3)$$

Τα ρεύματα i_1 και i_2 έχουν την ίδια τάξη μεγέθους. Η εμπέδηση των $320 M\Omega$ αντιπροσωπεύει ικανοποιητική μόνωση και όμως το ρεύμα i_b δεν είναι μηδέν.

Η εμπέδηση εισόδου του ενισχυτή είναι πολύ υψηλή. Οι εισοδοί του ενισχυτή βρίσκονται σε δυναμικά :

$$v_- = (Z_G + R_{b3}) \cdot i_G + R_{b2} \cdot (i_b + i_1) + Z_1 \cdot i_1 \quad (4a)$$

$$v_+ = (Z_G + R_{b3}) \cdot i_G + Z_2 \cdot i_2 \quad (4b)$$

από τα οποία προκύπτουν το διαφορικό και το common mode δυναμικά εισόδου :

$$v_{id} = v_- - v_+ \quad (5a)$$

$$v_{ic} = (v_- + v_+) / 2 \quad (5b)$$

με την υπόθεση ό,τι τα ρεύματα είναι τα ίδια ($i_1 = i_2 = i_w$) :

$$v_{id} = R_{b2} \cdot i_b + (Z_1 - Z_2 + R_{b2}) \cdot i_w \quad (6a)$$

$$v_{ic} = (Z_G + R_{b3}) \cdot i_G + [R_{b2} i_b + (Z_1 + Z_2 + R_{b2}) \cdot i_w] / 2 \quad (6b)$$

βασική λειτουργία του διαφορικού ενισχυτή είναι να ενισχύει το v_{id} και να μειώνει το v_{ic} όσο το δυνατόν περισσότερο. Ο λόγος ενίσχυσης είναι ο CMRR.

Από την εξ. (6a) προκύπτει ό,τι :

- 1) το ρεύμα i_b από την χωρητικότητα σώματος C_b μετράται πάντα λόγω της μη μηδενικής τιμής της R_{b2} . Αυτό αποτελεί πρόβλημα εάν το σήμα που πρέπει να μετρηθεί (EMG, ..., EEG) είναι της ίδιας τάξης μεγέθους. Η R_{b2} μειώνεται δραστικά με την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων σε μικρή απόσταση μεταξύ τους.
- 2) Παρόμοια επίδραση έχουν και τα ρεύματα i_w διαμέσου των χωρητικότητων των καλωδίων. Είναι πίο έντονο το φαινόμενο εάν οι εμπεδησεις Z_1 και Z_2 είναι διαφορετικές. Η χρήση ηλεκτροδίων διαφορετικής φύσης ή ηλικίας δημιουργεί σήματα τα οποία δεν μπορούμε να απορρίψουμε αργότερα.

Από την εξ. (6b) προκύπτει ό,τι :

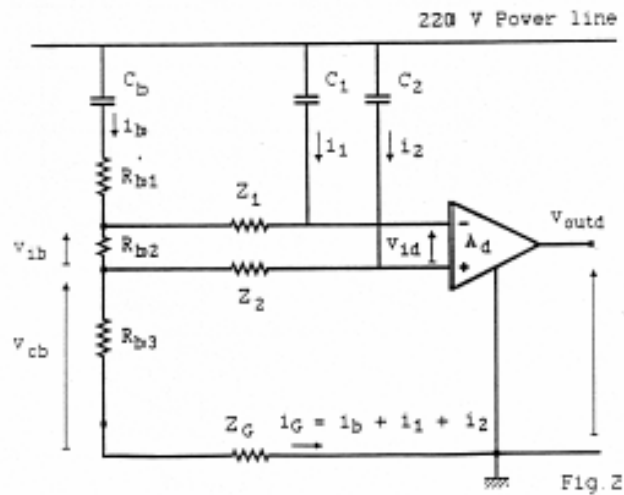
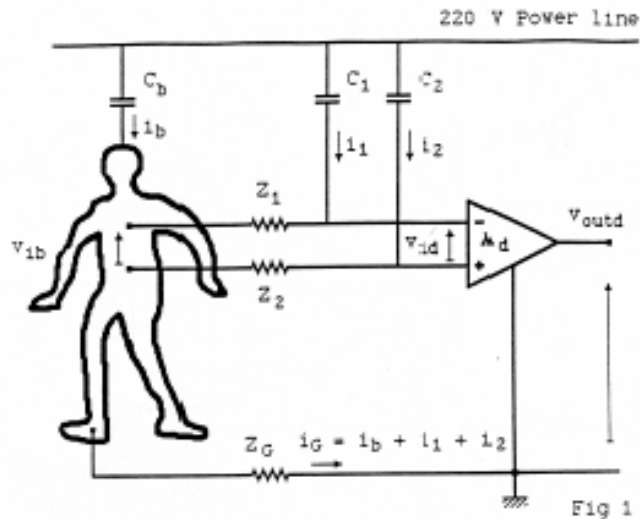
- 1) Στο σώμα εμφανίζεται ένα μεγάλο δυναμικό γείωσης. Αποτελείται κυρίως από τον όρο : $Z_G \cdot i_G$, όπου i_G είναι το συνολικό ρεύμα που εγχέεται. Για παράδειγμα : με $i_G = 3 \times 0.67 = 2 \mu A_{RMS}$ και $Z_G = 10 \text{ k}\Omega$ προκύπτουν 20 mV_{RMS} . Έτσι το σώμα έχει συνολικά τάση 20 mV_{RMS} στα 50 Hz .
- 2) Οι χωρητικότητες των καλωδίων C_1 και C_2 προσθέτουν μια τάση $Z_1 \cdot i_w$ (εάν $Z_2 \approx Z_1$).

Σαν αποτέλεσμα, το ανθρώπινο σώμα εμφανίζει common mode δυναμικό στον ενισχυτή. Το δυναμικό αυτό μειώνεται, σε σχέση με το διαφορικό δυναμικό, κατά ένα ποσό ίσο με τον CMRR. Για παράδειγμα εάν $CMRR = 60 \text{ dB}$ (λόγος = 1000), τα 20 mV_{RMS} common mode τάση αντιστοιχούν σε $20 \mu V_{RMS}$ διαφορική τάση. Σήματα όπως EEG, κλπ., ίσου ή μικρότερου μεγέθους με την παραπάνω τάση είναι δύσκολο να ανιχνευθούν. Πρέπει λοιπόν να επιλεγθεί ενισχυτής μεγάλου CMRR.

Συνοψίζοντας, το σώμα εμφανίζει common mode δυναμικό το οποίο απορρίπτεται από τον ενισχυτή εάν ισχύουν οι παρακάτω προϋποθέσεις :

- η Z_G πρέπει να κρατείται μικρή (γίνεται άπειρη εάν η γείωση αποσυνδέθει)
- μεγάλη τιμή του CMRR (δύσκολο στις υψηλές συχνότητες)
- μικρή διαφορά μεταξύ των μετρητικών ηλεκτροδίων

έλλειψη ενός από τους παραπάνω παράγοντες οδηγεί σε μεγάλες τιμές του common mode voltage στην είσοδο του ενισχυτή. Έπι πλέον μπορεί να οδηγήσει σε κορεσμό της κατάστασης εισόδου του ενισχυτή. Έτσι εφαρμόζουμε το right leg drive της right leg γείωσης.



Σχήματα 1 και 2.

Right leg drive (ή body potential drive)

Για να υλοποιήσουμε έναν ενεργό CMFB (common mode feedback) απαιτείται διαφορετικός ενισχυτής. Πρέπει να έχει common mode έξοδο. Η συνδεσμολογία φαίνεται στο Σχήμα 3. Στην είσοδο χρησιμοποιούνται δύο buffer ενισχυτές εισόδου με μοναδιαία απολαβή. Ακολουθούνται διαφορικό ενισχυτή με απολαβή A_d . Δύο ίσες αντιστάσεις R_a καθορίζουν το common mode σημείο με σήμα v_{ic} . Ένας ενισχυτής common mode συνδέεται σε αυτό τρο σημείο. Παρέχει ενίσχυση :

$$A_c = v_{oc} / v_{ic} = - 2 R_f / R_a \quad (7a)$$

Η common mode τάση δίνεται από την εξ. (5b)

Μια υλοποίηση φαίνεται στο Σχ. 4. Οι ενισχυτές εισόδου παρέχουν ενισχύσεις τέτοιες ώστε η συνολική απολαβή να είναι :

$$A_d = 1 + 2 (R_1 \cdot R_4 / R_2 \cdot R_3) \quad (7b)$$

η A_c δίνεται από την (7a).

Η έξοδος του ενισχυτή συνδέεται με το δεξί πόδι μέσω μιάς μεγάλης αντίστασης R_o . Η αντίσταση περιορίζει το ρεύμα που θα διέλθει από το σώμα στην περίπτωση που ο ενισχυτής αστοχίσει και προκληθεί βραχυκύκλωμα.

Ο common mode feedback βρόχος είναι κλειστός με αποτέλεσμα η είσοδος του common mode ενισχυτή να είναι γειωμένη. Επίσης και η common mode τάση εισόδου του διαφορικού ενισχυτή είναι στη γη. Το σώμα είναι σε δυναμικό $Z_1 \cdot i_1$ ($Z_2 \cdot i_2$) σε σχέση με τη γη, ανεξάρτητο από το i_b ή την Z_G . Το ρεύμα που διαρρέει την Z_G είναι $i_G = i_b + i_2 + i_3$ ή $i_b + 2i_w$ και λαμβάνεται από τον common mode ενισχυτή. Ο ενισχυτής παρέχει τάση τέτοια ώστε το σώμα να βρίσκεται σε δυναμικό όμοιο με τη γη (ή $Z_1 \cdot i_1$). Για τον θ

Υπολογισμό όλων των τάσεων ο βρόχος του common mode feedback του Σχ. 3 απλοποιείται στο κύκλωμα του Σχ. 4.

Υπολογισμοί :

Η απολαβή του CMFB ενισχυτή συμβολίζεται με $A_c = 2 R_f / R_a \gg 1$.

$$\begin{aligned} v_{oc} &= -A_c \cdot v_{ic} & (8) \\ v_{cb} &= v_{oc} + i_G \cdot (R_o + Z_G + R_{b3}) \\ v_{ic} &= v_{cb} + Z_1 / 2 (2 i_w) = v_{cb} + Z_1 \cdot i_w \end{aligned}$$

όπου $i_G = i_b + 2i_w$

το δυναμικό του σώματος δίνεται από την :

$$v_{cb} = -Z_1 \cdot i_w + i_G (R_o + Z_G + R_{b3}) / A_c \quad (9a)$$

τα υπόλοιπα δυναμικά είναι :

$$v_{ic} = v_{cb} + Z_1 \cdot i_w \quad (9\beta)$$

$$v_{oc} = -i_G \cdot (R_o + Z_G + R_{b3}) \quad (9c)$$

το δυναμικό εξόδου του ενισχυτή είναι v_{oc} . Το δυναμικό που εφαρμόζεται στο σώμα (δεξί πόδι) είναι v_{oce} :

$$v_{oce} = v_{oc} + R_o \cdot i_G = -i_G \cdot (Z_G + R_{b3}) \quad (10)$$

Για παράδειγμα εάν $i_b = 10\mu A$ και $i_w = 1\mu A$ (μονωμένα καλώδια) και $Z_1 = 10k\Omega$, $R_{bs} = 1k\Omega$, $R_o = 1M\Omega$. Η απολαβή $A_c = 500$ ($R_f = 2.5M\Omega$ και $R_a = 10k\Omega$). Τότε $v_{cb} = 14mV$, $v_{ic} = 24mV$, $v_{oc} = -12.1V$ και $v_{oce} = -0.132V$.

Η επίδραση του i_G στην v_{cb} μειώνεται με υψηλή A_c (εξ. (9α)) αλλά προκύπτει ό,τι ο όρος $Z_1 \cdot i_w$ γίνεται σημαντικός. Επίσης η αύξηση της R_o καθιστά το i_G σημαντικό στην v_{cb} (9α) και απαιτείται μεγάλο δυναμικό εξόδου v_{oc} από τον ενισχυτή. Χρειάζεται επομένως ένας συμβιβασμός.

Συμπερασματικά, πρέπει να λαμβάνεται μέριμνα για την μόνωση των καλωδίων. Οι Z_1 και Z_2 πρέπει να είναι όσο το δυνατόν μικρότερες. Μια πιθανή λύση παρουσιάζεται παρακάτω (Σχ. 5, 6).

Electrode buffers

Το ρεύμα $2i_w$ λαμβάνεται από τον buffer amplifier με μοναδιαία απολαβή χωρίς να επηρεάζεται κάποια τάση, έτσι δεν λαμβάνεται στις εξ. 9. και $i_G = i_b$.

$$v_{cb} = i_b (R_o + Z_G + R_{b3}) / A_c \quad (11a)$$

$$v_{ic} = v_{cb} \quad (11b)$$

$$v_{oc} = -i_b \cdot (R_o + Z_G + R_{b3}) \quad (11c)$$

$$v_{oc} = -i_b \cdot (Z_G + R_{b3}) \quad (11d)$$

τόρα η A_c μπορεί να γίνει σχετικά μεγάλη για να μειωθεί το δυναμικό του σώματος. Η αντίσταση R_o υπολογίζεται από την εξ. 11.

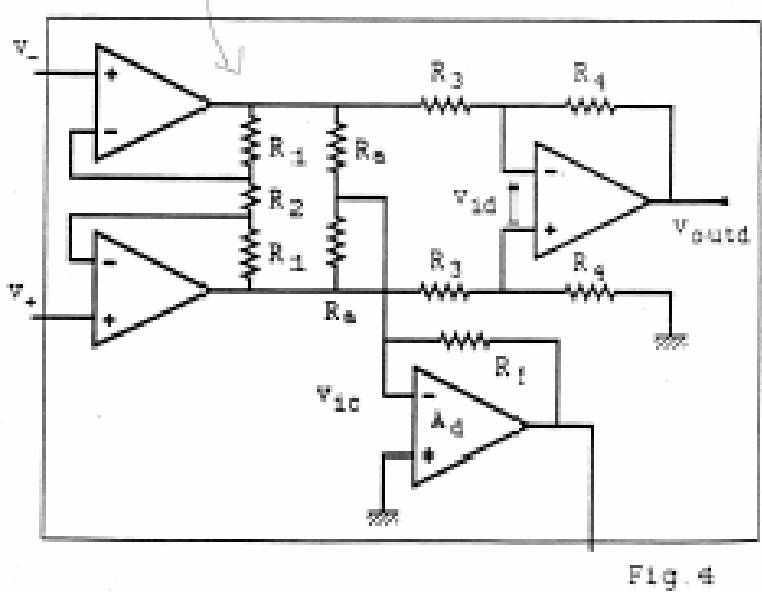
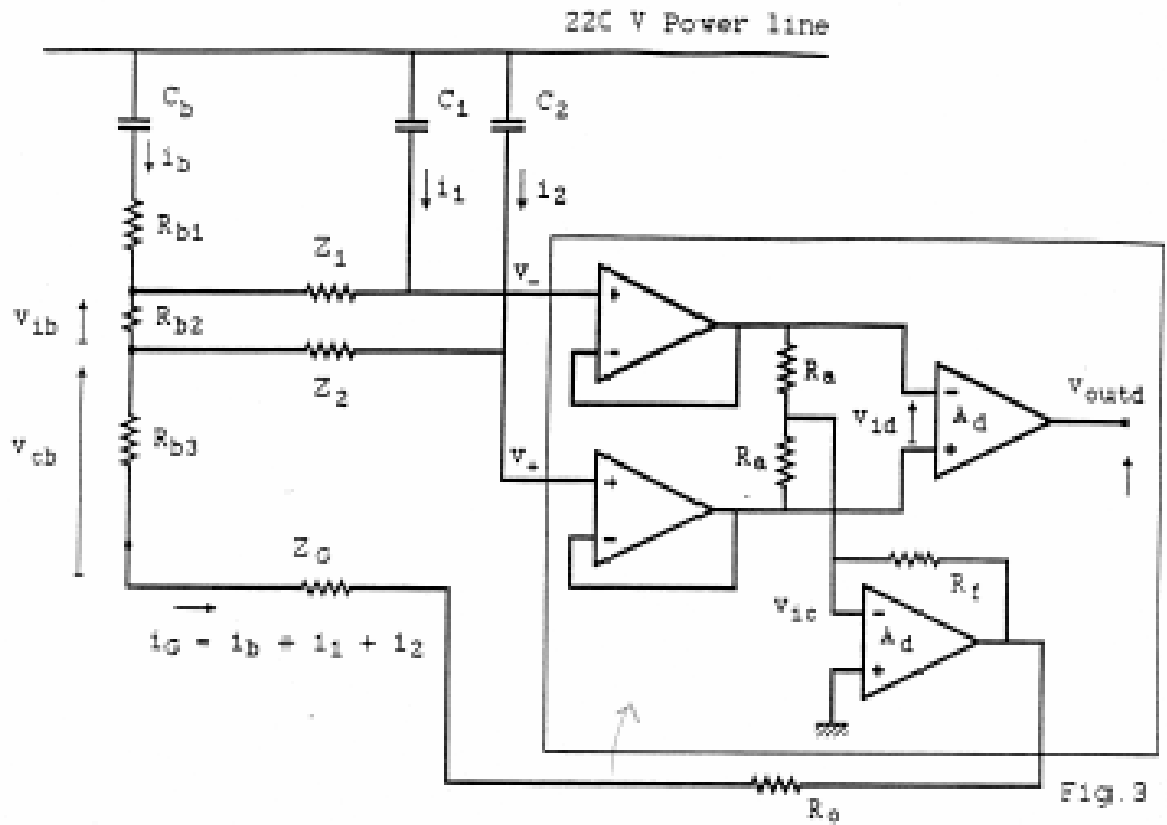
Για τις ίδιες τιμές όπως στο παράδειγμα (με $i_w = 0$) έχουμε $v_{cb} = v_{ic} = 20 \text{ mV}$, $v_{oc} = -10 \text{ V}$ και $v_{oc} \approx 0 \text{ V}$.

η υπολοιπόμενη εμπέδηση $Z_r = v_{cb} / i_b = (R_o + Z_G + R_{b3})/A_c$.

Τελικά σημειώνουμε ότι για σκοπούς χαμηλού θορύβου δεν ενδείκνυται ενισχυτής μοναδιαίας απολαβής (Σχ. 4).

Πολλαπλά σημεία μέτρησης

Εάν είναι αναγκαία πολλά ηλεκτρόδια, όπως για το ECG, τότε ένα απλό σημείο common mode πρέπει να ορίζεται για όλα τα ηλεκτρόδια εισόδου. Αυτό πραγματοποιείται με ίσες αντιστάσεις.



Σχήματα 3 και 4.

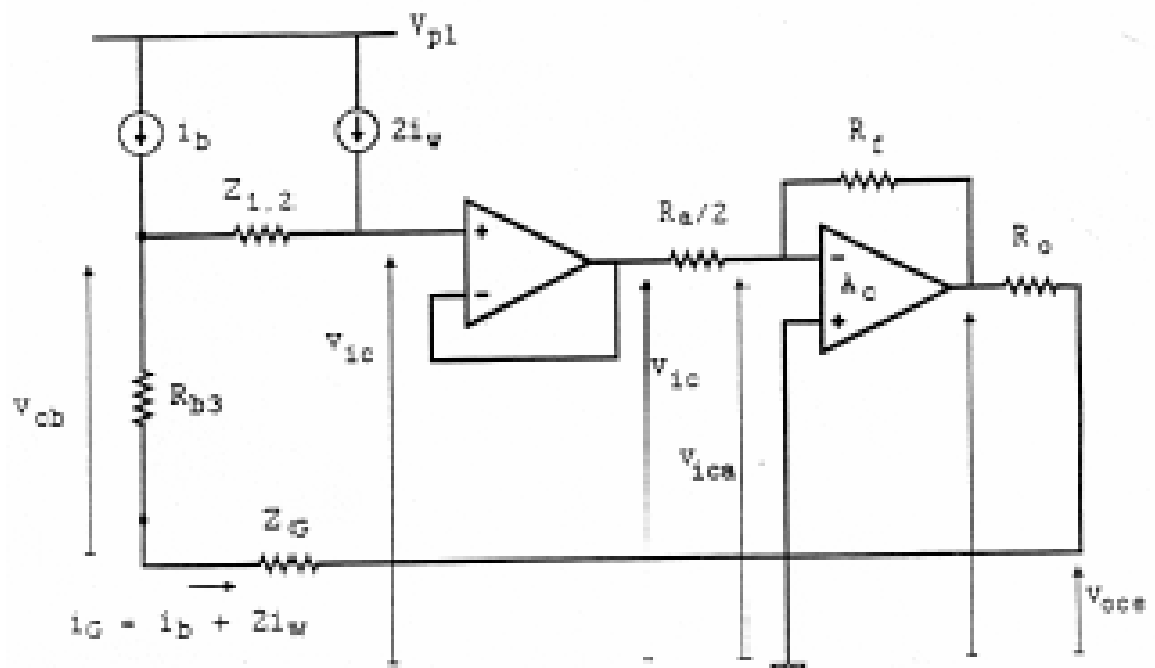


Fig. 5

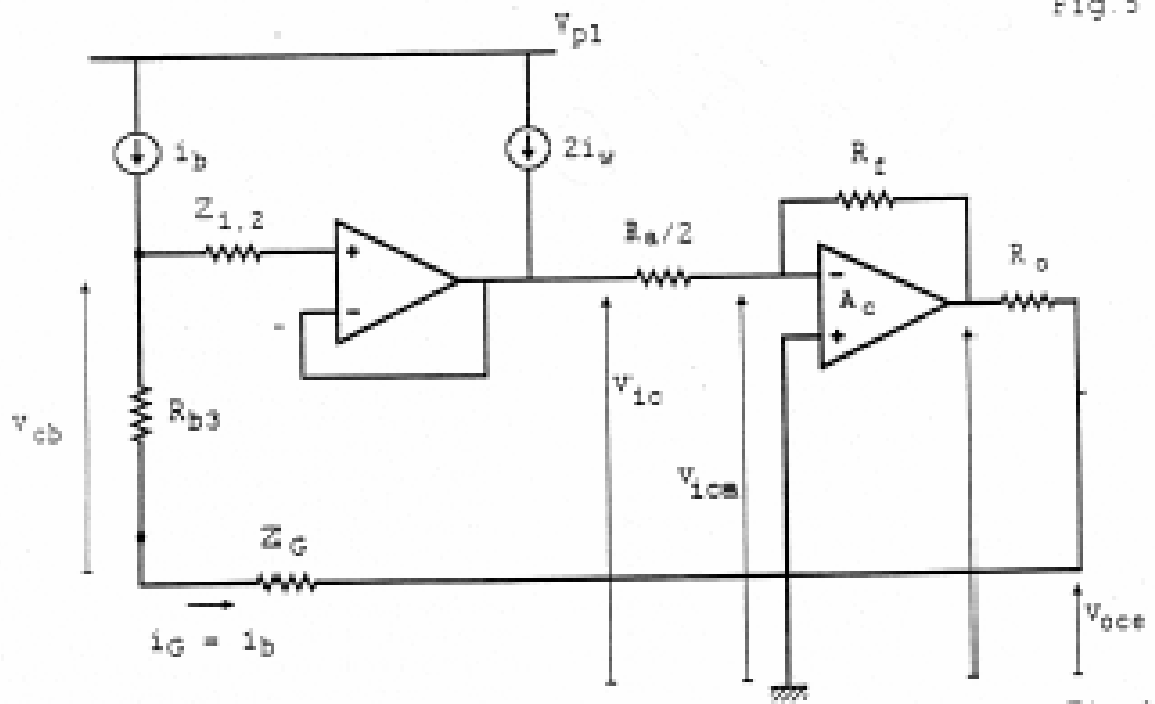


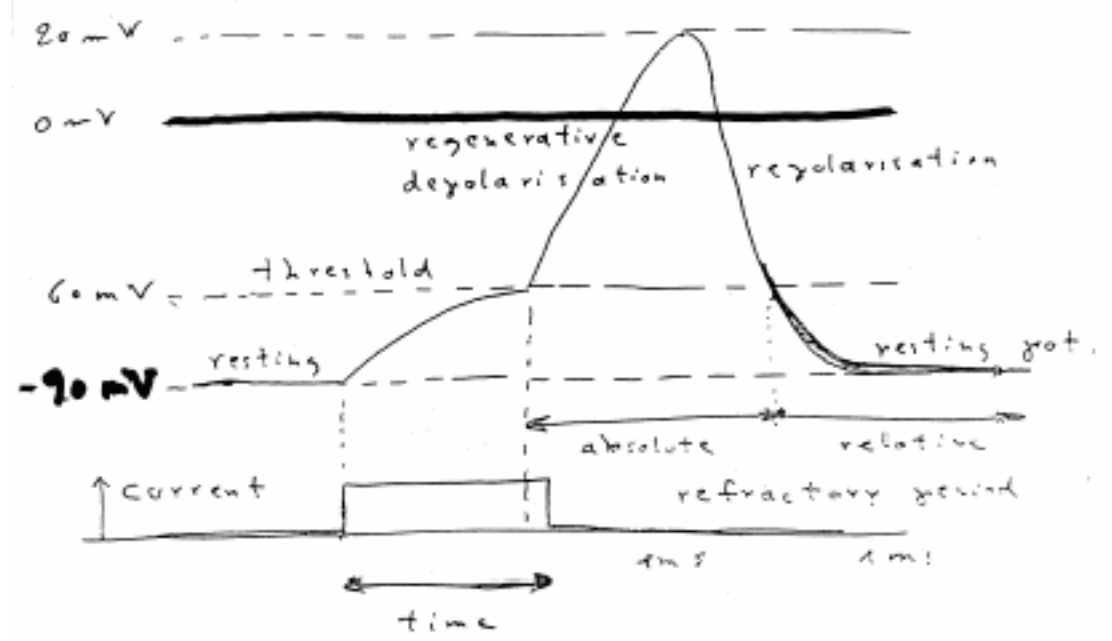
Fig. 6

Σχήματα 5 και 6.

1. Stimulation

Generation of action potential

action potential



$\text{current} \cdot \text{time} = \text{charge}$

10
 $6 \dots 15 \mu\text{C}/\text{cm}^2$

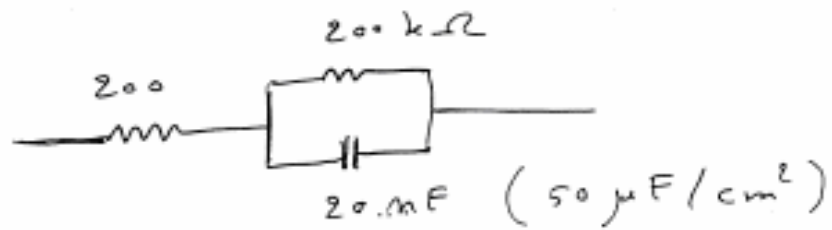
Strength-duration curve
 to reach the threshold

x [Max stimulation repetition rate:
 50 ... 100 pulses/sec

Stimulation

Current (I)

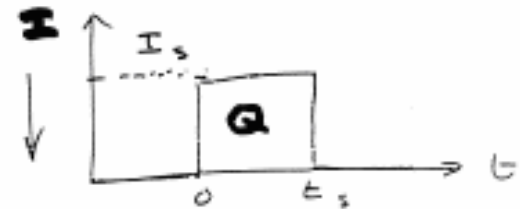
or Voltage (V) drive



Current drive

$$\int i dt = Q$$

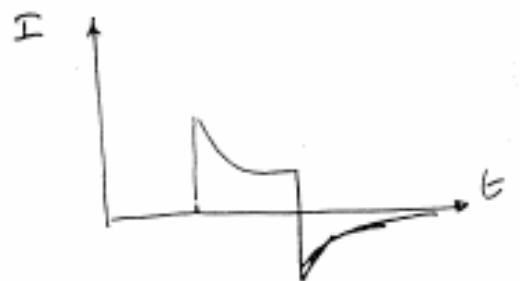
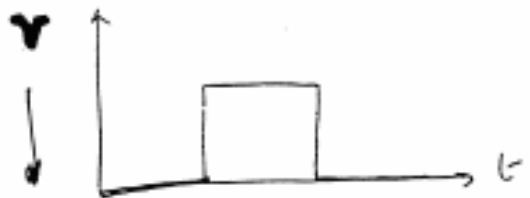
$$Q = i t = I_s t_s$$



Voltage drive

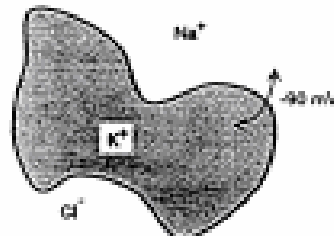
$$Q = ?$$

V thresholds?



What is electrical stimulation

- Human tissue is sensitive to electrical current
- Muscles contract, nerves "conduct" electricity
- Mechanism can be understood by looking at a cell



In quiescent conditions, the K^+ concentration is higher inside the cell than outside

For the Na^+ concentration vice-versa

Result: a potential difference exists across the membrane: -90 mV

If the cell membrane capacitor is discharged by an external cause to a level below -55 mV , then the cell depolarizes spontaneously (HODGKIN cycle)

This depolarisation wave may cause neighbouring cells to trigger as well.

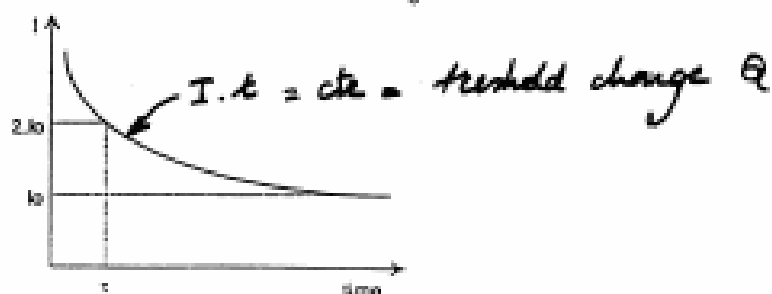
After depolarisation, repolarisation: the cell cannot trigger during this period (the absolute refractory period) and has next a higher threshold (relative refractory period). This limits the maximum stimulation frequency to about 100 Hz

Strength-duration curve: hyperbolic relation between stimulus amplitude and pulse width to exceed the stimulation threshold: characterised by the *rheobase* I_0 and the *chronaxie* τ

Hodgway 1892

Weiss 1902

Lapicque 1907



- Pulse amplitude
- Pulse width
- Repetition rate + Burst / Continuous

Problems with electrical stimulation

- *Natural recruitment*: in normal use the fatigue-resistant (slow) muscle fibres are first recruited and the fatiguable (fast) next. With electrical stimulation the inverse occurs. Possible solution => shape of stimulus wave-form

- *Fatigue*: muscle response diminishes with continuous activation

- *Tissue damage*: $> 20 \text{ mA/cm}^2$

- No DC currents, biphasic pulses best



- charge density must be limited

- stimulation pattern itself can damage the tissue

- *Change of threshold* in time due to tissue build-up around the electrodes: depends on the electrode type and the materials used for their fixation (suture, glues, silicon elastomers)

- Possible *damage to the patients joints*: can be avoided by careful use of ES

Applications

n) Therapeutic

- *Defibrillation*
- *TENS: pain relief by electrical stimulation* Transcutaneous electrical neural stimulator
 - uses surface electrodes
 - already an established technique with commercially available equipment
- *Scoliosis stimulation:* RF coupled
or totally implantable
 - Stop or reduce deformation of the spine
 - Target group: children with still two years growth left
 - Psychologically more acceptable than bracing
 - discussion: internal (with implant) versus external stimulation
 - stimulation better located with internal
 - patient has no influence on the electrode placement with internal
 - but internal requires surgery
- *Bone growth stimulation:* fractures heal quicker when a magnetic field or an electric current is applied 50 μ A at cathode
- *Reduction of spasticity:*
 - Using surface electrodes: strong stimulus applied to spastic muscles can cure the spasticity
 - Spinal cord stimulation
- *Cardiac assist*
- *Reduction of oedema using ES:* only animal experiments (frogs) using calibrated induced oedema
- *Correction of the eye balance using ES:* again animal studies only

h. Prosthesis

- *Pace-maker*
- *Functional Electrical Stimulation or FES*: restoration of a lost body through ES function
 - Commonly used for restoration of movement in paraplegics
 - Open loop systems: pre-programmed actions
 - present state in walking: 0.9 m/s for 20m, 880m at 0.5 m/s
 - goal: walking 1.0 to 1.5 m/s for 2000m, climbing stairs, getting up from fall...
 - other achievements: voice controlled system for arm movement => ability to eat, write, apply make-up
 - Towards closed loop systems
 - measure position, force (EMG), velocity, ... and feed it back into the controller
 - But, muscle properties change with time => adaptive systems; muscle fatigue; delay between stimulation and action
- *Diaphragm pacing*
- *Incontinence control*: restore control of the bladder emptying by stimulation of the sacral roots or the sphincter
- *Cochlear auditory prosthesis*
- *"Pace-maker" for the stomach*:
 - some patients have difficulties to empty their stomach
 - cause: absence of BER (Basic Electric Rhythm)
 - Supply BER through ES, low frequency pulses (0.05Hz), 7 electrodes

Cochlear auditory prosthesis

What?

- Restore hearing in neuro-sensorial deaf people
- Neuro-sensorial deaf: the conversion of oscillations into nerve impulses in the cochlea is no longer functioning
- By implantation of an electrode in the cochlea and by stimulating using the frequency dependent topology of the cochlea => support for lip reading or even speech recognition possible

History

- At first single channel devices (coil and electrode implanted): only Rhythm can be transferred
- Next single channel, multi-electrode: either choose the best electrode or use all of them in parallel; only Rhythm
- Now multi-channel, multi-electrode: speech can be transferred
- Problems: speech coding (vocoder ?), electronics (one commercial product Nucleus)

Example: LAURA prosthesis

Leuven Antwerpen Universities
Research Auditory

Results

- Very flexible: monopolar and bipolar stimulation
- Different wave-forms possible
- Lots of data transfer necessary (power!)

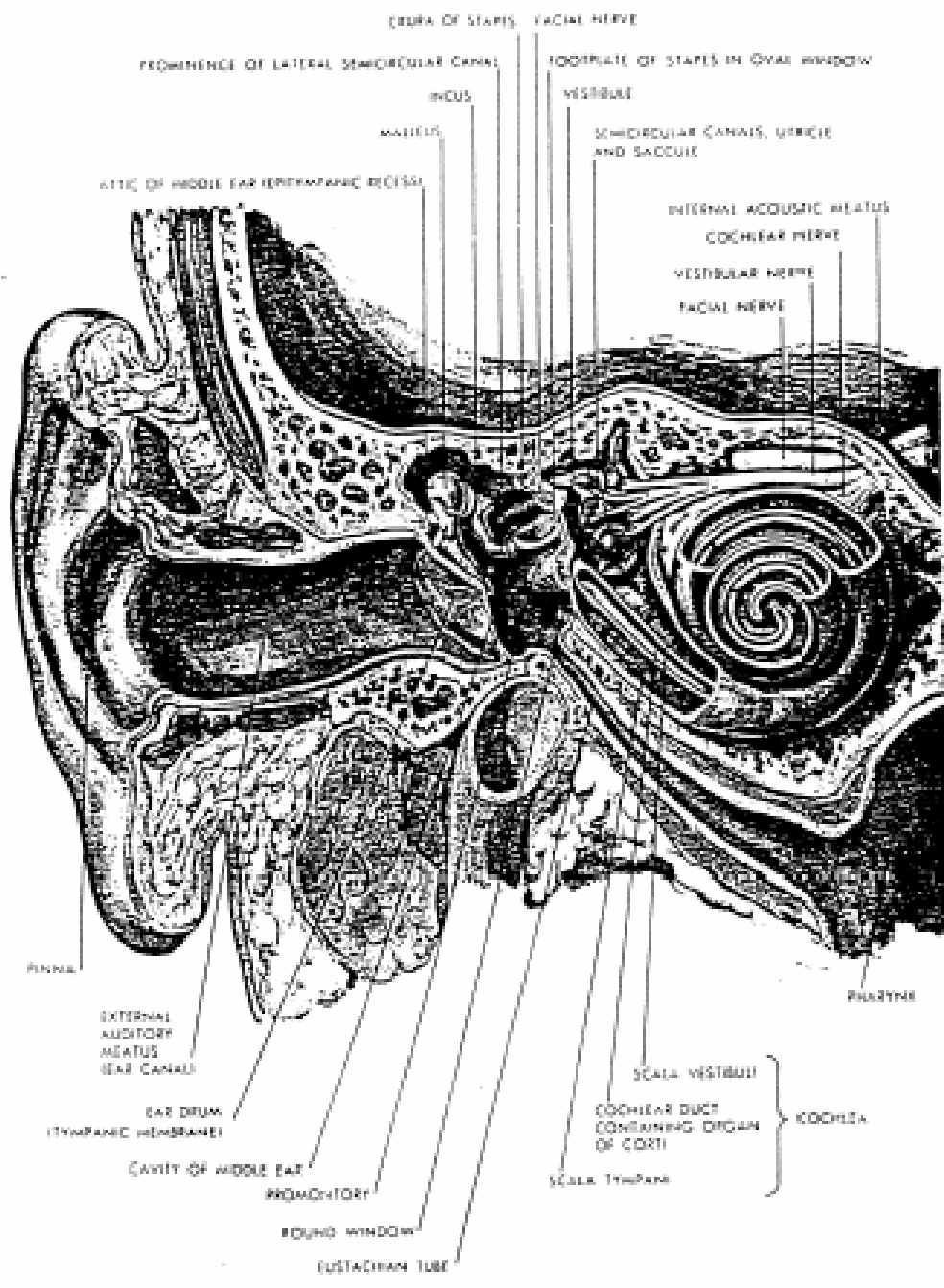
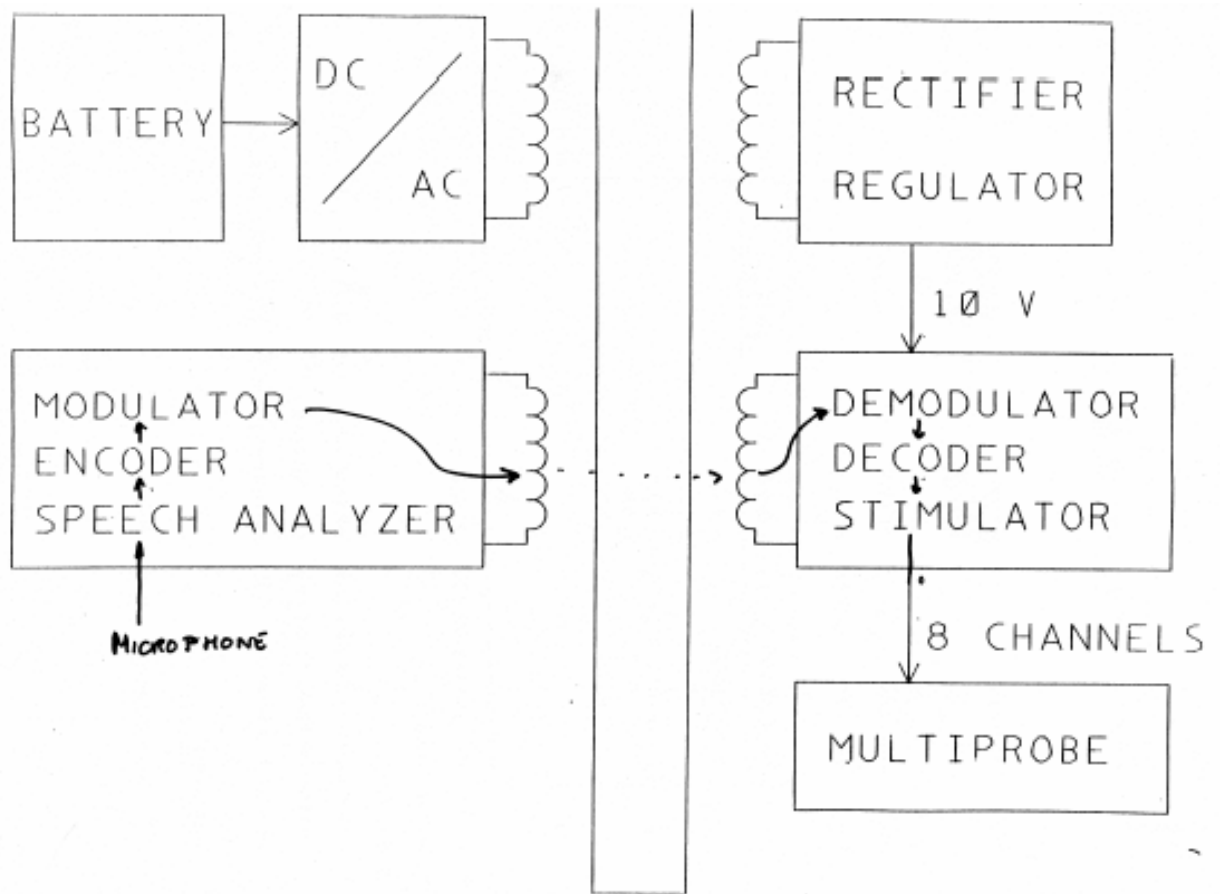


Figure 1.1 Diagram of the ear.
 Cross-section of the human ear.

ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΣΗΜΑΤΟΣ ΓΙΑ ΑΙΣΘΗΤΗΡΕΣ - ΤΗΛΕΜΕΤΡΙΑ



Muscle stimulation

Goal

- Study of the transformation fast to slow muscle

Stimulator

- Single channel, voltage output
- 8 patterns after implantation, optically selectable

Wave-form	Period	Options
Continuous	0.1s	-
"	0.2s	-
"	0.4s	-
"	0.8s	-
Burst	0.8s	40/80Hz-100/200ms
"	1.6s	"
"	3.2s	"
"	6.4s	"

- Operates for > 1 year on a single 3V Lithium battery
- Ceramic housing

Applications

- *Cardiac assist*: assist a weak hart by patching body own muscles on the heart; have to be non-fatiguable, ideally fast non-fatiguable skeletal muscle
- *Bio pump*: long flat muscle, roll it up, stimulate => pump; applications: cardiac assist, energy source for implants
- *Scoliosis stimulation*
- *Sports*: non-fatiguable athletes, football players,...

EXAMPLE A cardiac pacemaker delivers 5-V pulses of 2-ms duration to bipolar electrodes, which can be approximated as being a 2-k Ω resistive load. The mean pulse rate of the pacemaker is 70 per minute. The pulses represent 25% of the energy consumed by the pacemaker. The pacemaker is powered by two lithium cells connected in series to give a voltage of 5.6 V. As the designer of this circuit, you are called on to specify a battery capable of operating the pacemaker for 10 years. What is the minimal acceptable capacity for each cell?

ANSWER The energy per stimulus pulse will be

$$E_p = \frac{v^2}{R} T = \frac{(5 \text{ V})^2}{2 \text{ k}\Omega} \times 2 \text{ ms} = 25 \mu\text{J}$$

The number of pulses in 10 years (including two leap years) will be

$$\begin{aligned} N &= 70 \text{ min}^{-1} \times 60 \text{ min/h} \times 24 \text{ h/d} \times 365.25 \text{ d/yr} \times 10 \text{ yr} \\ &= 3.68 \times 10^8 \text{ pulses} \end{aligned}$$

Thus the total energy in these pulses will be

$$E_i = NE_p = 3.68 \times 10^8 \times 25 \mu\text{J} = 9.2 \text{ kJ}$$

The energy supplied by the battery must be four times as great:

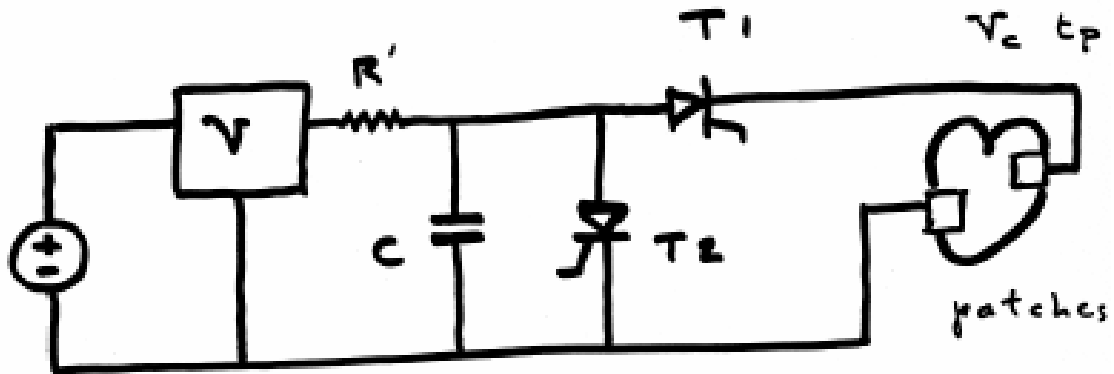
$$E_b = 4E_i = 36.8 \text{ kJ}$$

If, for the sake of argument (because it would be unwise to draw such a large current from these cells due to polarization and source resistance effects), we draw a current of 1 A from the battery, it would be supplying a power of 5.6 W. The period of time over which this power would have to be supplied to give an energy E_b would then be

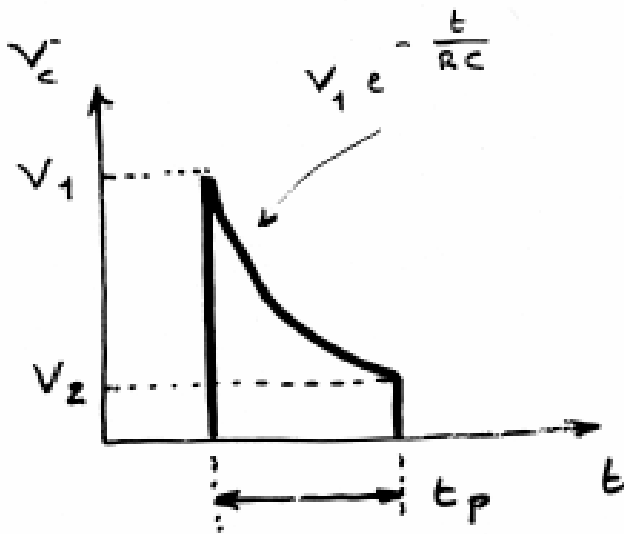
$$t = \frac{E_b}{5.6 \text{ W}} = 6.57 \text{ ks} = 1.83 \text{ h}$$

Thus the battery capacity must be at least 1.83 A·h, or, rounding off, 2 A·h, to operate this pacemaker.

Defibrillation



V : DC/DC converter
efficiency



$$E = C \frac{V_1^2 - V_2^2}{2}$$

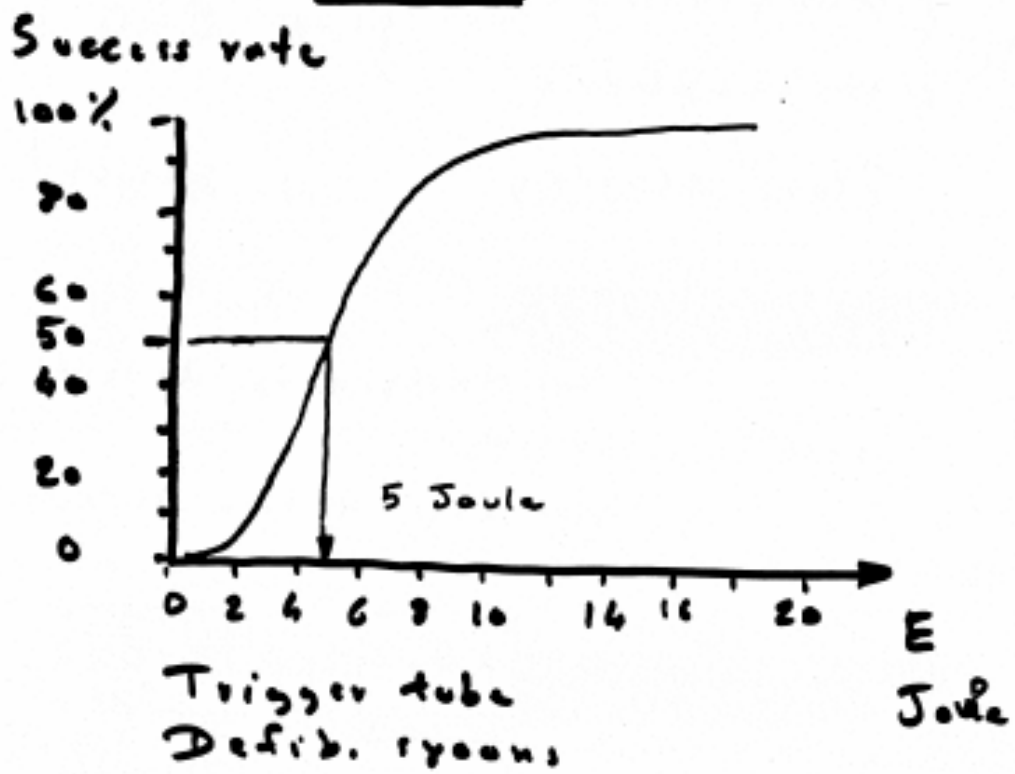
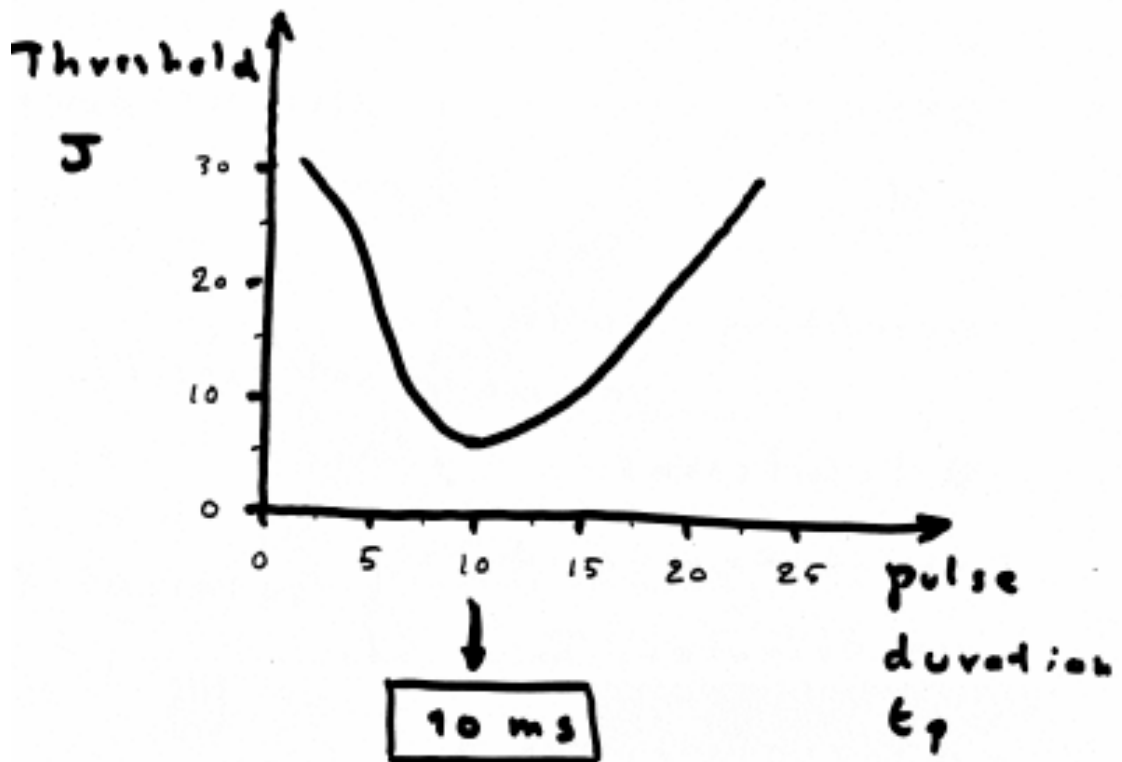
$$R = \frac{t_p}{C \ln \frac{V_1}{V_2}}$$

Parameter: V_2

Ex. $C = 100 \mu\text{F}$ $V_1 = 400 \text{ V}$
 $V_2 = 50 \text{ V}$

$E = 8 \text{ Joule}$ [external 200 Joule!]

if $t_p = 10 \text{ ms} \rightarrow R = 50 \Omega$



Defibrillator sensors

Oxygen: } slow response
pH

breathing rhythm } not specific
volume
QT interval

venal temperature } external fdr
ventricular Z

!! { accelerometer } = ECG
microphone

flow sensing : power!

QRS detection

↳ tachycardia detection

pressure sensing

↳ fibrillation detection

QRS detector



Multiplexed
Microelectrode
Recording
Array

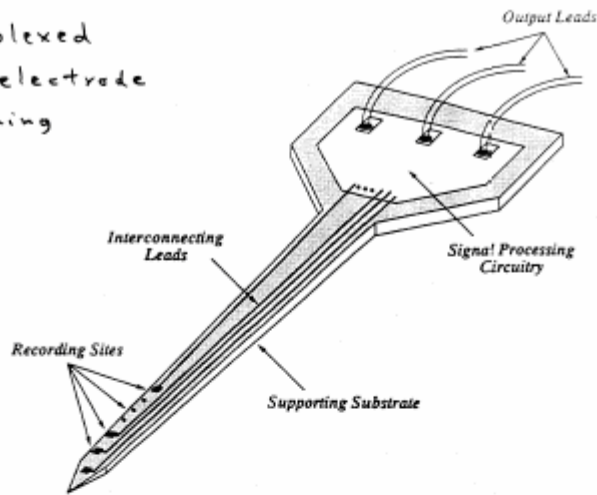
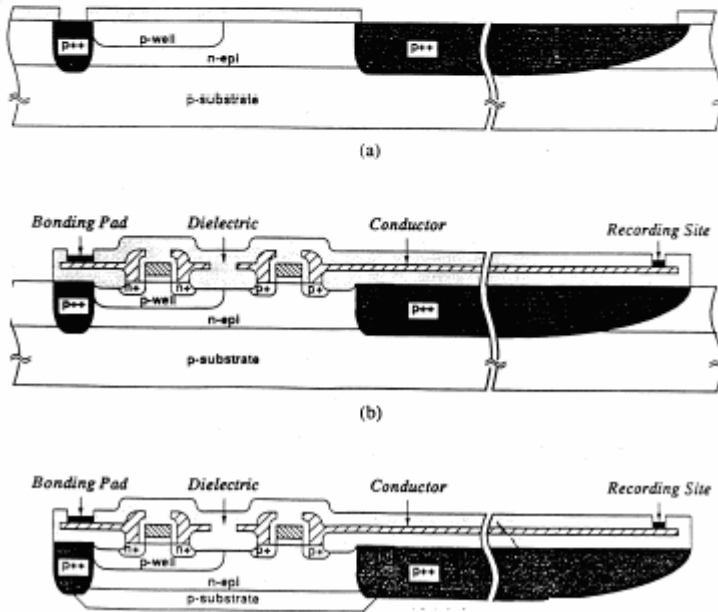
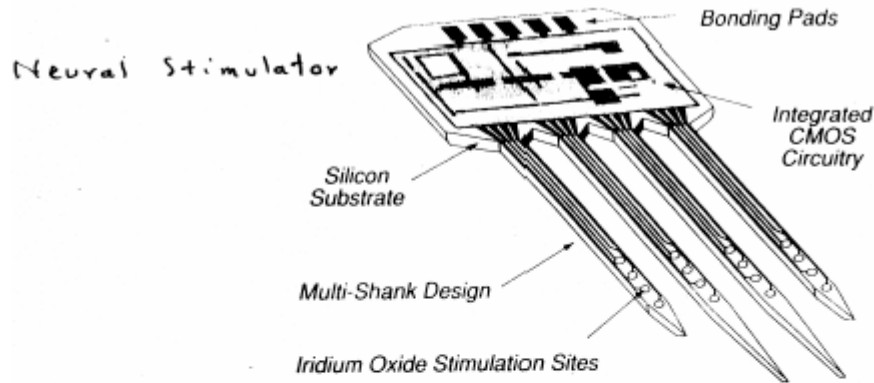
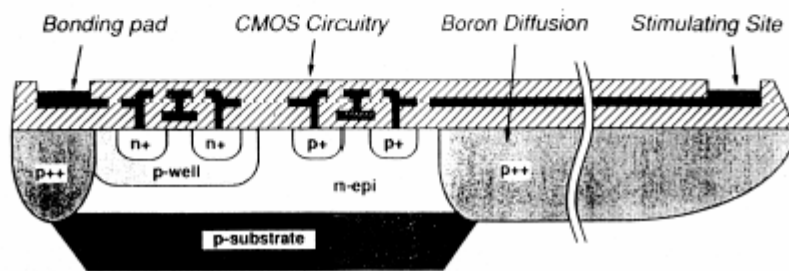


Fig. 1. Structure of an active multichannel microprobe.

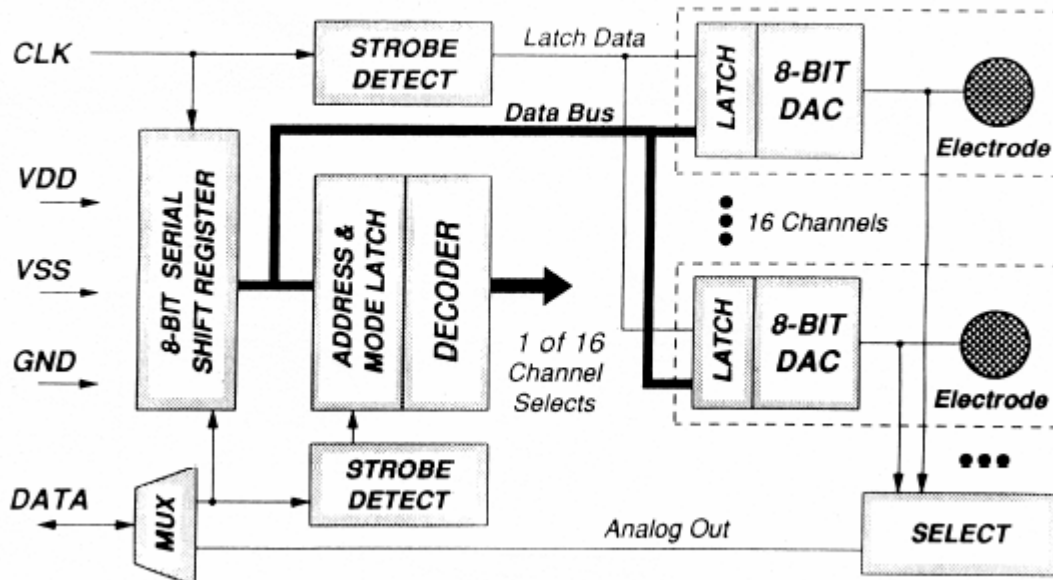




Perspective view of the active probe structure.



TANGHE AND WISE: 16-CHANNEL CMOS NEURAL STIMULATING ARRAY

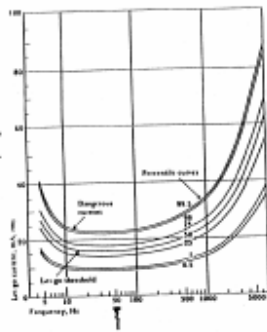


A simple block diagram of the circuitry used on the active probe.

STROOM DOORGANG door LICHAM

Bijkomend
probleem voor
elektriciteits:
"const. let-ge-current"

Stroom
hand - hand



Current through the body

const. let-ge: 10

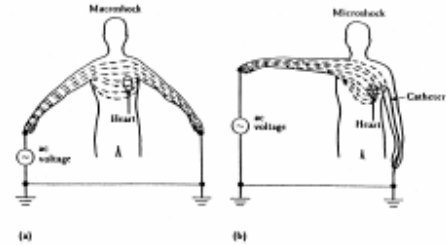
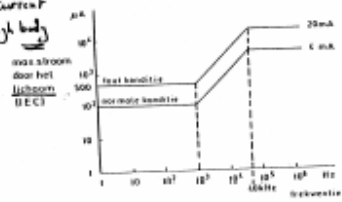
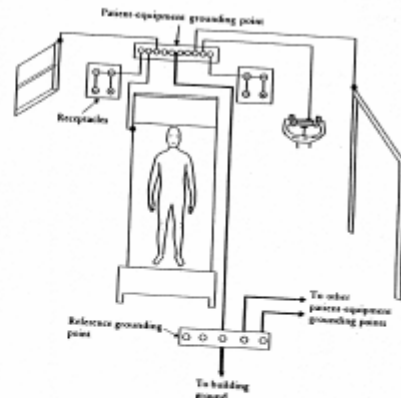
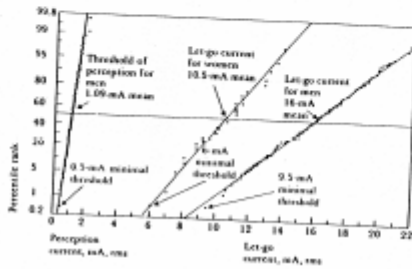
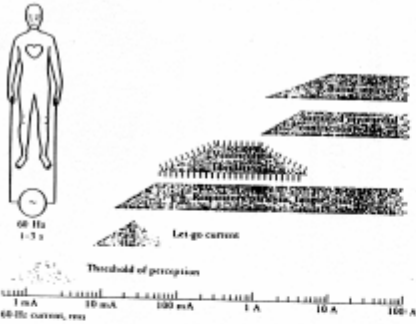
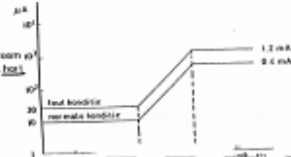


Figure 14.6 Effect of entry points on current distribution (a) Macroshock, externally applied current spreads throughout the body. (b) Microshock, all the current applied through an intracardiac catheter flows through the heart.

max current
through body



max current
through heart



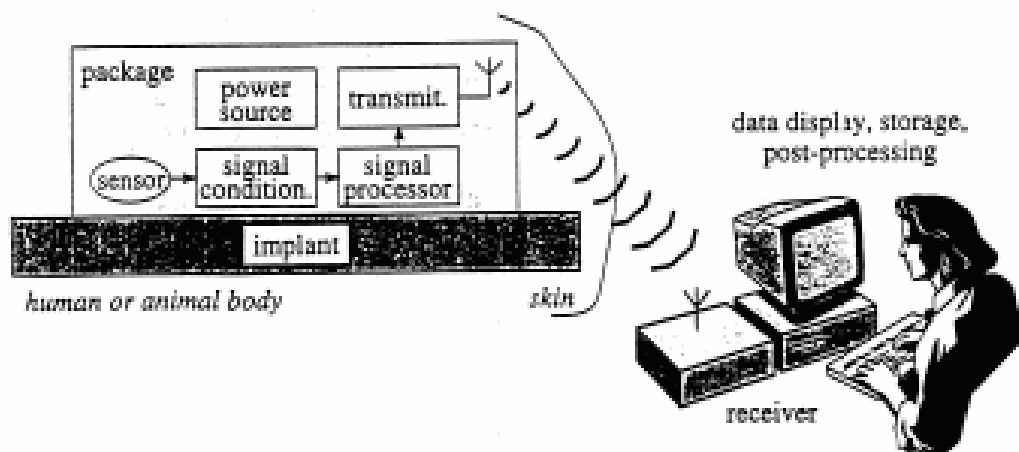
Grounding system All the receptacle grounds and conduct surfaces in the vicinity of the patient are connected to the patient-equipment grounding point. Each patient-equipment grounding point is connected to a reference grounding point that makes a single connection to the building ground.

Why telemetric monitoring?

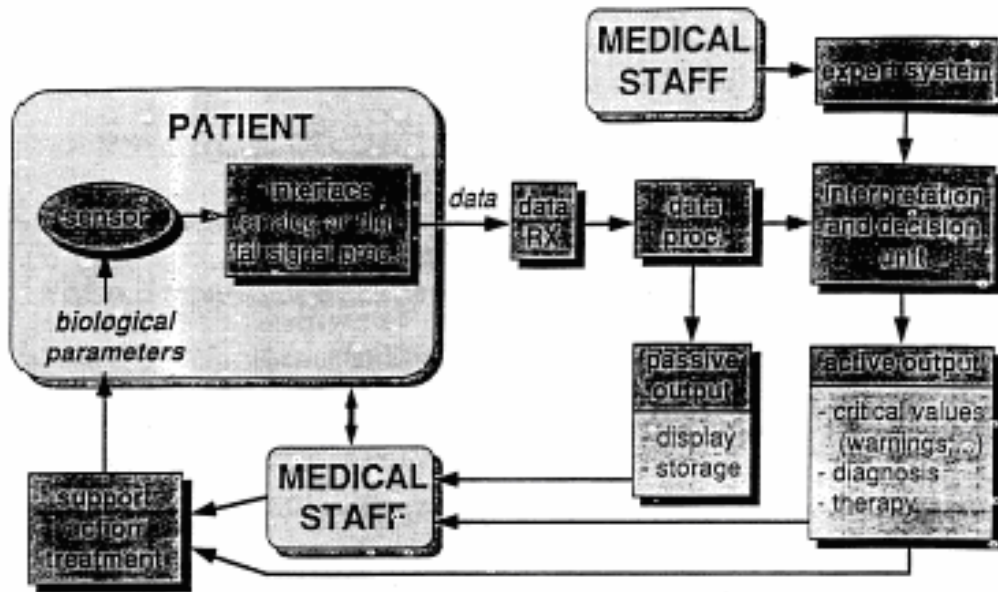
Because it's wireless!

- ☞ no obstruction of patient movements
- ☞ no perforation of protecting barriers:
 - ⇒ skin >< infection
 - ⇒ packaging around the sensor >< moisture ingress, mechanical impact,...

A generic telemetry set-up

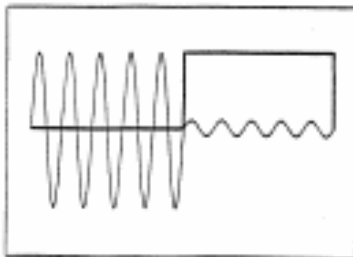


PATIENT MONITORING (in general)



modulation and encoding schemes

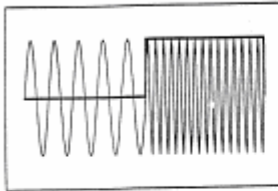
Amplitude Shift Keying



- modulation depth $\nearrow \Leftrightarrow$ transmission quality \nearrow
- modulation depth 100 %
- passive systems -> clock -> MD < 100 %
- power spectrum is similar to the spectrum of a burst
- central peak contains no information
- data is contained in the side-lobes
- requires a large bandwidth

modulation and encoding schemes (cont'd)

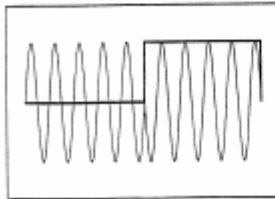
Frequency Shift Keying



- two different frequencies
- power spectrum is similar to the spectrum of two bursts
- 'double' ASK
- data is contained in the two central power peaks
- more information is available to restore the original data
- two narrow band-pass filters can be used
- improves signal to noise ratio
- superior to ASK

modulation and encoding schemes (cont'd)

Phase Shift Keying



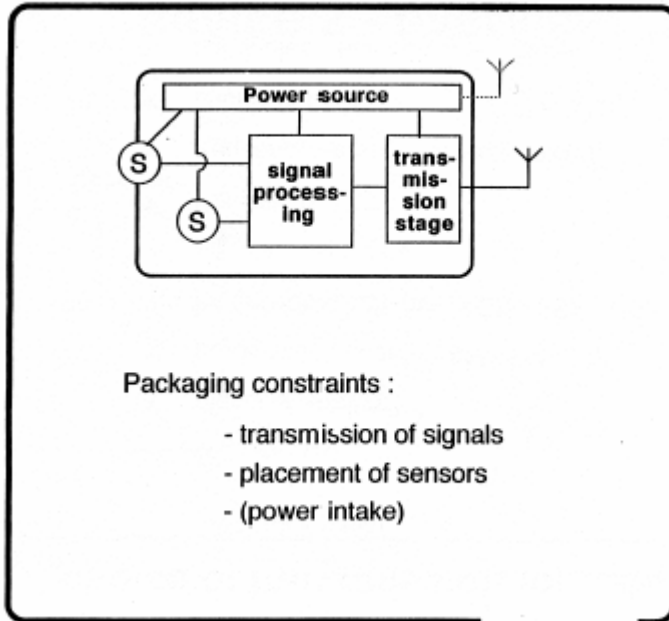
- phase shift of 180°
- power spectrum is superposition of sine bursts of opposite sign
- spectrum is equivalent to ASK spectrum, but central peak is suppressed
- data is contained in the side-lobes
- more efficient use of transmitted power
- requires a large bandwidth

characteristics

- monitoring animals and humans
 - with minimum restraint
 - faithful reproduction of transmitted data
 - encoding of physiological data on to a carrier
 - hard-wired or wireless ⇒ radiofrequency 40 kHz ... 500 MHz
infrared
ultrasound
 - external or implanted unit
 - requirements for implantation :
 - ✓ low power consumption
 - ✓ miniaturization ⇒ integration
 - ✓ sealing against body fluid
 - ✓ powering : RF - battery
-

characteristics (cont'd)

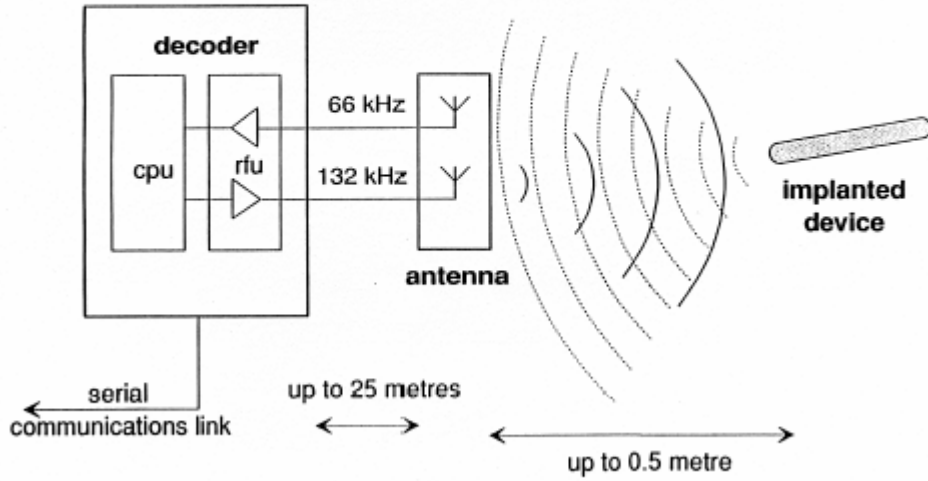
- complete electrical isolation
 - ambulatory freedom in the clinical monitoring setting
 - parameters :
 - electro cardiogram - ECG
 - electro encephalogram - EEG
 - electro myogram - EMG
 - pH - hydrogen ion concentration
 - body temperature
 - pressure
 - muscle contractile forces
 - gait - physical activity
 - blood flow
-



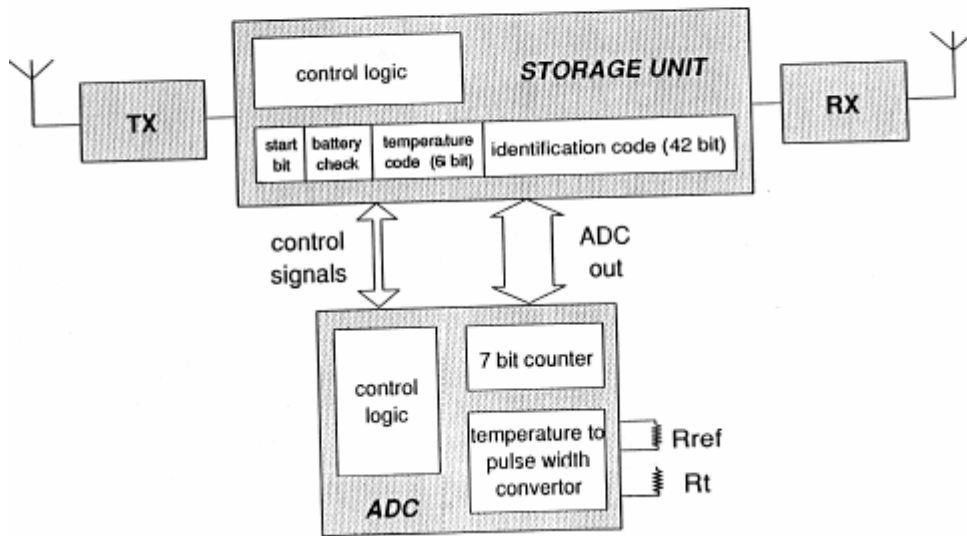
choice of transmission formatting

- ✓ RF - IR - US
 - ✓ digital or analog
 - ✓ modulation scheme : AM - FM - PM
 - ✓ bit encoding scheme : ASK - FSK - PSK
 - ✓ bit rate / baud rate
 - ✓ bandwidth
 - ✓ frequency and/or time multiplexing
 - ✓ choice of frequency
 - ✓ full duplex - half duplex - simplex
-








device 2 - overview



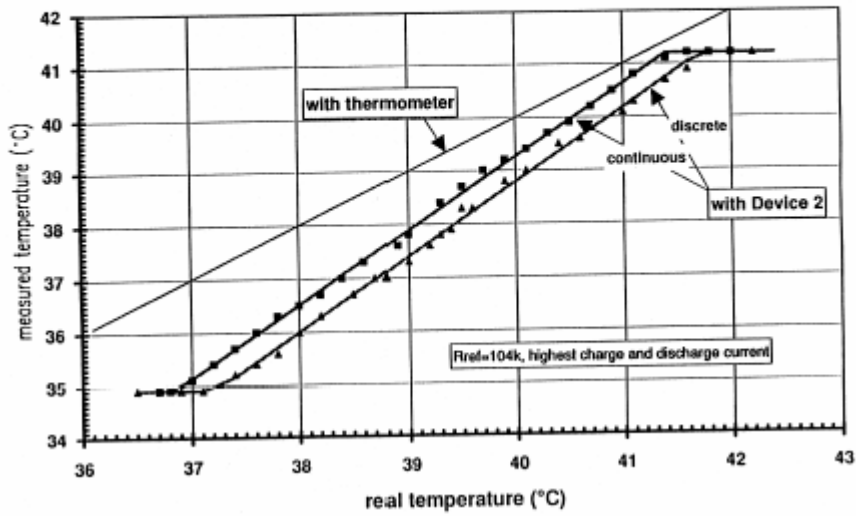
device 2 - block schematic



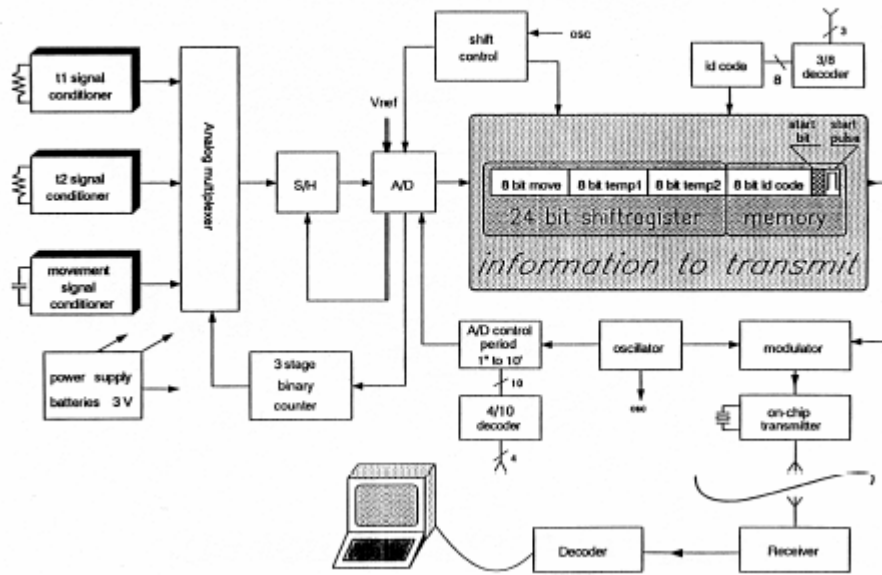


-  thermistor (1270 μm)
-  capacitors (800 μm)
-  glue (100 μm)
-  chip (600 μm)
-  ceramic substrate (200 μm)
-  package (Φ_{ext} 4.5 mm - Φ_{int} 5 mm)
-  interconnections

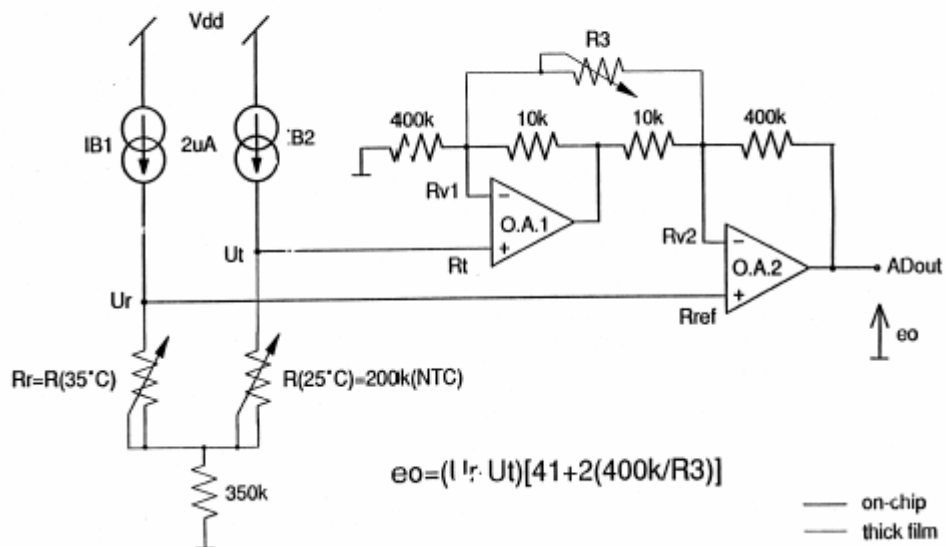
temperature measurements device 2



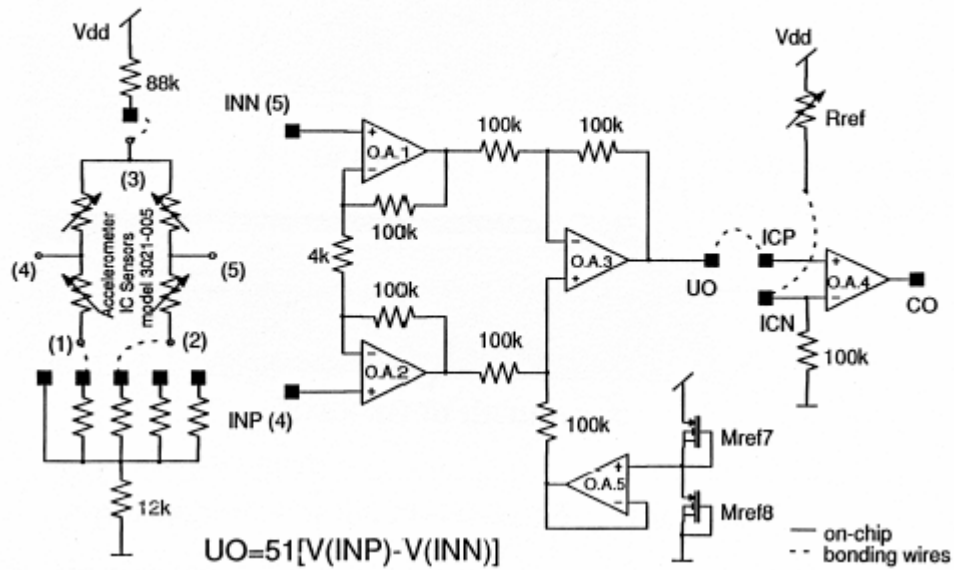
device 1 - general block diagram



the temperature channel

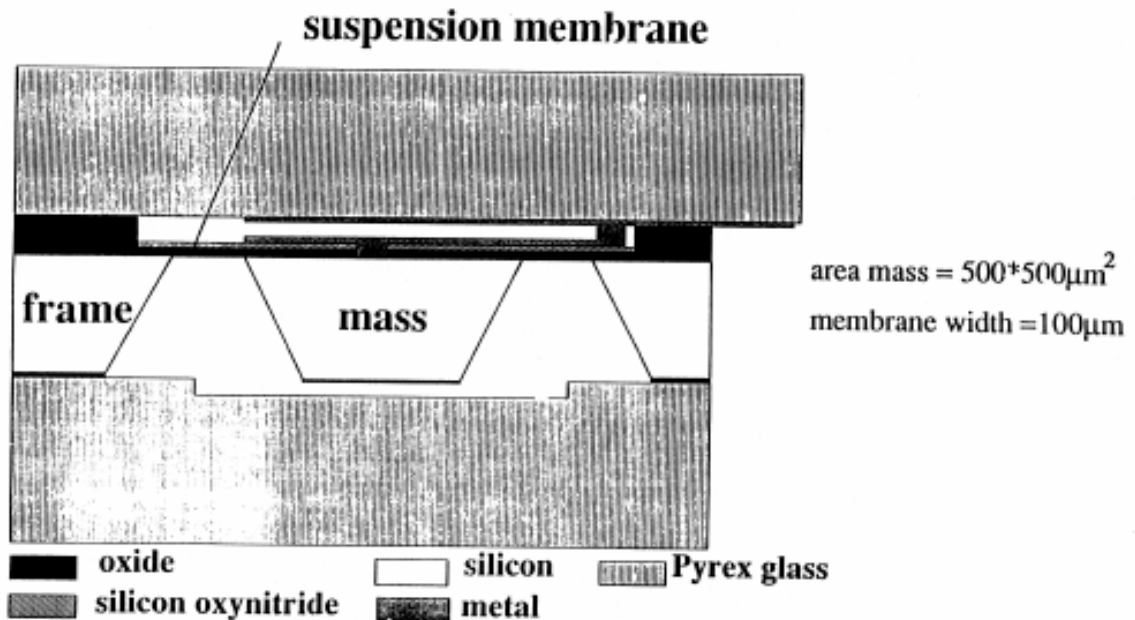


the piezoresistive accelerometer's circuit

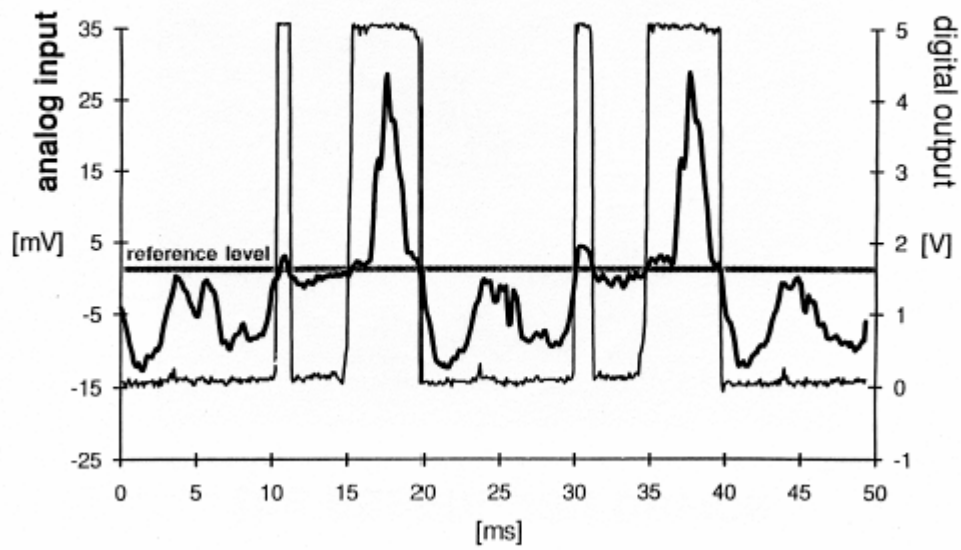


3. Development of the movement detector

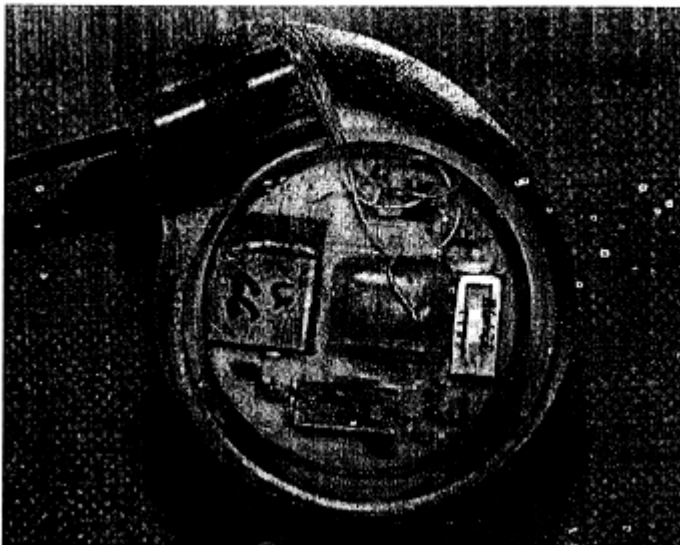
a. device description



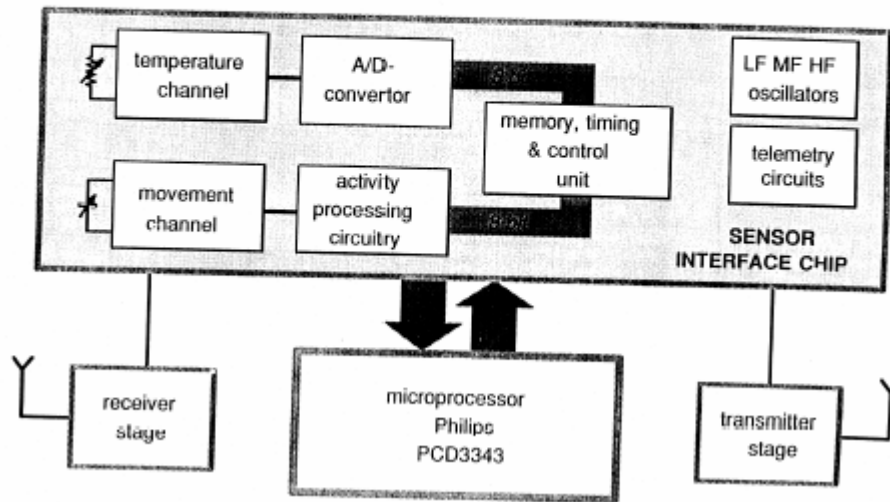
movement processing algorithm



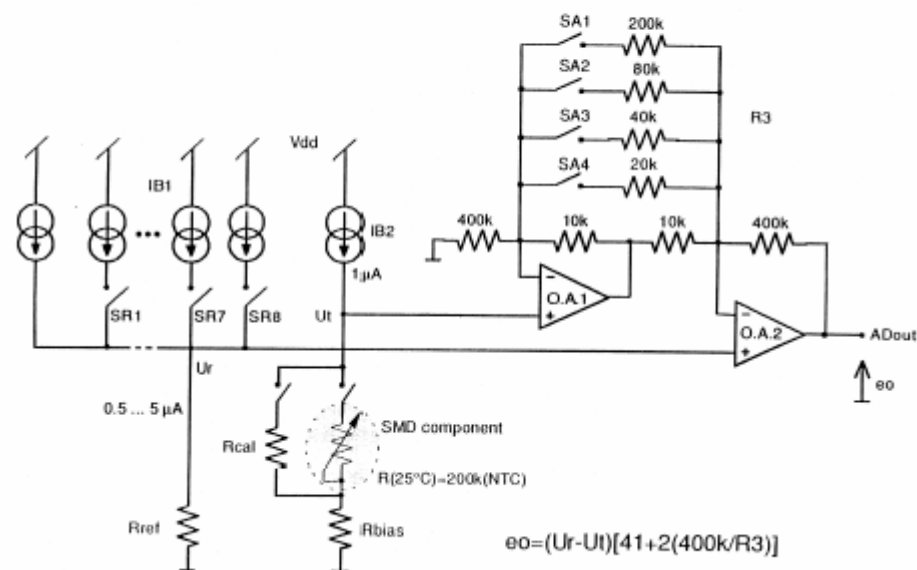
the assembled device



simplified block diagram



the temperature channel

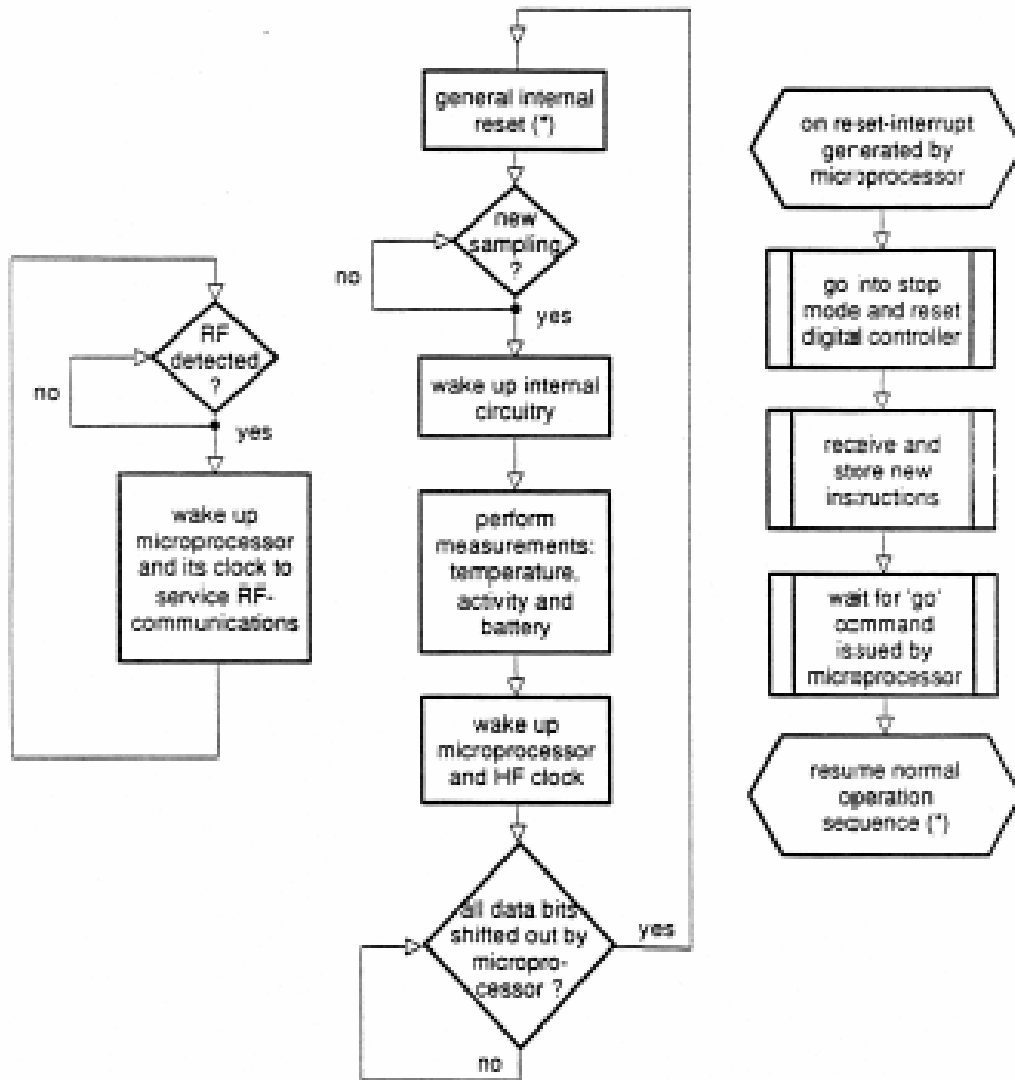


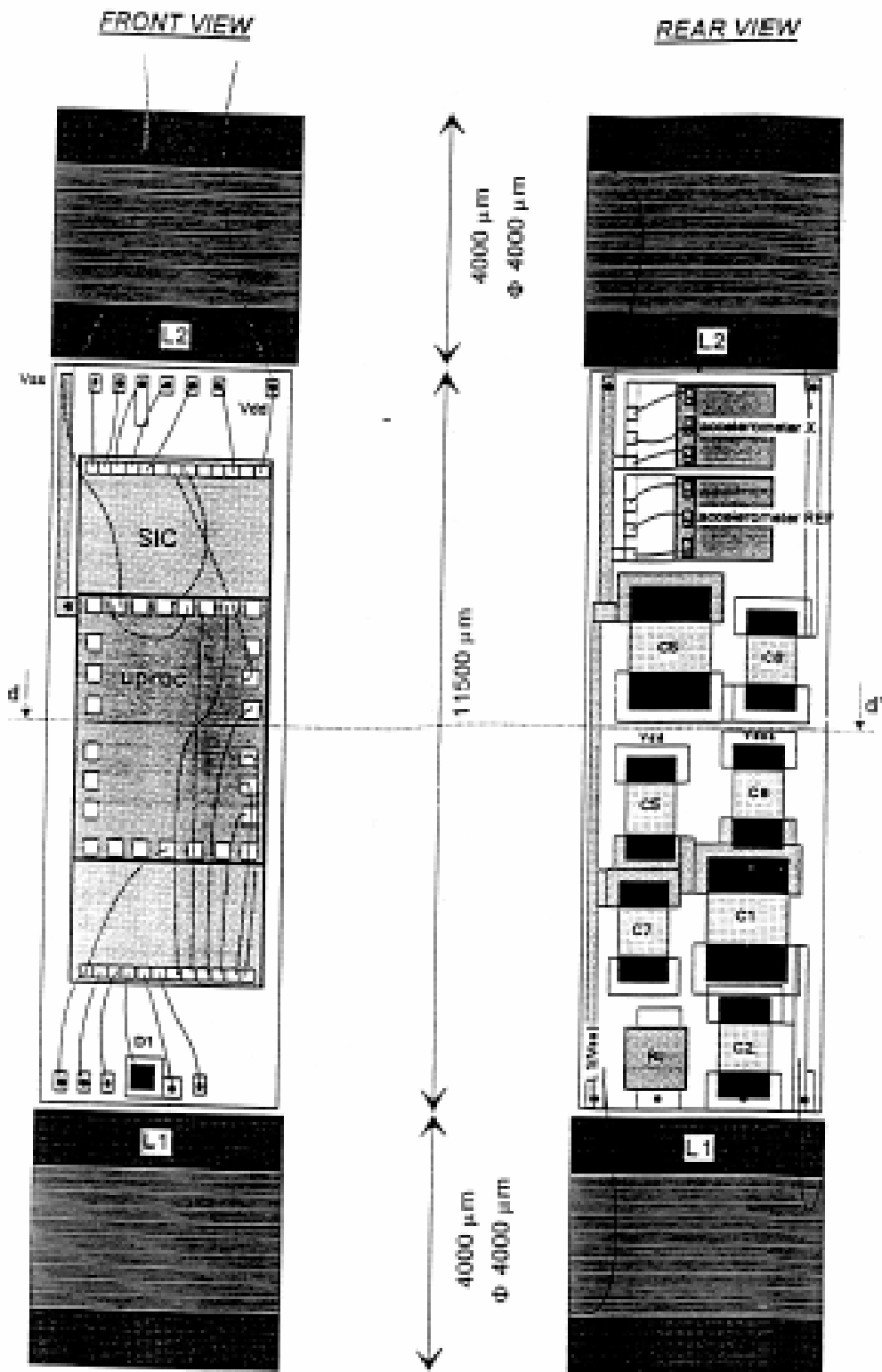
flowchart of operations

telemetry mode

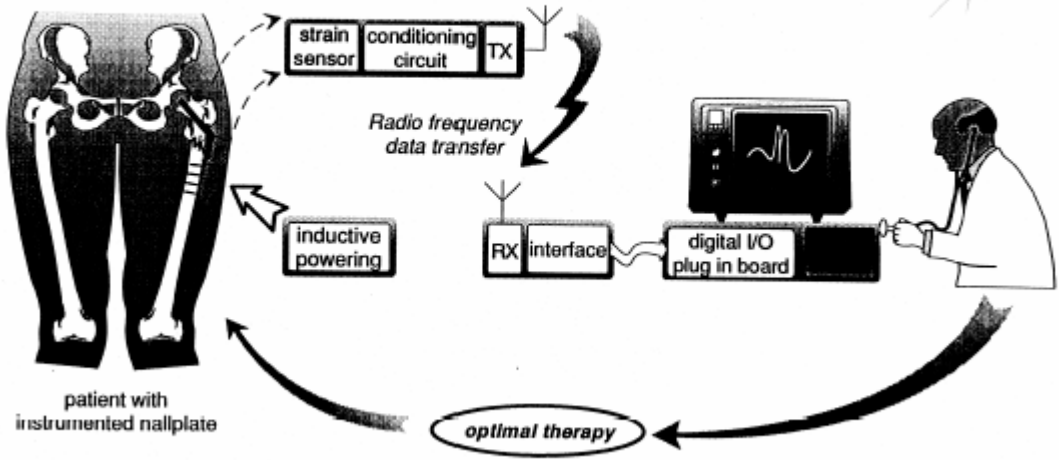
monitoring mode

programming mode

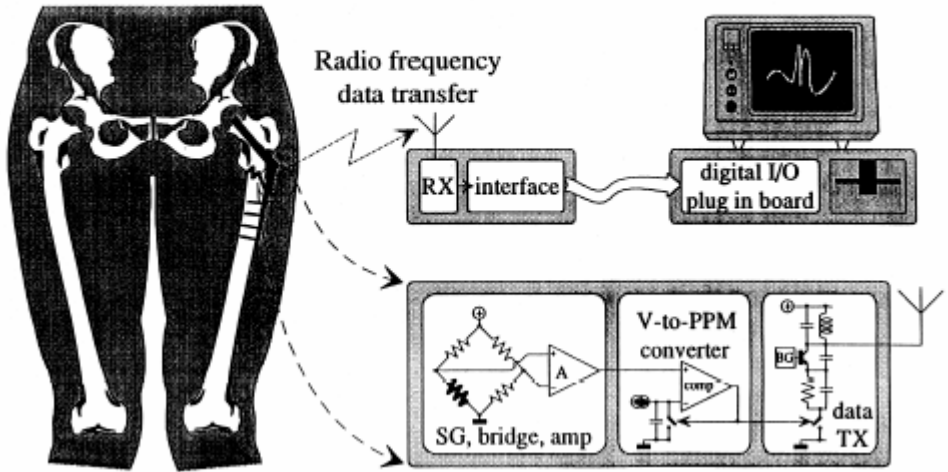




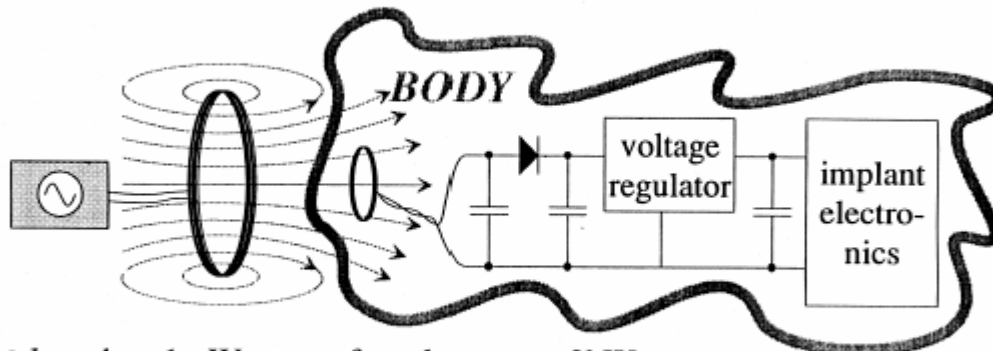
The IMPACT strain monitoring system



Strain monitoring set-up



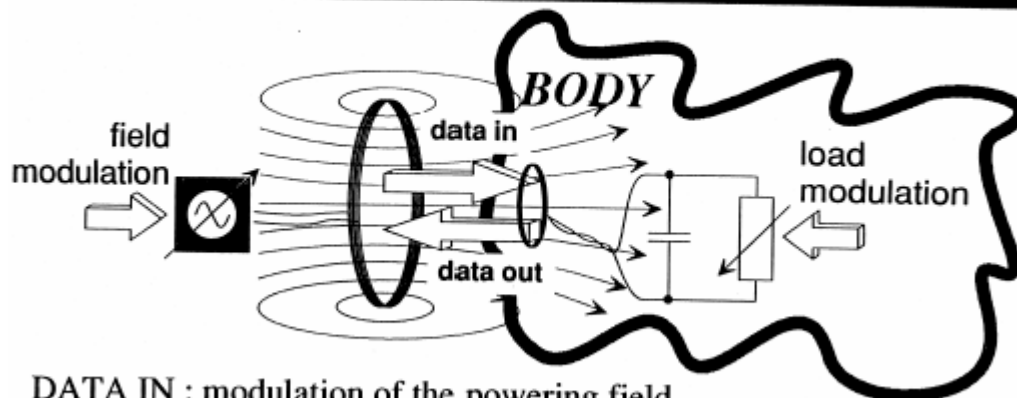
Remote powering via an inductive link



• less than 1mW < transferred power < 2kW

• 5 .. 20kHz (metals) < transfer frequency < 0.2 .. 20MHz (no metals)
(depends on power demands, coupling and surrounding materials)

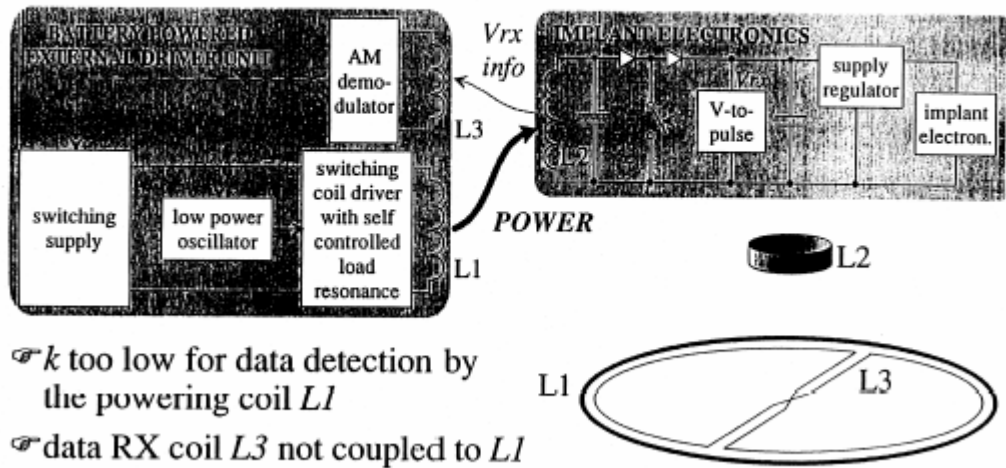
Data Transfer with an Ind. Powering Link



DATA IN : modulation of the powering field

DATA OUT : modulation of the remote load consumption

Feedback of the received supply signal



The future telemetric systems :

autonomous monitoring

- stored power requested
- memory required
- data compression advisable

bidirectional communication

- sensor data transmission
- calibration data settings
- fine tuning of operation
- new monitoring procedures
- adaptation embedded algorithms

Summary & Conclusions :

- Power consumption of ALL building blocks is the main concern
- Use low power sensors, preferably non exposed
- Avoid or reduce communication time = build in as much intelligence as possible
- Induced power is fine where possible. Use batteries for monitoring and control only
- Think about transmitted amount of data : USEFULL ???

BIBΛIOΓΡΑΦΙΑ

Microelectronics and biosensors,

R.Puers, Universiteit Leuven, 1996

(Course on Biomedical Engineering and Medical Physics, Erasmus ICP95 G 1008, University of Patras, Dept. Medical Physics.)

Σημειώσεις για το μάθημα

ΙΑΤΡΙΚΑ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΑ

ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ - ΤΗΛΕΪΑΤΡΙΚΗ

A. ΚΑΝΑΠΙΤΣΑΣ

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Ελπινίκη Παπαγεωργίου
Σημειώσεις – Παρουσίαση για το μάθημα :
Τηλεκπαίδευση ΤΕΙ ΛΑΜΙΑΣ
2. Δ.Κουτσουρής, Σ.Παυλόπουλος, Α.Πρέντζα,
**Εισαγωγή στην βιοϊατρική τεχνολογία και ανάλυση ιατρικών
σημάτων**, Αθήνα 2003.
3. Δ.Κουτσουρής, Κ.Νικήτα, Σ.Παυλόπουλος,
Ιατρικά απεικονιστικά συστήματα, Αθήνα 2003.
4. European Course on Biomedical Engineering and Medical Physics
Microelectronics and Biosensors, 1998-99 University of Patras
5. *Ιστότοποι :*
WWW.MIT.EDU/BMES
WWW.BIOMED.DREXEL.EDU/RESEARCH-PROGRAM
WWW.USC.DEPT/BIOMED/UGPRS.HTML
WWW.BIOSIM.NTUA.GR

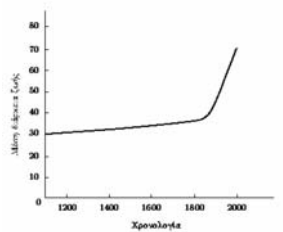
Εισαγωγή στην Βιοϊατρική Τεχνολογία Νέες Τεχνολογίες και Υγεία

Ένας ορισμός της υγείας

Ένας ορισμός που προσεγγίζει την έννοια
της υγείας είναι:

“Η κατάσταση τέλειας σωματικής,
πνευματικής, ψυχικής και κοινωνικής
λειτουργικότητας του ατόμου και όχι, απλώς
η έλλειψη ασθένειας ή αναπηρίας”

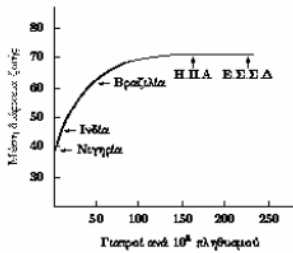
Η διάρκεια ζωής από το 1200 μ.χ. έως σήμερα, στις περισσότερο αναπτυγμένες περιοχές της γης



Σχεδόν κατακόρυφη άνοδος του δείκτη
υγείας τα τελευταία 150
περίπου χρόνια.

Οφείλεται στη βελτίωση της
καρποφαρμακευτικής περιβαλψης
στην περίοδο μετά τη
βιομηχανική επανάσταση.

Η μέση διάρκεια ζωής συναρτήσει του αριθμού ιατρών



Αξιοσημείωτη η σχεδόν κατακόρυφη άνοδος που δείχνει για αριθμό ιατρών μεταξύ 0 και 70 περίπου.

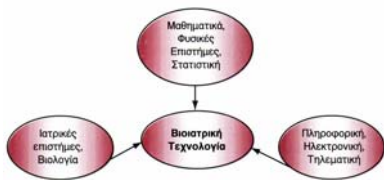
Για αριθμό ιατρών μεγαλύτερο του 90 περίπου, η καμπύλη τείνει ασυμπτωτικά προς μία οριζική ηλικία γύρω στα 72 χρόνια.

Αντιπροσωπευτικά στοιχεία υγείας για το 1990

Περιοχή	Μέση Διάρκεια Ζωής (χρόνια)	Βρεφική Θνησιμότητα (% των γεννήσεων)	Τροφή (% των απαιτούμενων θερμίδων)	Νιρό (% του πληθυσμού με πρόσβαση σε μη μολυσμένες πηγές)
Παγκόσμιος κοσμοπλάνη	61	8,7	107	33
Πολλοί αναπτυγμένες χώρες	72	2	132	83
Λιγότερο αναπτυγμένες χώρες	51 ⁽¹⁾	11 ⁽²⁾	86	38

- (1) Η μέση διάρκεια ζωής είναι κατά τόπους ακόμα χαμηλότερη. Για παράδειγμα στην Αφρική είναι 49 χρόνια και στη νότια Ασία 51 χρόνια.
- (2) Η βρεφική θνησιμότητα στις υπανάπτυκτες περιοχές κυμαίνεται μεταξύ 6% (Λατινική Αμερική) και 32% (Αφρική).

- Σημαντική διείσδυση της τεχνολογίας στην ιατρική (τεχνητά όργανα, διαγνωστικές συσκευές, μονάδες τηλεμετρίας, απεικονιστικά συστήματα ...)
- Επιστημονικό πεδίο το οποίο γεφυρώνει το χάσμα ανάμεσα στις φυσικές επιστήμες και την ιατρική → **ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ**



Η Βιοϊατρική τεχνολογία ως σύνθεση επιστημονικών πεδίων

Βιοϊατρική Τεχνολογία

Ορισμός:

«Η Επιστήμη που εφαρμόζει αρχές και μεθόδους της τεχνολογίας, της μηχανικής και των θετικών βασικών επιστημών (φυσικής, χημείας και μαθηματικών) στην προσωπική διάγνωση, θεραπεία, αλλά και κατανόηση των προβλημάτων που αναφέρονται στη βιολογία και την ιατρική».

Βιοϊατρική Τεχνολογία & Γνωστικά Αντικείμενα

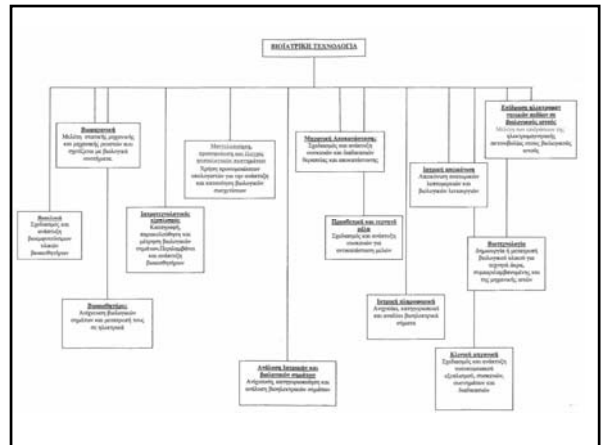
- **Εμβιομηχανική:** εφαρμογή των αντιλήψεων και θεωριών του μηχανικού προκειμένου να προσομοιωθούν βασικά βιολογικά συστήματα.
- **Ιατρική Τεχνολογία:** εφαρμογή τεχνολογιών για την ανάπτυξη νέων διαγνωστικών και θεραπευτικών μεθόδων, μηχανημάτων και συσκευών με εφαρμογή στα πεδία της Βιοϊατρικής και των Βιοϊατρικών.
- **Κλινική Μηχανική:** ανάπτυξη νέων τεχνικών καθώς και τη διαχείριση των τεχνικών που ήδη εφαρμόζονται για τη βελτίωση της παροχής υπηρεσιών υγείας σε νοσοκομεία, κλινικές και κέντρα υγείας.
- **Τεχνολογία Αποκατάστασης:** χρήση τεχνολογίας με σκοπό τη βελτίωση των συνθηκών ζωής ατόμων με ειδικές ανάγκες καθώς και την έρευνα στον τομέα των τεχνητών οργάνων.

Πεδία που περιλαμβάνει η Βιοϊατρική τεχνολογία :

- **Biomaterials** = ανάπτυξη υλικών για αποκατάσταση ιστών, οργάνων και λειτουργιών του σώματος (μαλακοί ιστοί, ορθοπεδικές προσθέσεις, βηματοδότες ...)
- **Βιορομποτική**
- **Τηλεϊατρική** (εφαρμογές τηλεϊατρικών και πληροφορικής)
- **Ηλεκτρονική υγεία (e-health)**
- **Ιατρική απεικόνιση** (διάγνωση και υποστήριξη θεραπευτικών διαδικασιών)
- **Εφαρμογές εικονικής πραγματικότητας** (εκπαίδευση)

Πεδία στα οποία αναπτύσσονται εφαρμογές της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας

- **Εμβιομηχανική**
- **Εμφυτεύσιμα συστήματα**
- **Διαγνωστικά συστήματα**
- Φαρμακευτικές εφαρμογές
- Τηλεϊατρική, e-υγεία



- **ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ** μηχανική βιολογικών υλικών, σχεδιασμό οργάνων μετρήσεων, βιοιατρική απεικόνιση, βιοσυμβατά υλικά

Η απαίτηση για κατασκευή μικροσκοπικών συστημάτων με σύνθετη λειτουργικότητα αυξάνεται.

Οι ερευνητικές δραστηριότητες στο χώρο της Εμβιομηχανικής επικεντρώνονται :

- στην ελαχιστοποίηση του μεγέθους των ήδη υπάρχουσών συσκευών
- αύξηση της βιοσυμβατότητας
- αύξηση της λειτουργικότητας
- αύξηση της ακρίβειας
- μείωση χρόνου μέτρησης και ανάλυσης

Για την επίτευξη :

- Συστημάτων αυτόματης διάγνωσης και ανάλυσης
- Συστημάτων παρακολούθησης και ελέγχου του ασθενούς
- Αυτόματης και ευφυούς διαχείρισης και παροχής φαρμάκων
- Προσθετικών, τεχνητών οργάνων και συσκευών διέγερσης
- Συστημάτων μικροχειρουργικής

Κύριες τεχνολογίες στο χώρο της Βιοϊατρικής: **μίκρο** και **νάνο** τεχνολογίες

Έτοιμα τα πρώτα **μικροσκοπικά** συστήματα τα οποία κινούνται στο ανθρώπινο κυκλοφορικό σύστημα με στόχο την ίαση ασθενειών.

- **νανοτεχνολογία** : επισκευή γονιδίων
σύνθεση νανοσυστημάτων μέσω των οποίων ισχυρά φάρμακα θα διοχετεύονται σε συγκεκριμένα κύτταρα.

ΕΜΦΥΤΕΥΣΙΜΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ

Παραδείγματα μικροτεχνολογιών που βρίσκονται σε εφαρμογή :

καρδιακοί βηματοδότες (πρώτο σύστημα 1960, 600.000 κάθε χρόνο)

- αξιοπιστία, λειτουργικότητα
- μικρό μέγεθος
- βιοσυμβατότητα (μεγάλο χρονικό διάστημα στον οργανισμό)
- αποτελεσματική διαχείριση ενέργειας (μακρόχρονη σταθερότητα)

Βοηθήματα ακοής

Διακρίνονται σε 4 κατηγορίες : **BTE** (behind the ear), **ITE** (εμφυτεύματα) **ITC** (in the channel), **CIC** (completely in the channel)

Σύγχρονα ακουστικά συστήματα : πλήρως προγραμματιζόμενα, ρυθμιζόμενο επίπεδο ενίσχυσης και απόκρισης συχνότητας

ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ

- Αισθητήρες πίεσης του αίματος (τεχνολογία σιλκόνης, <math>< 1\text{mm}</math>)
- Αισθητήρες γλυκόζης (κατάλληλη δόση ινσουλίνης, παρακολούθηση επιπέδου γλυκόζης στο αίμα)
- διαγνωστική απεικόνιση
 - ακτινοδιαγνωστική
 - τεχνικές υπερήχων
 - ψηφιακή ακτινογραφία
 - ενδοσκόπηση
 - τομογραφία
 - βιομαγνητισμός

Φαρμακευτικές εφαρμογές

• Ευφυή συστήματα παροχής φαρμάκων

- (οι περισσότερες ουσίες κατανέμονται σε όλο το σώμα – μείωση αποτελεσματικότητας, κάψουλες με φάρμακο κατευθυνόμενες μέσω αισθητήρων, αδρανή ανσωματίδια που εμπεριέχουν μόρια φαρμάκου με σκοπό την απόθεσή τους στο όργανο στόχο.

• μηχανική αποκατάστασης (rehabilitation engineering)

- ανάπτυξη προσθετικών μελών
- εξυπνες αναπηρικές καρέκλες

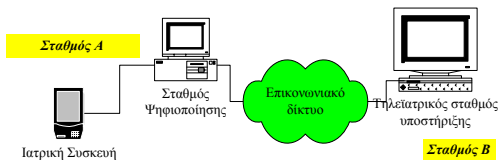
Βιοϊατρική τεχνολογία και διαχείριση του βιοϊατρικού εξοπλισμού

“ Μία από τις βασικότερες υπηρεσίες που προσφέρει ο βιοϊατρικός μηχανικός, είναι η διαχείριση κάθε είδους μηχανήματος και συσκευής ή συστήματος που αφορά την ανθρώπινη υγεία”

- Οι στόχοι της διαχείρισης
 - Προστασία του εξοπλισμού (προληπτική συντήρηση)
 - Επισκευή του εξοπλισμού σε πιθανή βλάβη ή αξιολόγηση του εξοπλισμού
- Η μελέτη της αξιοπιστίας
- Ο παράγοντας κόστους
- Η διαχείριση του εξοπλισμού
- Αποτελεσματικότητα και επιτυχής λειτουργία του εξοπλισμού
- Παραμέτρους εκτίμησης
- Μεθόδους διαχείρισης
- Σύστημα πληροφοριών

ΤΗΛΕΙΑΤΡΙΚΗ

- Ο όρος **τηλείατρική**, με την ευρύτερή του έννοια, αναφέρεται στην **εφαρμογή** σύγχρονων τεχνολογιών των **ηλεκτρονικών** και της **πληροφορικής**, κυρίως προς την κατεύθυνση της **αμφίδρομης επικοινωνίας με μετάδοση ήχου και εικόνας**, με στόχο την παροχή ιατρικής φροντίδας, σε απομακρυσμένους ασθενείς, της τηλεμετρίας και της διακίνησης της ιατρικής γνώσης μεταξύ των ιατρικών λειτουργιών.



Διακρίνουμε δυο ειδών υπηρεσίες τηλεϊατρικής:

•Τις **πραγματικού χρόνου ή διαδραστικές εφαρμογές video-διάσκεψης**.

•Τις **εφαρμογές store-and-forward** οι οποίες αποτελούν μια χρονικά μετατοπισμένη επικοινωνία ανάμεσα στα εμπλεκόμενα μέρη.

- Οι **διαδραστικές εφαρμογές** τηλεϊατρικής χρησιμοποιούνται συχνά για την εξέταση και εξαγωγή γνώμатуευσης από έναν κλινικό γιατρό σε σχέση με κάποιον ασθενή που βρίσκεται σε απομακρυσμένο σημείο (διαδραστική τηλεόραση).
- Καθένας από τους εμπλεκόμενους κόμβους είναι εξοπλισμένος με οθόνη προβολής εικόνας video καθώς και με video κάμερα η οποία συλλέγει και προωθεί προς αποστολή μέσω του χρησιμοποιούμενου τηλεπικοινωνιακού δικτύου, εικόνα και ήχο σε πραγματικό χρόνο.

•Οι εφαρμογές **store-and-forward** αξιολογούν το ιατρικό ιστορικό του ασθενούς και συνδυάζοντας δεδομένα εικόνας, ήχου και video παρέχουν τη δυνατότητα αξιολόγησης της κατάστασης του ασθενούς σε μη πραγματικό χρόνο, όπου δεν κρίνεται αναγκαία ή δεν υπάρχει η δυνατότητα για διάγνωση σε πραγματικό χρόνο. Ως παράδειγμα αναφέρεται η περίπτωση που το καρδιογράφημα ενός ασθενούς μαζί με άλλα στοιχεία που έχουν να κάνουν για παράδειγμα με τη φαρμακευτική αγωγή που χρησιμοποιείται ή το ιατρικό ιστορικό του ασθενούς, αποστέλλονται σε κάποιον καρδιολόγο για αξιολόγηση και γνώμатуευση.

Γενικά οι εφαρμογές **store-and-forward** είναι πιο εύκολο να τρέξουν πάνω από το Διαδίκτυο, προκειμένου για τη μεταφορά δεδομένων,

ενώ οι **διαδραστικές**, πραγματικού χρόνου εφαρμογές τηλεϊατρικής, λόγω του όγκου των δεδομένων και των απαιτήσεων σε ταχύτητα και αξιοπιστία, καθιστούν **απαραίτητη τη χρήση εξειδικευμένων και αποκλειστικών τηλεπικοινωνιακών πόρων**.

- Η ανάπτυξη εφαρμογών και υπηρεσιών τηλεϊατρικής στηρίζεται σε δυο οικογένειες διεθνών προτύπων.

• Η οικογένεια προτύπων **H.320** που αφορούν στην τηλεδιάσκεψη καθορίζει την ταυτόχρονη μεταφορά ήχου (G.700) video (H.261) και δεδομένων (T.120) παρέχοντας ρυθμούς μετάδοσης από 56kbps μέχρι 1.92Mbps.

• Η αυτόματη διαπραγμάτευση μεταξύ των εμπλεκόμενων τηλεπικοινωνιακών κόμβων με χρήση των προτύπων **H.221** και **H.242** επιτρέπει τη δυναμική ανάθεση των πόρων σε κανάλια ήχου ή video, λαμβάνοντας υπόψη αφενός μεν τις πολυμεσικές δυνατότητες του κάθε κόμβου, αφετέρου το διαθέσιμο εύρος ζώνης.

• Τέλος η συμβατότητα με το πρότυπο **H.320** εξασφαλίζει τη διαλειτουργικότητα ανάμεσα στα διάφορα συστήματα τηλεδιάσκεψης. Το εν λόγω πρότυπο έχει σχεδιαστεί ώστε να λειτουργεί με ρυθμούς μετάδοσης διαθέσιμους από το τηλεπικοινωνιακό σύστημα ISDN.

Η δεύτερη οικογένεια προτύπων αφορά στη *ρύθμιση της ηλεκτρονικής διακίνησης της ιατρικής πληροφορίας*.

Κύριος εκφραστής αυτής της ομάδας προτύπων είναι το **HL7** (Health Level Seven), προϊόν της συνεργασίας εκπροσώπων του ιατρικού χώρου με ειδικούς των τεχνολογιών της επικοινωνίας.

Το εν λόγω πρότυπο περιλαμβάνει δομές για την *διακίνηση κλινικών παραγγελιών, λογιστικών δεδομένων, δημογραφικών στοιχείων του ασθενούς κ.α.*

Ένα άλλο πρότυπο αυτής της ομάδας είναι το **DICOM** (Digital Imaging and Communication in Medicine) το οποίο *καθορίζει τη μορφή των δεδομένων* τα οποία *εξάγονται από απεικονιστικά μηχανήματα* καθώς και *ρουτίνες επεξεργασίας* που μπορούν να εφαρμοστούν στις παραγόμενες εικόνες.

Καθορίζει επιπλέον τον τρόπο με τον οποίο μπορούν να διακινηθούν μηνύματα που σχετίζονται με την πληροφορία και τις μεθόδους επεξεργασίας της.

Βιοϊατρική τεχνολογία και θέματα ασφάλειας

- Η αντίσταση του δέρματος μειώνεται σκόπιμα στις θέσεις σύνδεσης των ηλεκτροδίων των βιοηλεκτρικών μετρήσεων
- Η χρησιμοποίηση ενδοφλέβιων υγρών ή καθετήρων επηρεάζει τη διαδρομή του ρεύματος στο δέρμα
- Η <ηλεκτρική ευαισθησία> του ασθενούς επηρεάζεται από τη συνεχή παροχή φαρμάκων, καθώς και αρκετούς κλινικούς και ψυχολογικούς παράγοντες όπως το βάρος του σώματος και η αυξημένη θερμοκρασία του σώματος.

Βιοϊατρική τεχνολογία και θέματα ασφάλειας

Τιμή Ρεύματος	Αποτελέσματα
1mA	Όριο που γίνεται αντιληπτό
16mA	Σύσπαση μυών
30mA	Σε ορισμένες περιπτώσεις απώλεια αισθήσεων, τραυματισμός κανονική λειτουργία της καρδιάς και της αναπνοής
100 - 300 mA	Κοιλιακός ινδισμός
5A	Κοιλιακός ινδισμός, διακοπή της λειτουργίας της καρδιάς, εγκαύματα

Αποτελέσματα της ηλεκτραπληξίας του υγιούς ανθρώπινου οργανισμού από το εναλλασσόμενο ρεύμα συχνότητας 50Hz.
Κοιλιακός ινδισμός: μία σειρά από ταχύτερες συσπάσεις του μυοκαρδίου οι οποίες είναι ανεπαρκείς για την άντληση του αίματος.

Η σχέση του βιοϊατρικού μηχανικού των νοσοκομείων με το υπόλοιπο προσωπικό



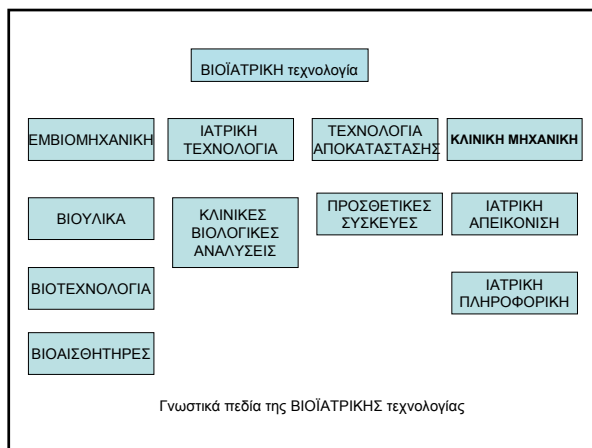
Ο Βιοϊατρικός Μηχανικός και οι συνεργάτες του
Άτομα με διαφορετική παιδεία, εκπαίδευση και γενικά τρόπο σκέψης

Γνώσεις ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΟΥ ΜΗΧΑΝΙΚΟΥ

- ΦΥΣΙΚΕΣ ΕΠΙΣΤΗΜΕΣ
- ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΑ – ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ
- ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗ
- ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗ
- ΙΑΤΡΙΚΗ
- ΝΟΜΙΚΑ – ΟΙΚΟΝΟΜΙΚΑ

Πεδία εφαρμογών

- ΙΑΤΡΟΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ
- ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΑ
- ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ
- ΗΛΕΚΤΡΟΪΑΤΡΙΚΗ
- ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΑ



Προβλήματα που ανακύπτουν από τη χρήση και ραγδαία εξέλιξη της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας

- Εκπαίδευση (Μηχανικών, Φυσικών, Ιατρών, Τεχνικών, κ.λ.π.)
- Ανθρωποδυναμικό Υλικό
- Θέματα Ασφαλείας, Συντήρησης, Διαχείρισης, Χρήσης (Κλινική, Μηχανική)
- Ποιοτικός Έλεγχος, Αξιολόγηση Τεχνολογίας

**Ιατρική Τεχνολογική Υποδομή:
Ιατροτεχνολογικά Όργανα & Συσκευές**

- Διαγνωστική Απεικόνιση
- Εξοπλισμός Κλινικού Εργαστηρίου
- Συσκευές Παρακολούθησης & Παθοφυσιολογίας
- Θεραπευτικές Συσκευές
- Τεχνητά Όργανα & Προσθετικές Συσκευές
- Αποκατάσταση & Βοηθήματα για Άτομα με Ειδικές Ανάγκες

Διαγνωστική Απεικόνιση (I)

Ο τομέας περιλαμβάνει τις ακόλουθες περιοχές:

- ✓ Συμβατική Ακτινοδιάγνωση
- ✓ Υπολογιστική Ακτινογραφία
- ✓ Πυρηνικός Μαγνητικός Συντονισμός (N.M.R.)
- ✓ Τεχνικές Υπερήχων
- ✓ Πυρηνική Ιατρική
- ✓ Ψηφιακή Ακτινογραφία

Διαγνωστική Απεικόνιση (II)

- ✓ Βιομαγνητισμός
- ✓ Ενδοσκόπηση
- ✓ Τομογραφία Εκπομπής Ποζιτρονίων (P.E.T.)
- ✓ Τεχνικές Φασματοσκοπίας "in vitro" για Ανάπτυξη Τεχνικών Υφής σε M.R.I. Εικόνες για Χαρακτηρισμό Ιστών

Διαγνωστική Απεικόνιση (III)

- ✓ Αντικατάσταση Συμβατικής Τεχνολογίας με Ψηφιακά Συστήματα
- ✓ Τεχνικές Επεξεργασίας Εικόνων σε Συνεργασία με Συστήματα Αρχαιοθέτησης Εικόνας και Επικοινωνίας (PACS, IMACS)
- ✓ Έμφαση σε Τεχνικές Συμπίεσης και Υψηλής Ταχύτητας Τηλεπικοινωνιακά Συστήματα
- ✓ Τηλεϊατρική

Εξοπλισμός Κλινικού Εργαστηρίου (I)

- ✓ Αυτόματοι Αναλυτές (Τεχνικές Ενζυμικών Ανοσοαντιδράσεων, Βιοχημικής Φωταύγειας ή Νεφελομετρίας)
- ✓ Αυτόματοι Διαφορικοί Μετρητές
- ✓ N.M.R. για «in vitro» ή «in vivo» Βιολογικά Συστήματα
- ✓ Εφαρμογές Βιοτεχνολογίας σε Ειδικές Διαγνωστικές Τεχνικές

Εξοπλισμός Κλινικού Εργαστηρίου (II)	Εξοπλισμός Κλινικού Εργαστηρίου (III)
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Τεχνικές Αερίου Χρωματογραφίας (Gas Chromatography) ✓ Τεχνικές Υγρής Χρωματογραφίας Υψηλών Πίεσεων (H.P.L.C.) ✓ Φασματοσκοπία Υπερύθρου με Μετασχημ. Fourier (F.T.I.R.) ✓ Ελάττωση Χρήσης Τεχνικών Ακτινοασοαντιδράσεων και Ελαχιστοπο Χρήσης Ραδιοϊσοτόπων 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Έμφαση Ανάπτυξης Λογισμικού (βασισμένου στην αναγνώριση προτύπων) για διαγνωστική screening ✓ Ανάπτυξη Ολοκληρωμένων Υπολογιστικών Ρομποτικών Συστημάτων ✓ Αυτόματη Προετοιμασία Δειγμάτων ✓ Διαχείριση Εργαστηρίων ✓ Αποθήκευση Αποτελεσμάτων ✓ Έλεγχος Ποιότητας
<p>Εξοπλισμός Κλινικού Εργαστηρίου (IV)</p> <ul style="list-style-type: none"> ✓ Υπολογισμός Δεικτών ✓ Decision Support Systems (D.S.S.) για Διαγνωστική Ανάλυση 	

Συσκεύς Παρακολούθησης & Παθοφυσιολογίας (I)	Συσκεύς Παρακολούθησης & Παθοφυσιολογίας (II)
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Συσκεύς Καρδιολογίας ✓ Συσκεύς Νευρολογίας ✓ Συσκεύς Πνευμονικής Παθοφυσιολογίας ✓ Συσκεύς Παρακολούθησης ✓ Συσκεύς Φορητές Πρωτων Βοηθειών 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Ολική ασφάλεια λόγω Συνεχούς Επαφής με τον Ασθενή για την Ανίχνευση Σημάτων ✓ Ικανότητα Επεξεργασίας Σήματος σε Πραγματικό Χρόνο ✓ Τηλεμετάδοση Πληροφορίας ✓ Υπολογιστική Ανάλυση Δεδομένων
Θεραπευτικές Συσκεύς (I)	Τεχνητά Όργανα & Προσθετικές Συσκεύς (I)
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Εξοπλισμός Χειρουργείου ✓ Εξοπλισμός Ανάνηψης & Ανασπασίας ✓ Εξοπλισμός Ακτινοθεραπείας ✓ Τεχνικές Ακτινοβόλησης 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Καρδιοαναγνασικές Παθήσεις ✓ Ηλεκτρικές Συσκεύς (Βηματοδότης) ✓ Μηχανικές Συσκεύς (Ενδοαρτηριακή Αντλία, Τεχνητή Καρδιά) ✓ Ορθοπεδικές Προθέσεις ✓ Συστήματα Αποτοξίνωσης (Detoxification) ✓ Θέματα Νεφρικής Λειτουργίας (Λιμοδιάλυση)

Θεραπευτικές Συσκεύς (II)	Τεχνητά Όργανα & Προσθετικές Συσκεύς (II)
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Λιθοτριψία ✓ Χειρουργεία με Laser υποστηριζόμενο από Ηλεκτρονικό Υπολογιστή ✓ Συνεργατικές Τεχνικές Ακτινοθεραπείας (Μείωση Ιονιζουσών Ακτινοβολιών - Μικροκιματική Ακτινοβολία) ✓ Μη Επεμβατικές Λαπαροσκοπικές Τεχνικές 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Βιοσυμβατά Υλικά ✓ Μηχανικές Συσκεύς για Προσωρινή ή Μικροχρόνια Αντικατάσταση Καρδιακών Λειτουργιών: Συσταλλά Τεχνητά Πολυμερή, Συστήματα Αντλίας ✓ Ανάπτυξη Συστημάτων (Ανιχνευτές, Λογισμικό) για Ανάλυση Πραγματικού Χρόνου & Παρακολούθηση Φυσιολογικών Παραμέτρων του Ασθενή για Έλεγχο Αιμοδιάλυσης ✓ Τεχνικές Τηλεπαρακολούθησης για Αιμοδιάλυση κατ' οίκον
Αποκατάσταση & Βοηθήματα για Άτομα με Ειδικές Ανάγκες (I)	Αποκατάσταση & Βοηθήματα για Άτομα με Ειδικές Ανάγκες (II)
<ul style="list-style-type: none"> ✓ Αναπηρίες Κίνησης ✓ Αναπηρίες Επικοινωνίας (Φωνή, Γραφή) ✓ Αναπηρίες Όρασης ✓ Αναπηρίες Ακοής 	<ul style="list-style-type: none"> ✓ Συσκεύς Ακοής με απευθείας Διέγερση του Ακουστικού Νεύρου ✓ Συσκεύς Απόγνωσης Αναγνώρισης Χαρακτήρων και Μεταφοράς Γραφικών Πληροφοριών ✓ Τεχνικές Αποκατάστασης στην Παιδική Ηλικία ✓ Αυτόνομη Κίνηση ✓ Εφαρμογές Τεχνικών Αναγνώρισης Φωνής - Φωνητική Σύθεση - και Γραφής Braille ✓ Αυτόματα Συστήματα Ανάγνωσης

Τεχνολογία στην Οδοντιατρική
<ul style="list-style-type: none"> ✓ CAT Scan ✓ Μικροκίμερες Video με Οπτική Ίνα ✓ CAD - CAM με Δυνατότητες Κοπής, Αποκατάστασης, αποσπώνοντας τα σφάλματα από την Αποτύπωση, Κατασκευαστική Διαδικασία στο Εργαστήριο και Εφαρμογή Προθέσεων στο Στόμα ✓ Excimer Laser για Κοπή Οδοντικών Ουσιών

ΒΙΟΛΟΓΙΚΑ ΣΗΜΑΤΑ

Επιμέλεια - προσαρμογή : Α. Καναπίτσας

Βιβλιογραφία :

1. Ελληνική Παθολογική Σημειώσεις – Παρουσίαση : “Μελέτη της απαγωγής βιοϊατρικού σήματος, εφαρμογή σε θεραπευτικά μηχανήματα και ανάλυση απεικονιστικών μεθόδων”.
2. Τηλεκπαίδευση ΤΕΙ ΛΑΜΙΑΣ
Δ.Κουτσουρής, Σ.Παυλόπουλος, Α.Πρέντζα.
Εισαγωγή στην βιοϊατρική τεχνολογία και ανάλυση ιατρικών σημάτων, Αθήνα 2003.
3. Δ.Κουτσουρής, Κ.Νικήτα, Σ.Παυλόπουλος.
Ιατρικά απεικονιστικά συστήματα, Αθήνα 2003.
4. Α.Πρέντζα
Γενικές αρχές επεξεργασίας βιολογικών σημάτων
παρουσίαση,ΕΜΠ, Εργαστήριο Βιοϊατρικής Τεχνολογίας, 2002

Τι είναι σήμα;

- Σήμα είναι το αποτέλεσμα της μέτρησης ενός φυσικού μεγέθους
- Ένα σήμα εκφράζει την κατάσταση ενός συστήματος που εξελίσσεται
- Παραδείγματα σημάτων
 - Φωνή
 - Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG)
- Τα σήματα περιέχουν Πληροφορία

Κατηγορίες σημάτων

- Σήματα συνεχούς χρόνου
- Σήματα συνεχούς χρόνου - διακριτού πλάτους
- Σήματα διακριτού χρόνου
- Ψηφιακά σήματα

Επεξεργασία σήματος

- Ως “επεξεργασία σήματος” ονομάζουμε το σύνολο των μεθόδων που εφαρμόζονται κατά το χειρισμό σημάτων
- Στόχοι
 - Εξαγωγή της πληροφορίας που φέρουν τα σήματα
 - Μεταβολή του σήματος αυτού καθ’ εαυτό
- Τα σήματα αναπαρίστανται σε χρονικές ή/και χωρικές συναρτήσεις

Σήμα είναι ένα φαινόμενο το οποίο μεταφέρει πληροφορία.

Τα βιολογικά σήματα είναι σήματα που χρησιμοποιούνται στο πεδίο της βιοϊατρικής, κυρίως για την εξαγωγή πληροφορίας για το υπό εξέταση βιολογικό σύστημα.

Πολύ συχνά στις βιοϊατρικές εφαρμογές η λήψη του σήματος δεν είναι αρκετή.

Απαιτείται η επεξεργασία του για την εξαγωγή της πληροφορίας που είναι “θαμμένη” σε αυτό.

Αυτό μπορεί να οφείλεται στο γεγονός ότι το σήμα περιέχει **θόρυβο** και επομένως πρέπει να “καθαριστεί”, ή στο γεγονός ότι η σχετική **πληροφορία δεν είναι “ορατή”** στο σήμα.

Στην τελευταία περίπτωση, συνήθως εφαρμόζουμε κάποιο **μετασχηματισμό** έτσι ώστε να **«μεγεθύνουμε» τη σχετική πληροφορία**

και να **εξαγάγουμε παραμέτρους** που χαρακτηρίζουν τη συμπεριφορά του υπό μελέτη συστήματος

Τεχνικές που χρησιμοποιούνται : στο πεδίο του *χρόνου* και στο πεδίο της *συχνότητας*,

- εφαρμογή φίλτρων,
- εκτίμηση της μέσης τιμής
- και υπολογισμό φάσματος.

Ακόμα και αν είναι δυνατό να έχουμε *συνεχές σήμα*, καλύτερα είναι να το μετατρέψουμε σε μια *ακολουθία αριθμών (ψηφιακό)*.

Η πρόσφατη πρόοδος της τεχνολογίας τόσο σε επίπεδο υλικού, όσο και σε επίπεδο λογισμικού έχει κάνει πιο αποτελεσματική και εύκολη την *ψηφιακή* επεξεργασία παρά την αναλογική.

Πλεονεκτήματα: μεγάλη απόδοση, δυνατότητα να υλοποιηθούν πολύπλοκοι αλγόριθμοι, η ακρίβεια εξαρτάται μόνο από τα λάθη στρωγγυλοποίησης.

Επίσης αποφεύγεται ο παράγοντας της αλλοίωσης της πληροφορίας από διάφορες απρόβλεπτες μεταβλητές, όπως η ηλικία και η θερμοκρασία του στοιχείου που χρησιμοποιείται.

Τέλος, οι σχεδιαστικές παράμετροι ενός ψηφιακού συστήματος μπορούν εύκολα να αλλάξουν, καθώς περιέχουν περισσότερο λογισμικό παρά υλικό.

ΒΙΟΛΟΓΙΚΑ ΣΗΜΑΤΑ

➤ **Ανάλογα με την πηγή προέλευσης τα βιολογικά σήματα χωρίζονται σε:**

- Σήματα τα οποία παράγονται από την *ηλεκτρική δραστηριότητα* νευρικών και μυϊκών κυττάρων.
- Σήματα τα οποία προκαλούνται από κάποια *μηχανική λειτουργία* του βιολογικού συστήματος.

Βιολογικά σήματα (Βιοσήματα)

Βιοσήματα: οι έξοδοι βιολογικών διεργασιών σε κάθε ζωντανό οργανισμό.

Αυτά τα σήματα μπορεί να είναι:

- **ηλεκτρικά**, όπως η εκπόλωση μιας νευρικής ή μυϊκής κυτταρικής μεμβράνης
- **μηχανικά**, όπως η πίεση αίματος στο κυκλοφορικό σύστημα
- **χημικά**, όπως οι πιέσεις των αερίων αίματος PO_2 και PCO_2 .

Βιοσήματα

Τα βιοσήματα είναι συνήθως κρυμμένα μαζί με άλλα σήματα και θόρυβο.

- 50 Hz δικτύου
- θόρυβος από μετακινήσεις

Είναι σήματα μικρού εύρους.

Οι βιολογικές διεργασίες που παράγουν τα βιοσήματα είναι πολύπλοκες και δυναμικές με πολλές συνεχώς μεταβαλλόμενες παραμέτρους.

Επομένως: είναι απαραίτητη η επεξεργασία των βιοσημάτων για την εξαγωγή πληροφορίας.

Βιοσήματα

■ Η επεξεργασία των βιοσημάτων έχει σαν σκοπό να φιλτράρει το σήμα που ενδιαφέρει από τον υπάρχοντα θόρυβο και να μειώσει το πλεόνασμα δεδομένων σε λίγες παραμέτρους.

■ Οι παράμετροι που προκύπτουν μπορεί να έχουν ενδιαφέρον στην υποστήριξη της ιατρικής διάγνωσης ή στη διερεύνηση της βιολογικής διαδικασίας.

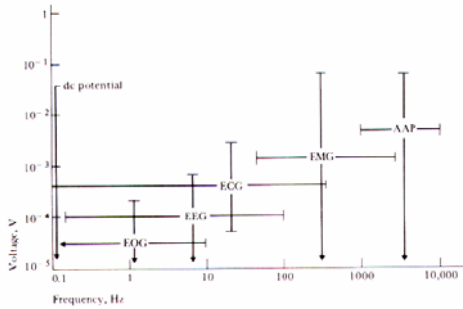
Βιολογικά Σήματα

- > Σήματα μικρού εύρους - ανάγκη μεγάλης ενίσχυσης
- > Φάσμα συχνοτήτων 0-100 Hz
- > Σήματα με θόρυβο:
 - 50 Hz δικτύου
 - θόρυβος από μετακινήσεις
- > Η πληροφορία δεν μπορεί να εξαχθεί άμεσα από το καταγραφόμενο σήμα

Ταξινόμηση	Τρόπος Λήψης	Εύρος συχνοτήτων	Δυναμικό Εύρος	Σχόλια
Αναμοιβά Δράσης	Μικροηλεκτρόδια	100 Hz - 2 Hz	10μV - 100mV	Επαμβατική μέτρηση δυναμικού κεντρικής μεμβράνης
Επιφανείας	Ηλεκτρόδια Επιφανείας	0,5 - 100 Hz	2 - 100μV	
Ρυθμός Δόξα		0,5 - 4 Hz		Παδιά, βαθός ύπνος και παθολογίες
Ρυθμός Θήτη		4 - 8 Hz		Κροταφικές και κεντρικές περιοχές σε κατάσταση ετοιμότητας
Ρυθμός Άλφρα		8 - 13 Hz		Ετοιμότης, χαλαρός, κλειστά μάτια
Ρυθμός Βήτα		13 - 22 Hz		
Προκλήττ Ανωμαλία (EP)	Ηλεκτρόδια Επιφανείας		0.1- 20μV	Απόκριση δυναμικού εγκράλλου σε κρήθσημα
Οπτικά (V E P)		1 - 300 Hz	1- 20μV	Κατεγγραφές ντακού λοβού
Ακουστικά (A E P)		100 Hz - 3 KHz	0,5- 10μV	
Σωματωισθητικά (S E P)		2 Hz - 3 KHz		

Ταξινόμηση	Τρόπος Λήψης	Εύρος συχνοτήτων	Δυναμικό Εύρος	Σχόλια
Μιας ίνας	Βελονοειδή Ηλεκτρόδια	500 Hz - 10 KHz	1- 10mV	
Μιας κινητικής μονάδας	Βελονοειδή Ηλεκτρόδια	5 Hz - 10 KHz	100μV - 2mV	Δυναμικά δράσης από μία μυική ίνα
Επιφανειακό	Ηλεκτρόδια Επιφανείας	2 - 500 Hz	50μV- 5mV	
Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ)	Ηλεκτρόδια Επιφανείας	0,05 - 100 Hz	1 - 10mV	
Πίση αίματος	Μετατροπείς			Συνήθως η μέτρηση γίνεται επαμβατικά

Πλάτη & Συχνότητες Βιολογικών Σημάτων



Κατηγορίες σημάτων

- Σήματα συνεχούς χρόνου
- Σήματα συνεχούς χρόνου - διακριτού πλάτους
- Σήματα διακριτού χρόνου
- Ψηφιακά σήματα

Επεξεργασία σήματος

- Ως "επεξεργασία σήματος" ονομάζουμε το σύνολο των μεθόδων που εφαρμόζονται κατά το χειρισμό σημάτων
- Στόχοι
 - Εξαγωγή της πληροφορίας που φέρουν τα σήματα
 - Μεταβολή του σήματος αυτού καθ' εαυτού
- Τα σήματα αναπαρίστανται σε χρονικές ή/και χωρικές συναρτήσεις

- Τα **συνεχή σήματα** περιγράφονται από μία **συνεχή συνάρτηση $s(t)$** η οποία παρέχει πληροφορία για το σήμα οποιαδήποτε χρονική στιγμή.
- Τα **διακριτά σήματα** περιγράφονται από μία ακολουθία $s(m)$ η οποία παρέχει πληροφορία σε συγκεκριμένες χρονικές στιγμές.
- Τα περισσότερα από τα βιολογικά σήματα είναι συνεχή.
- Επειδή όμως η σύγχρονη τεχνολογία παρέχει δυναμικά εργαλεία για επεξεργασία διακριτών σημάτων, πολύ συχνά μετατρέπουμε ένα συνεχές σήμα σε διακριτό με τη διαδικασία της δειγματοληψίας.
- Ένα συνεχές σήμα $s(t)$ μετατρέπεται στην ακολουθία $s(m)$ με την ακόλουθη σχέση:
 - $s(m) = s(t)_{|t=mt_s}$ $m = \dots, -1, 0, 1, \dots$
 - (1)
 - όπου T_s είναι η περίοδος δειγματοληψίας και $fs = (2\pi/T_s)$ είναι η συχνότητα δειγματοληψίας.
- Επίσης μπορούμε να διαχωρίσουμε τα σήματα σε δύο μεγάλες κατηγορίες:
 - **ντετερμινιστικά** και **αποχαστικά** σήματα. Τα ντετερμινιστικά σήματα είναι σήματα τα οποία μπορούν να περιγραφούν ακριβώς με μαθηματικό ή γραφικό τρόπο. Αν ένα σήμα είναι ντετερμινιστικό και δίνεται η μαθηματική του περιγραφή, δεν μεταφέρει καμία πληροφορία. Τα πραγματικά σήματα δεν είναι ποτέ ντετερμινιστικά. Υπάρχει πάντα κάποιος άγνωστος και απρόβλεπτος θόρυβος, κάποια απρόβλεπτη αλλαγή στις παραμέτρους και στα υποκείμενα χαρακτηριστικά του σήματος που το καθιστούν μη ντετερμινιστικό. Εντούτοις, είναι πολύ συχνά "βολική" η προσέγγιση ή η μοντελοποίηση ενός σήματος με τη χρήση μίας ντετερμινιστικής συνάρτησης.

- Επίσης μπορούμε να διαχωρίσουμε τα σήματα σε δύο μεγάλες κατηγορίες:
- **ντετερμινιστικά** και **στοχαστικά** σήματα.
- Τα ντετερμινιστικά σήματα είναι σήματα τα οποία μπορούν να περιγραφούν ακριβώς με μαθηματικό ή γραφικό τρόπο.
- Αν ένα σήμα είναι ντετερμινιστικό και δίνεται η μαθηματική του περιγραφή, δεν μεταφέρει καμία πληροφορία.
- Τα πραγματικά σήματα δεν είναι ποτέ ντετερμινιστικά. Υπάρχει πάντα κάποιος άγνωστος και απρόβλεπτος θόρυβος, κάποια απρόβλεπτη αλλαγή στις παραμέτρους και στα υποκείμενα χαρακτηριστικά του σήματος που το καθιστούν μη ντετερμινιστικό. Εντούτοις, είναι πολύ συχνά "βολική" η προσέγγιση ή η μοντελοποίηση ενός σήματος με τη χρήση μιας ντετερμινιστικής συνάρτησης

- Μια σημαντική οικογένεια ντετερμινιστικών σημάτων είναι τα περιοδικά σήματα.
- Περιοδικό σήμα είναι ένα ντετερμινιστικό σήμα το οποίο μπορεί να εκφραστεί από τη σχέση:

$$s(t) = s(t + nT) \quad (2)$$
 όπου n είναι ένας ακέραιος και T είναι η περίοδος.
- Το περιοδικό σήμα αποτελείται από μια βασική κυματομορφή με διάρκεια T δευτερόλεπτα. Αυτή η βασική κυματομορφή επαναλαμβάνεται άπειρες φορές στον άξονα του χρόνου. Το πιο απλό περιοδικό σήμα είναι το ημιτονοειδές σήμα. Κάτω από ορισμένες συνθήκες, το σήμα της πίεσης αίματος μπορεί να μοντελοποιηθεί από ένα σύνθετο περιοδικό σήμα, με περίοδο τη διάρκεια ενός καρδιακού παλμού και την κυματομορφή του ενός παλμού ως τη βασική κυματομορφή που επαναλαμβάνεται. Βέβαια, αυτό είναι ένα γενικό και ανακριβές μοντέλο.
- Οι περισσότερες ντετερμινιστικές συναρτήσεις είναι μη περιοδικές. Μερικές φορές, αξίζει να θεωρήσουμε ένα "σχεδόν περιοδικό" τύπο σήματος. Το ΗΚΓ μπορεί
- να θεωρηθεί ως "σχεδόν περιοδικό". Το διάστημα RR του ΗΚΓ δεν είναι ποτέ σταθερό, και μία PQRSΤ κυματομορφή είναι σχεδόν όμοια σε κάθε καρδιακό παλμό.

Περιοδικά Σήματα

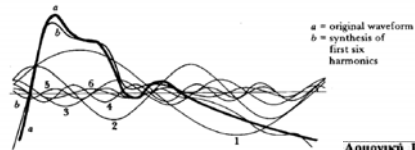
$$s(t) = s(t + nT)$$

Ακέραιος Περίοδος

- Το περιοδικό σήμα αποτελείται από μία βασική κυματομορφή διάρκειας T seconds.
- Η βασική κυματομορφή επαναλαμβάνεται άπειρες φορές στον άξονα του χρόνου.
- Το πιο απλό περιοδικό σήμα είναι το ημιτονοειδές σήμα.

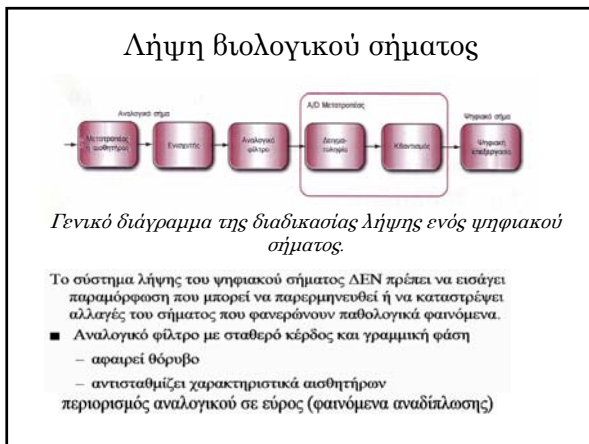
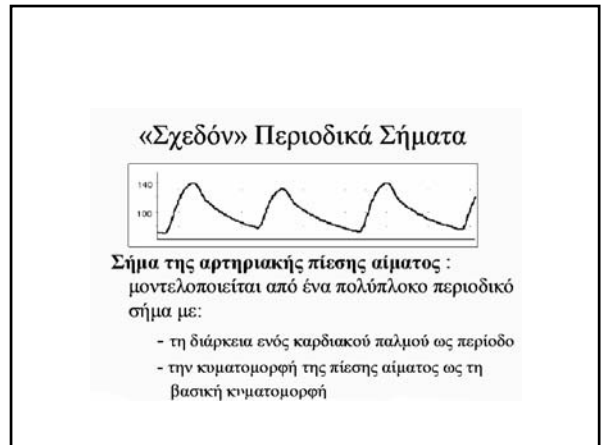
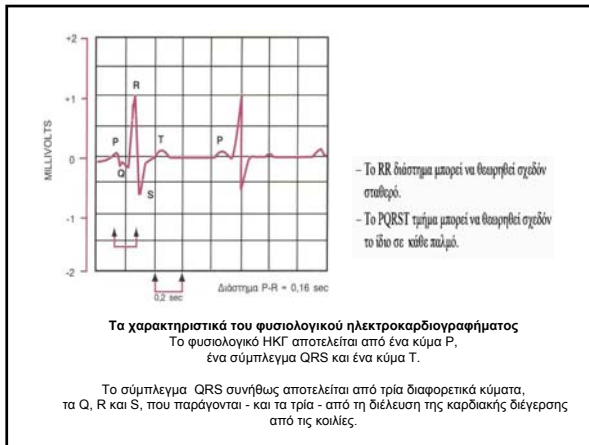
«Σχεδόν» Περιοδικά Σήματα

Οι πρώτες 6 αρμονικές της κυματομορφής αρτηριακής πίεσης :



a = original waveform
 b = synthesis of first six harmonics

Αρμονική	Πλάτος(%)
1	100
2	63.2
3	29.6
4	22.2
5	14.8
6	11.8



Διάφορα μεγέθη μετρούνται σε ένα βιολογικό σύστημα. Αυτά αφορούν ηλεκτρομαγνητικές ποσότητες, αλλά και μηχανικές, χημικές γενικά μη ηλεκτρικές μεταβλητές (όπως πίεση, θερμοκρασία, κίνηση κ.ά.).

Τα ηλεκτρικά σήματα δειγματοληπτούνται από αισθητήρες (ηλεκτρόδια), ενώ τα μη ηλεκτρικά σήματα μετατρέπονται σε ηλεκτρικά με κατάλληλους μετατροπείς και στη συνέχεια είναι εύκολο να επεξεργαστούν, να μεταδοθούν αλλά και να αποθηκευθούν.

Ένα αναλογικό τμήμα προεπεξεργασίας είναι αναγκαίο να υπάρχει ώστε να δώσει την κατάλληλη ενίσχυση αλλά και να κάνει το κατάλληλο φιλτράρισμα (και το σήμα να μπορεί να μετατραπεί σε ψηφιακό με τη χρήση ενός αναλογικού σε ψηφιακό - A/D - μετατροπέα), αλλά και να αφαιρέσει ποσοστό θορύβου ή να αντισταθμίσει μη επιθυμητά χαρακτηριστικά των αισθητήρων.

Επιπλέον, το αναλογικό σήμα θα πρέπει να περιοριστεί, όσον αφορά το εύρος του και μετά να μετατραπεί σε ψηφιακό. Αυτή η διαδικασία είναι αναγκαία ώστε να αποφευχθούν φαινόμενα αναδίπλωσης κατά τη δειγματοληψία.

Εδώ είναι απαραίτητο να αναφερθεί ότι είναι αναγκαία η διατήρηση της πληροφορίας που περιέχει η αρχική (πρωτότυπη) συνεχής κυματομορφή.

Αυτό είναι ένα σημαντικό σημείο κατά την εγγραφή βιοϊατρικών σημάτων, των οποίων κάποια χαρακτηριστικά είναι δείκτες για την ύπαρξη παθολογιών.

Ετσι, το σύστημα λήψης του ψηφιακού σήματος **δεν πρέπει να εισάγει** καμία μορφή **παραμόρφωσης** που μπορεί να παρερμηνευθεί ή να καταστρέψει αλλαγές του σήματος που φανερώνουν παθολογικά φαινόμενα.

Για το λόγο αυτό, το αναλογικό φίλτρο πρέπει να είναι σχεδιασμένο με σταθερό κέρδος και γραμμική φάση (ή μηδενική), τουλάχιστον όσον αφορά τις συχνότητες που μας ενδιαφέρουν. Αυτές οι προϋποθέσεις επιτρέπουν στο σήμα να φτάνει χωρίς παραμόρφωση μέχρι τον A/D μετατροπέα.

Διαδικασία Ψηφιοποίησης

Είσοδος : Συνεχές αναλογικό σήμα

Έξοδος : Ακολουθία αριθμών (ψηφιακή μορφή)



Διαδικασία Ψηφιοποίησης

- Αναλογικό Σήμα - συνεχής μεταβλητή με άπειρη ακρίβεια - μετατρέπεται σε διακριτή ακολουθία μετρημένων τιμών που αναπαριστούνται ψηφιακά.
- Απώλεια πληροφορίας

Δειγματοληψία

- Μετατροπή συνεχών σημάτων σε διακριτά
Η ακολουθία $s(m)$ προκύπτει από το συνεχές σήμα $s(t)$ με δειγματοληψία ως εξής:

$$s(m) = s(t) |_{t=mt_s} \quad m = \dots, -1, 0, 1, \dots$$

όπου T_s : περίοδος δειγματοληψίας και
 $f_s = 2\pi/T_s$: συχνότητα δειγματοληψίας

➤ Το θεώρημα της δειγματοληψίας

Η χρήση του διακριτού σήματος αντί του αναλογικού είναι δυνατή γιατί, υπό ορισμένες παραδοχές, το διακριτό σήμα είναι απόλυτα αντιπροσωπευτικό του αντίστοιχου συνεχούς, αυτού δηλαδή από το οποίο υπολογίσθηκε.

Θεώρημα Δειγματοληψίας

- Δυνατότητα ακριβούς αναπαράστασης και ανακατασκευής του αναλογικού σήματος από τα δείγματα του ψηφιακού σήματος.

Θεώρημα Δειγματοληψίας

Επίσης, θεώρημα δειγματοληψίας του Shannon ή Nyquist

«Για σωστή αναπαράσταση ενός σήματος θα πρέπει η **συχνότητα δειγματοληψίας**, να είναι τουλάχιστον **διπλάσια** της **μέγιστης συχνότητας** του σήματος».

Για να μπορέσουμε να καταλάβουμε το θεώρημα της δειγματοληψίας, ας θεωρήσουμε ένα **συνεχές σήμα** $x(t)$, με **μέγιστη συχνότητα** f_b , του οποίου ο μετασχηματισμός Fourier $X(f)$ φαίνεται στο παρακάτω σχήμα, και ας υποθέσουμε ότι το δειγματοληπτούμε ομοιόμορφα.
Η διαδικασία της δειγματοληψίας μπορεί να μοντελοποιηθεί με τον πολλαπλασιασμό του σήματος επί την παρακάτω συνάρτηση:

$$i(t) = \sum_{k=-\infty, \infty} \delta(t - kTs)$$

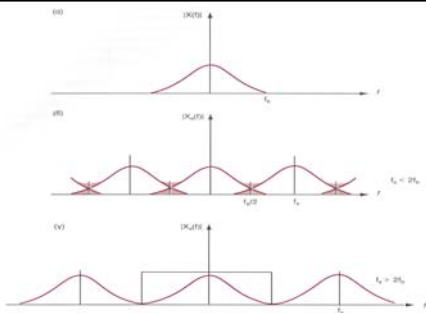
όπου $\delta(t)$ είναι η συνάρτηση Dirac, k ένας ακέραιος και Ts η περίοδος δειγματοληψίας. Το διακριτό σήμα προκύπτει ως εξής:

$$x_s(t) = x(t) \cdot i(t) = \sum_{k=-\infty, \infty} x(t) \cdot \delta(t - kTs)$$

Λαμβάνοντας υπόψη ότι ο πολλαπλασιασμός στο πεδίο του χρόνου συνεπάγεται συνέλιξη στο πεδίο των συχνότητων, προκύπτει:

$$X_s(f) = X(f) * I(f) = X(f) * \frac{1}{Ts} \cdot \sum_{k=-\infty, \infty} \delta(f - kf) = \frac{1}{Ts} \cdot \sum_{k=-\infty, \infty} X(f - kf)$$

όπου $fs = 1/Ts$ είναι η συχνότητα δειγματοληψίας.



Αποτέλεσμα της συχνότητας δειγματοληψίας (fs) σε σήμα μέγιστης συχνότητας fb . α) Μετασχηματισμός Fourier του αρχικού σήματος, β) Μετασχηματισμός Fourier του διακριτού σήματος όταν $fs < 2fb$ γ) Μετασχηματισμός Fourier του διακριτού σήματος όταν $fs > 2fb$. Οι σκούρες περιοχές στο β) υποδηλώνουν τις αναδιπλωμένες συχνότητες.

Έτσι, όπως φαίνεται και στο παραπάνω σχήμα στις περιπτώσεις β, γ, ο μετασχηματισμός Fourier του διακριτού σήματος $X_s(f)$ είναι και αυτός περιοδικός και αποτελείται από μια σειρά πανομοιότυπων επαναλήψεων του $X(f)$ που έχουν ως κέντρο πολλαπλάσια της συχνότητας δειγματοληψίας.

Πρέπει να τονίσουμε ότι οι αρμονικές συχνότητες του $X(f)$ που είναι μεγαλύτερες από την $fs/2$ εμφανίζονται, όταν $fs < 2fb$ διπλωμένες στις χαμηλότερες αρμονικές.

Αυτό το φαινόμενο ονομάζεται επικάλυψη, και όταν συμβαίνει η αρχική πληροφορία δεν μπορεί να ανακατασκευαστεί γιατί οι αρμονικές του αρχικού σήματος είναι ανεπανόρθωτα αλλοιωμένες από τις επικαλύψεις των μετατοπισμένων εκδόσεων του $X(f)$.

Μπορούμε να αποφύγουμε αυτό το φαινόμενο όταν το αρχικό σήμα έχει πεπερασμένο εύρος συχνότητων ($X(f) = 0$ για $f > fb$) και η συχνότητα δειγματοληψίας είναι $fs < 2fb$.

Σε αυτή την περίπτωση (όπως φαίνεται και στο σχήμα 3γ) δεν συμβαίνει επικάλυψη και η αρχική κυματομορφή μπορεί να ανακατασκευαστεί από το διακριτό σήμα με χρήση βαθυτερωτών φίλτρων.

Η υπόθεση του πεπερασμένου εύρους συχνότητων του σήματος συνήθως δεν ισχύει στην πράξη, λόγω των χαρακτηριστικών του σήματος και της επίδρασης θορύβου μεγάλου εύρους.

Είναι πάντα ανάγκη, πριν από τη δειγματοληψία, το σήμα να φιλτράρεται, ακόμα και όταν υποθέτουμε ότι το σήμα μας είναι ήδη πεπερασμένης συχνότητας.

Η υπόθεση του πεπερασμένου εύρους συχνοτήτων του σήματος συνήθως δεν ισχύει στην πράξη, λόγω των χαρακτηριστικών του σήματος και της επίδρασης θορύβου μεγάλου εύρους. Είναι πάντα ανάγκη, πριν από τη δειγματοληψία, το σήμα να φιλτράρεται, ακόμα και όταν υποθέτουμε ότι το σήμα μας είναι ήδη πεπερασμένης συχνότητας.

Ας θεωρήσουμε ένα σήμα ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (HEF) όπου το περιεχόμενο των συχνοτήτων ενδιαφέροντος κλειμαίνεται από 0 ως 40Hz (οι συνήθεις διαγνωστικές ζώνες είναι δ: 0-3.5Hz, θ: 4-7Hz, α: 8-13Hz και β: 14-40Hz).

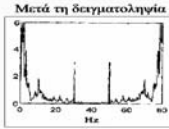
Έτσι, όπi αποφασίζουμε να χρησιμοποιήσουμε συχνότητα δειγματοληψίας 80Hz (σύμφωνα με το θεώρημα της δειγματοληψίας). Αν γίνει αυτό χωρίς προηγουμένως να έχουμε εφαρμόσει κάποιο φίλτρο στο σήμα μας, είναι πολύ πιθανόν να προκύψουν κάποια δυσάρεστα αποτελέσματα.

Τυπικά, θορύβος λόγω παρεμβολών τροφοδοσίας στα 50Hz θα επαναληφθεί πανομοιότυπα στα 30Hz, αλλάγοντας ελαφρώς το νέο σήμα. Η επίδραση φαίνεται στο σχήμα α (πριν τη δειγματοληψία) και στο σχήμα β (μετά τη δειγματοληψία). Επομένως, η εφαρμογή του αναλογικού φίλτρου, όπως φαίνεται στο σχήμα απαιτείται έτσι ώστε να περιορίσουμε το σήμα μας σε κάποιο συγκεκριμένο εύρος συχνοτήτων πριν τη δειγματοληψία και να αποσυνώμε λάθη επικάλυψης.

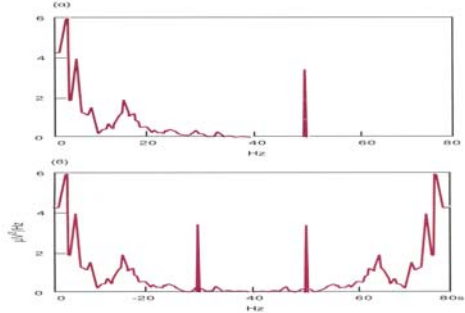


Φάσμα HEF με περιεχόμενες ενδιαφέροντες 0-40 Hz

Παρουσία θορύβων λόγω παρεμβολών τροφοδοσίας στα 50 Hz



- Συχνότητα δειγματοληψίας 80 Hz
- Λόθος επικάλυψης στα 30 Hz στο άσχετο σήμα



Φάσμα ενός HEF (με περιεχόμενο συχνοτήτων ενδιαφέροντος από 0-40Hz). Η παρουσία θορύβου λόγω παρεμβολών τροφοδοσίας στα 50 Hz (α) προκαλεί λάθος επικάλυψης στη συνιστώσα των 30 Hz διακριτό σήμα (β) για συχνότητα δειγματοληψίας 80 Hz

Τα αποτελέσματα του κβαντισμού

Ο κβαντισμός παράγει ένα διακριτό σήμα, του οποίου τα δείγματα μπορούν να πάρουν μόνο ορισμένες τιμές ανάλογα με τον τρόπο με τον οποίο γίνεται η κωδικοποίηση τους. Είναι μία καθαρά μη γραμμική διαδικασία της οποίας όμως ευτυχώς τα αποτελέσματα μπορούν να ελεγχθούν με στατιστικό μοντέλο της οποίας ο κβαντικό σφάλμα λαμβάνεται ως πρόσθετος θόρυβος $\epsilon(n)$ στο σήμα $x(n)$. Οι παραπάνω υποθέσεις γίνονται για την αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος με απλά μαθηματικά ως εξής:

1. $\epsilon(n)$ είναι λευκός θόρυβος με κανονική κατανομή.
2. Ο θόρυβος $\epsilon(n)$ και το σήμα $x(n)$ είναι ασυσχετίστα σήματα.

Αρχικά πρέπει να τονίσουμε ότι η πυκνότητα πιθανότητας του $\epsilon(n)$ αλλάζει ανάλογα με τη διαδικασία κωδικοποίησης. Αν αποφασίσουμε να κρατάμε το ακέραιο μέρος του δείγματος έχουμε: $-\Delta/2 \leq \epsilon(n) < \Delta/2$, ενώ αν αποφασίσουμε να κρατάμε το κλάσμα μέρος του δείγματος έχουμε: $-\Delta \leq \epsilon(n) < 0$, όπου Δ είναι το διάστημα κβαντισμού μεταξύ δύο επιπέδων κβαντισμού.

Επίσης, μπορούμε να υπολογίσουμε το λόγο σήματος-θορύβου (SNR) για τη διαδικασία κβαντισμού:

$$SNR = 10 \log_{10} \left(\frac{\sigma_x^2}{\sigma_\epsilon^2} \right) = 10 \log_{10} \left(\frac{\sigma_x^2}{\frac{\sigma_\epsilon^2}{2^{-2b}/12}} \right) = 6.02b + 10.79 + 10 \log_{10} (\sigma_x^2)$$

έχοντας θέσει $\Delta = 2^{-2b}$, και όπου σ_ϵ^2 είναι η διακύμανση του σήματος και b είναι το πλήθος των bits που χρησιμοποιούνται για την κωδικοποίηση. Πρέπει να τονίσουμε ότι ο λόγο σ_x^2 σήματος-θορύβου αυξάνεται σχεδόν κατά 6dB για κάθε προστιθέμενο bit κωδικοποίησης.

Κβαντικοποίηση

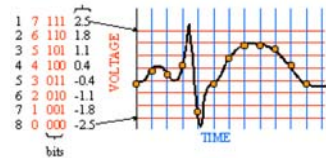
- Το σήμα διακριτού χρόνου (δείγματα) μετατρέπεται σε ψηφιακό.
- Οι ADC χαρακτηρίζονται από τον αριθμό των bits.
- Ο αριθμός των bits καθορίζει την ακρίβεια των δεδομένων και την ανάλυση (resolution).

Κβαντικοποίηση

- 12-bit ADC \Rightarrow Η τάση εισόδου διαιρείται σε $2^{12}-1$ τμήματα (4095).
- Έτσι, το εύρος τάσης πλήρους κλίμακας είναι ± 5 V.
- Άρα: $10 \text{ V}/4095 \text{ bits} = 2.44 \text{ mV/LSB}$ ανάλυση.
- LSB: απόσταση μεταξύ διαδοχικών επιπέδων κβαντικοποίησης

Κβαντικοποίηση

3-bit ± 2.5 V ADC
 \Rightarrow
 $5 \text{ V} / (2^3-1) = 5 \text{ V} / 7 = 0.7 \text{ V/LSB}$

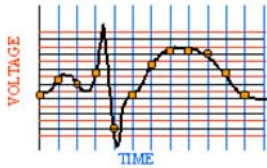


Κβαντικοποίηση

4-bit ± 2.5 V ADC

\Leftrightarrow

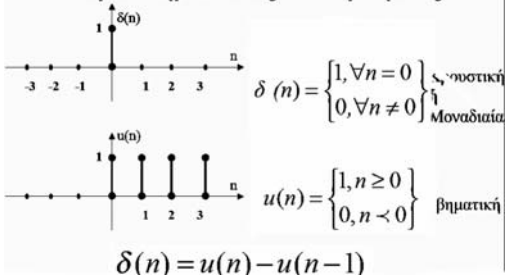
$$5 \text{ V} / (2^4 - 1) = 5 \text{ V} / 15 = 0.33 \text{ V/LSB}$$



Κβαντικοποίηση

- Λάθος κβαντικοποίησης
 - Μέγιστο λάθος: $\pm 1/2$ LSB
 - Τυχαίος θόρυβος που προστίθεται στο σήμα
 - Ομοιόμορφα κατανομημένος μεταξύ $\pm 1/2$ LSB, $\mu=0$, $\sigma=1/\sqrt{12}$ LSB.

Χαρακτηριστικές συναρτήσεις



Γραμμικά Συστήματα – Ιδιότητες

- Ομοιογένεια (Homogeneity)
- Προσθετικότητα (Additivity)
- Χρονική Αμεταβλητότητα (Shift Invariance)

Ομοιογένεια (Homogeneity)

EAN



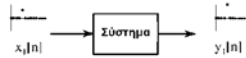
TOTE



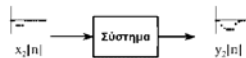
Ένα σύστημα είναι ομοιογενές αν μία αλλαγή πλάτους στην είσοδο έχει ως αποτέλεσμα αντίστοιχη αλλαγή πλάτους στην έξοδο.

Προσθετικότητα (Additivity)

EAN



ΚΑΙ EAN



TOTE



Χρονική Αμεταβλητότητα (Shift Invariance)

EAN



TOTE



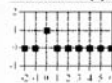
Ένα σύστημα είναι χρονικά αμετάβλητο (shift invariant) αν μία μετατόπιση στην είσοδο προκαλεί πανομοιότυπη μετατόπιση στην έξοδο.

Χρονική Αμεταβλητότητα (Shift Invariance)

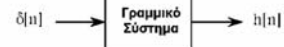
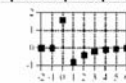
- Τα χαρακτηριστικά του συστήματος δεν αλλάξουν με το χρόνο (ή γενικότερα την οποιαδήποτε ανεξάρτητη μεταβλητή).

Μοναδιαία Συνάρτηση και Μοναδιαία ή Κρουστική Απόκριση

Μοναδιαία (δ) συνάρτηση

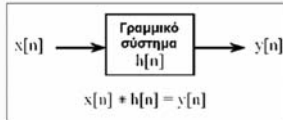


Κρουστική απόκριση



Κρουστική απόκριση είναι το σήμα εξόδου ενός συστήματος όταν έχει ως είσοδο τη μοναδιαία συνάρτηση.

Συνέλιξη



Η συνέλιξη περιγράφει τη σχέση μεταξύ 3 σημάτων: σήμα εισόδου, κρουστική απόκριση και σήμα εξόδου.

Η συνέλιξη αντιπροσωπεύει τη σημαντικότερη αριθμητική λειτουργία στο χώρο του DSP.

Ιδιότητες Ψηφιακών Σημάτων

Συνέλιξη :

Αν οι τιμές της ακολουθίας $y(n)$ μπορούν να αναπαρασταθούν από τις τιμές των $x(n)$ και $h(n)$:

$$y(n) = \sum_{k=-\infty}^{+\infty} x(k)h(n-k)$$

τότε η αναπαράσταση ονομάζεται συνέλιξη και γράφεται:

$$y(n) = x(n) * h(n)$$

Αναπαράσταση ψηφιακών σημάτων στο πεδίο συχνότητας

$$Y(f) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x(n)e^{-j2\pi f n} = X(f)H(f) \Rightarrow x(n) * h(n)$$

Μετασχηματισμός Fourier διακριτού σήματος

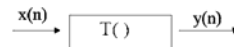
$$X(e^{j\omega}) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x(n)e^{-j\omega n}$$

Μετασχηματισμός Z ψηφιακού σήματος

$$Z[X(n)] = X(Z) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x(n)z^{-n}$$

Σχεδιασμός ψηφιακών φίλτρων

- Πολύ σημαντικά/χρήσιμα στην ψηφιακή επεξεργασία σημάτων
 - μείωση/αφαίρεση θορύβου
 - εξαγωγή σήματος από θόρυβο



Ψηφιακό φίλτρο T: σύστημα διακριτού χρόνου που πραγματοποιεί κάποιο μετασχηματισμό σε ψηφιακό σήμα $x(n)$, παράγοντας $y(n)$.

Επεξεργασία βιολογικού σήματος

Περιλαμβάνουν την παραδοσιακή εφαρμογή φίλτρων, τεχνικές μέσου όρου και υπολογισμό φάσματος

Ψηφιακά φίλτρα

Ένα ψηφιακό φίλτρο είναι ένα σύστημα διακριτού χρόνου που πραγματοποιεί κάποιο μετασχηματισμό σε ένα ψηφιακό σήμα $x(n)$, παράγοντας μια έξοδο $y(n)$ όπως φαίνεται και στο σχήμα .



Ένα ψηφιακό φίλτρο είναι ένα σύστημα διακριτού χρόνου που πραγματοποιεί κάποιο μετασχηματισμό σε ένα ψηφιακό σήμα $x(n)$, παράγοντας μια έξοδο $y(n)$ όπως φαίνεται και στο σχήμα .

Τα χαρακτηριστικά του μετασχηματισμού $T[\cdot]$ προσδιορίζουν το φίλτρο.

Το φίλτρο είναι *χρονικά μεταβλητό* αν ο μετασχηματισμός $T[\cdot]$ είναι συνάρτηση του χρόνου, διαφορετικά είναι *χρονικά αμετάβλητο*.

Αντίστοιχα χαρακτηρίζεται ως γραμμικό, αν, και μόνο αν, όταν έχουμε δύο διαφορετικές εισόδους $x_1(n)$ και $x_2(n)$ και παράγουν αντίστοιχα τις εξόδους $y_1(n)$ και $y_2(n)$, ισχύει:

$$T[ax_1 + bx_2] = aT[x_1] + bT[x_2] = ay_1 + by_2$$

Στη συνέχεια θα θεωρηθούν μόνο **γραμμικά** και **χρονικά αμετάβλητα** συστήματα, αν και ορισμένες ενδιαφέρουσες εφαρμογές μη γραμμικών και χρονικά εξαρτημένων συστημάτων έχουν προταθεί για την ανάλυση βιολογικών σημάτων.

Η συμπεριφορά ενός φίλτρου συνήθως περιγράφεται από τη σχέση εισόδου-εξόδου.

Συνήθως υπολογίζεται από την **εφαρμογή διαφορικών εισόδων** στο φίλτρο και την παρατήρηση των **αντίστοιχων εξόδων**.

Ειδικότερα, αν η **είσοδος** είναι η $\delta(n)$ - **συνάρτηση Dirac**, η **έξοδος**, η οποία ονομάζεται **κρουστική απόκριση**, παίζει ιδιαίτερο ρόλο στην περιγραφή του φίλτρου.

Αυτή η απόκριση χρησιμοποιείται για τον προσδιορισμό της απόκρισης σε πιο πολύπλοκες εισόδους.

Έστω μία είσοδος $x(n)$ που είναι άθροισμα καθυστερημένων παλμών με βάρη, δηλαδή:

$$x(n) = \sum_{k=-\infty, \infty} x(k) \cdot \delta(n-k)$$

και ως ορίσουμε την απόκριση του συστήματος στην είσοδο $\delta(n-k)$ ως $h(n-k)$.

Αν το φίλτρο είναι χρονικά αμετάβλητο, κάθε καθυστερημένος παλμός θα παράγει την ίδια απόκριση, απλά χρονικά μεταφοραμένη, και λόγω της γραμμικότητας, αυτές οι αποκρίσεις θα αθροιστούν ως εξής:

$$x(n) = \sum_{k=-\infty, \infty} x(k) \cdot h(n-k)$$

Αυτή η συνέλιξη συνδέει την **είσοδο** και την **έξοδο** του συστήματος και προσδιορίζει τα **χαρακτηριστικά** του φίλτρου.

Θα αναφερθούμε σε δύο από τα **χαρακτηριστικά** αυτά, την **ευστάθεια** και την **αιπιτότητα**.

Το πρώτο εξασφαλίζει ότι πεπερασμένες εισοδοί θα παράγουν πεπερασμένη έξοδο. Αυτή η ιδιότητα μπορεί να εξαχθεί από την κρουστική απόκριση.

Αποδεικνύεται ότι το **φίλτρο είναι ευστάθες** αν και μόνο αν:

$$\sum_{k=-\infty, \infty} |h(k)| < \infty$$

- Η **απαιτότητα** σημαίνει ότι το σύστημα **δεν** θα παράγει καμία έξοδο πριν εφαρμοσθεί σε αυτό η είσοδος.

- Ένα φίλτρο είναι απαιτούμενο αν και μόνο αν:

$$h(k) = 0 \quad \text{για } k < 0$$

Ακόμα και αν η σχέση $x(n) = \sum_{k=-\infty, \infty} x(k) \cdot h(n-k)$

περιγράφει πλήρως τα χαρακτηριστικά του φίλτρου,

πολύ συχνά είναι χρήσιμη η έκφραση της σχέσης εισόδου-εξόδου σε γραμμικά διακριτού

χρόνου συστήματα με τη **μορφή του μετασχηματισμού z**,

ο οποίος επιτρέπει την έκφραση της σχέσης σε μία πιο χρήσιμη, λειτουργική και απλούστερη μορφή.

Ο μετασχηματισμός z

Ο **μετασχηματισμός z** μιας ακολουθίας $x(n)$ ορίζεται ως εξής:

$$X(z) = \sum_{k=-\infty, \infty} x(k) \cdot z^{-k}$$

Αυτή η σειρά θα συγκλίνει ή θα αποκλίνει για διάφορες τιμές του z . Οι τιμές του z για τις οποίες η σχέση **συγκλίνει** είναι η **περιοχή σύγκλισης** και εξαρτάται από τη σειρά $x(n)$.

συνέλιξη:

Αν $w(n) = \sum_{k=-\infty, \infty} x(k) \cdot y(n-k)$

τότε $W(z) = X(z)Y(z)$

• Η συνάρτηση μεταφοράς στο πεδίο z

$$Y(z) = H(z)X(z)$$

όπου η $H(z)$ είναι γνωστή ως **συνάρτηση μεταφοράς** του φίλτρου, και είναι ο μετασχηματισμός z της κρουστικής απόκρισης.

Η $H(z)$ παίζει σημαντικό ρόλο στην ανάλυση και το σχεδιασμό ψηφιακών φίλτρων.

Η απόκριση σε ημιτονοειδείς εισόδους μπορεί να υπολογισθεί ως εξής: θεωρούμε ένα μιγαδικό ημίτονο $x(n) = e^{j\omega n T_s}$

ως **είσοδο**, και τότε η αντίστοιχη **έξοδος** του φίλτρου θα είναι:

$$y(n) = \sum_{k=-\infty, \infty} h(k)e^{j\omega n T_s} = \sum_{k=-\infty, \infty} h(k)e^{-j\omega k T_s} = x(n) \cdot H(z)|_{z=e^{-j\omega T_s}}$$

- Επομένως ένα ημίτονο στην είσοδο εξακολουθεί να είναι το ίδιο ημίτονο στην έξοδο, πολλαπλασιασμένο όμως με τη μιγαδική ποσότητα $H(\omega)$. Αυτή η μιγαδική συνάρτηση καθορίζει την απόκριση του φίλτρου για κάθε ημίτονο συχνότητας ω στην είσοδο, και είναι γνωστή ως η απόκριση συχνότητας του φίλτρου

Για μια μεγάλη κατηγορία γραμμικών, χρονικά ανεξάρτητων φίλτρων, η $H(z)$ μπορεί να εκφραστεί με την παρακάτω μορφή:

$$H(z) = \frac{\sum_{m=0, M} b_m z^{-m}}{1 + \sum_{k=1, N} a_k z^{-k}}$$

που εκφράζει στο πεδίο z την παρακάτω διαφορική εξίσωση στο πεδίο του χρόνου:

$$y(n) = - \sum_{k=1, N} a_k y(n-k) + \sum_{m=0, M} b_m x(n-m)$$

Όταν τουλάχιστον ένας συντελεστής a_k είναι διάφορος του μηδενός τότε κάποιες τιμές της εξόδου συμβάλλουν στην τρέχουσα έξοδο.

Το φίλτρο περιέχει κάποια ανάδραση και λέγεται ότι είναι σχεδιασμένο σε αναδρομική μορφή.

Από την άλλη πλευρά, όταν όλοι οι **συντελεστές a_k είναι μηδενικοί**, τότε η έξοδος του φίλτρου προκύπτει μόνο από την τρέχουσα ή προηγούμενες εισόδους και το **φίλτρο λέγεται ότι είναι σχεδιασμένο σε μη αναδρομική μορφή**.

• FIR και IIR φίλτρα

Ένας συνήθης τρόπος κατηγοριοποίησης των φίλτρων βασίζεται στα χαρακτηριστικά των κρουστικών αποκρίσεών τους.

Στα φίλτρα **πεπερασμένης απόκρισης (FIR)** η $h(n)$ αποτελείται από ένα περασμένο πλήθος μη μηδενικών τιμών,

ενώ στα φίλτρα **άπειρης απόκρισης (IIR)** η $h(n)$ ταλαντώνει μέχρι το άπειρο με μη μηδενικές τιμές.

Είναι φανερό ότι στα IIR φίλτρα πρέπει να υπάρχει ανάδραση έτσι ώστε η έξοδος του συστήματος να μην μηδενίζεται όταν πάψει η είσοδος. Η ύπαρξη της ανάδρασης επιβάλλει επιπλέον προσοχή όσον αφορά την ευστάθεια του συστήματος.

Ακόμα και όταν τα FIR φίλτρα συνήθως υλοποιούνται σε μη αναδρομική μορφή, και τα IIR φίλτρα σε αναδρομική μορφή, αυτοί οι δύο τρόποι κατηγοριοποίησης δεν συμπίπτουν. Όπως φαίνεται και παρακάτω, ένα FIR φίλτρο μπορεί να εκφραστεί σε αναδρομική μορφή για μια πιο βολική, υπολογιστικά, υλοποίηση:

➤ Ο μετασχηματισμός z

Πολύ συχνά είναι χρήσιμη η έκφραση της σχέσης εισόδου-εξόδου σε γραμμικά διακριτού χρόνου συστήματα με τη μορφή του μετασχηματισμού z , ο οποίος επιτρέπει την έκφραση της σχέσης σε μία πιο χρήσιμη, λειτουργική και απλούστερη μορφή.

➤ FIR και IIR φίλτρα

Ένας συνήθης τρόπος κατηγοριοποίησης των φίλτρων βασίζεται στα χαρακτηριστικά των κρουστικών αποκρίσεών τους. Στα φίλτρα πεπερασμένης απόκρισης (FIR) η $h(n)$ αποτελείται από ένα περασμένο πλήθος μη μηδενικών τιμών, ενώ στα φίλτρα άπειρης απόκρισης (IIR) η $h(n)$ ταλαντώνει μέχρι το άπειρο με μη μηδενικές τιμές.

➤ Μέση τιμή σήματος

Το παραδοσιακό φίλτρώρισμα λειτουργεί πολύ καλά όταν το περιεχόμενο συχνότητων του σήματος και του θορύβου δεν επικαλύπτονται. Όταν όμως το εύρος ζώνης σήματος και θορύβου επικαλύπτονται, και το πλάτος θορύβου είναι αρκετά για να αλλοιώσει το σήμα, μόνο η τεχνική της μέσης τιμής μπορεί να λύσει ικανοποιητικά το πρόβλημα του διαχωρισμού σήματος θορύβου.

Φασματική ανάλυση

Οι διάφορες μέθοδοι για τον υπολογισμό της φασματικής πυκνότητας ισχύος (PSD) ενός σήματος διακρίνονται σε μη-παραμετρικές και παραμετρικές.

➤ Μη-παραμετρικές μέθοδοι

Πρόκειται για παραδοσιακή μέθοδο ανάλυσης βασισμένη στο μετασχηματισμό Fourier που υπολογίζεται μέσω του γρήγορου μετασχηματισμού Fourier (FFT).

➤ Παραμετρικές μέθοδοι

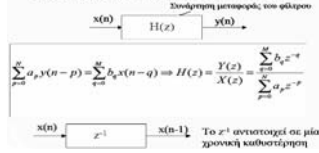
Η παραμετρική προσέγγιση θεωρεί ότι η υπό ανάλυση χρονική ακολουθία είναι έξοδος ενός δοθέντος μαθηματικού μοντέλου, και δεν γίνονται δραστηριότητες υποθέσεις σχετικά με τα δεδομένα εκτός παραθύρου.

Οι παραμετρικές μέθοδοι, είναι πιο σύνθετες υπολογιστικά από τις μη-παραμετρικές, αφού απαιτούν μια εκ των προτέρων επιλογή της δομής και της τάξης του μοντέλου του μηχανισμού γένεσης του σήματος.

Χαρακτηρισμός ψηφιακών φίλτρων

- Χρονικά αμετάβλητο: ο μετασχηματισμός δεν είναι συνάρτηση του χρόνου
 - Γραμμικό:
 - είσοδος $x_1(n) \rightarrow$ έξοδο $y_1(n)$
 - είσοδος $x_2(n) \rightarrow$ έξοδο $y_2(n)$
- και ισχύει:
- $$T[ax_1 + bx_2] = aT[x_1] + bT[x_2] = ay_1 + by_2$$

Υλοποίηση Ψηφιακών φίλτρων



Φίλτρα IIR και FIR

Προηγούμενοι έξοδοι - Αναδρομική μορφή

$$y(n) = -\sum_{p=1}^M a_p y(n-p) + \sum_{q=0}^M b_q x(n-p) \quad \text{IIR}$$

$$y(n) = \sum_{q=0}^M b_q x(n-p) \quad \text{FIR}$$

Προηγούμενες και τρέχουσες είσοδοι
Μη αναδρομική μορφή

Υλοποίηση IIR φίλτρων

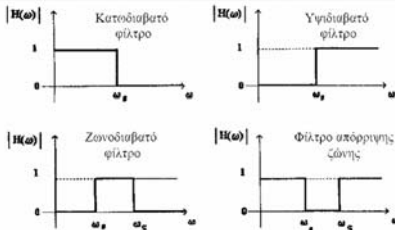
Στο πεδίο Z

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_M z^{-M}}{1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_N z^{-N}}$$

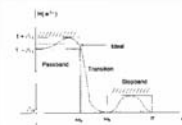
$$y(n) = -a_1 y(n-1) - a_2 y(n-2) - \dots - a_N y(n-N) + b_0 x(n) + b_1 x(n-1) + \dots + b_M x(n-M)$$

Στο πεδίο χρόνου

Ιδανικά Φίλτρα



Φίλτρα



Ιδανικά και πραγματικά ψηφιακά κατοδιαβατά φίλτρα

Φίλτρα Butterworth

- Ορίζονται από 2 παραμέτρους:
 - Τάξη του φίλτρου N
 - Συχνότητα αποκοπής Ω_c

$$|H(\Omega)|^2 = \frac{1}{1 + (\Omega/\Omega_c)^{2N}}$$

Παράδειγμα

Να σχεδιαστεί κατοδιαβατό φίλτρο με συχνότητα δαγματοληψίας 10kHz με 1kHz ζώνη διάσπασης και αποκοπή στα 1.5kHz. Μέγιστη εξασθένιση ζώνης διάσπασης (passband) 0.5dB και ελάχιστη εξασθένιση ζώνης αποκοπής (stopband) 10dB.



Συχνότητες ζωνών διέλευσης και αποκοπής

$$\Omega_p = \tan\left(\frac{\omega_p}{2}\right) = \tan\left(\frac{\pi f_p}{f_s}\right)$$

$$\Omega_s = \tan\left(\frac{\omega_s}{2}\right) = \tan\left(\frac{\pi f_s}{f_s}\right)$$

$$N = \frac{\ln[(10^{A_s/20} - 1)/(10^{A_p/20} - 1)]}{2 \ln(\Omega_s / \Omega_p)}$$

$$\Omega_c = \frac{\Omega_p}{(10^{A_p/20} - 1)^{1/2N}}$$

Συχνότητα δαγματοληψίας

Εξασθένιση (Attenuation)

Παράδειγμα

Αντιστάσεις
συχνότητες

$$\Omega_p = \tan\left(\frac{\omega_p}{2}\right) = 0,32 \text{ \& } \Omega_s = \tan\left(\frac{\omega_s}{2}\right) = 0,51$$

Τάξη
φίλτρου

$$N = \frac{\ln\left[\frac{40^{0,1/40} - 1}{40^{0,5/40} - 1}\right]}{2 \ln(0,51/0,32)} \cong 4,75$$

Συχνότητα
αποκοπής

$$\Omega_c = \frac{\Omega_p}{(10^{0,1/40} - 1)^{1/2N}} = 0,405$$

Ήχησική
συχνότητα
αποκοπής

$$f_c = f_{sr} \frac{1}{\pi} \tan^{-1}(\Omega_c) = 1,215 \times 10^3 \text{ Hz}$$

Εφαρμογή Φίλτρων σε Επεξεργασία ΗΚΓ

■ Πηγές θορύβου:

- Σύσπαση μυών (ΗΜΓ θόρυβος)
- Παράσιτα λόγω κίνησης
- Αναπνοή
- Διεπαφή (Interface) δέρματος - ηλεκτροδίου

Φίλτρα Butterworth

■ Ορίζονται από 2 παραμέτρους:

- Τάξη του φίλτρου N
- Συχνότητα αποκοπής Ω_c

$$|H(\Omega)|^2 = \frac{1}{1 + (\Omega/\Omega_c)^{2N}}$$

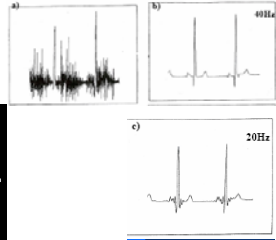
Επίδραση δύο καταδιαβητικών φίλτρων

α) ΗΚΓ με ΗΜΓ θόρυβο

β, γ) Απόκριση συχνότητας δύο FIR φίλτρων. Συχνότητα αποκοπής: 40 Hz, 20 Hz
δ, ε) Φίλτραρισμένες, κατατομωρές, ΗΚΓ

Επίδραση δύο καταδιαβατών φίλτρων

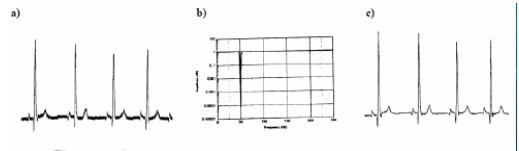
a) Σήμα εισόδου
b, c) Σήματα εξόδου



- Δραστική μείωση του θορύβου
- Μεταβολή της αρχικής ΗΚΓ κομματομορφής:
 - Cutoff frequency ↓
 - Το πλάτος του R wave ↓
 - Το εύρος του QRS ↑
 - P waves σχεδόν ανέπαφα (συχνότητα < 20-30 Hz)

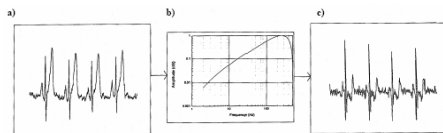
Αύξηση διάρκειας QRS ⇒ κοιλιακή υπερτροφία

Επίδραση φίλτρου σχισμής/απόρριψης ζώνης



- a) ΗΚΓ σήμα με θόρυβο 50 Hz
- b) Φίλτρο σχισμής με συχνότητα ακοκούς 50 Hz
- c) Φιльтρισμένο ΗΚΓ - μείωση παρεμβολών από την τροφοδοσία

Εφαρμογή υψιδιαβατού φίλτρου για ανίχνευση QRS συμπλέγματος



- a) ΗΚΓ σήμα
- b) Υψιδιαβατό φίλτρο
- c) Φιльтρισμένο ΗΚΓ - εύκολη η ανίχνευση του QRS συμπλέγματος

Μέση Τιμή Σήματος

Επικάλυψη εύρους ζώνης σήματος και θορύβου.
Σχετικά μεγάλο πλάτος θορύβου ⇒ αλλοίωση σήματος

Μέση Τιμή Σήματος

Προκλητά δυναμικά: εγκεφαλικά δυναμικά που προκαλούνται από κάποιο ερέθισμα.

Ίδιο εύρος συχνοτήτων με ΗΕΓ.
Πλάτος προκλητών δυναμικών << πλάτος ΗΕΓ

Χαρακτηριστικό προκλητών δυναμικών: το επιθυμητό σήμα επαναλαμβάνεται ίδιο σε κάθε επανάληψη

Μέση Τιμή Σήματος

Άθροισμα επαναλήψεων σήματος μαζί με υπερτιθέμενο θόρυβο

$$y(n)_i = x(n) + w_i(n)$$

Καταγραφόμενο σήμα $y(n)$ στην i -στή επανάληψη

$x(n)$: σήμα που θέλουμε να μετρήσουμε

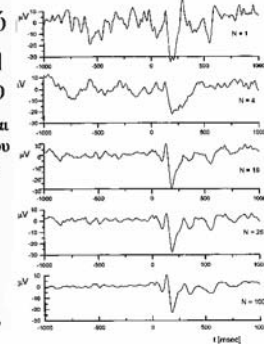
$w_i(n)$: υπερτιθέμενος θόρυβος με μηδενική μέση τιμή

$$y_i(n) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i = x(n) + \sum_{i=1}^N w_i(n) = x(n)$$

Ανάδειξη προκλητού δυναμικού με χρήση τεχνικής μέσου όρου

Η επίδραση του ΗΕΓ μειώνεται σταδιακά και η μορφολογία του προκλητού δυναμικού γίνεται πιο αναγνωρίσιμη καθώς αυξάνει ο αριθμός των επαναλήψεων N

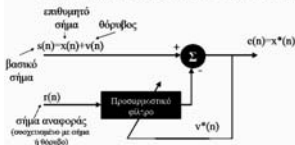
Υπολογισμός ποσοτικών δεικτών κλινικού ενδιαφέροντος: πλάτος, καθυστέρηση κυματομορφών



Προσαρμοστικά (adaptive) φίλτρα

- Στόχος η αφαίρεση του θορύβου στο παρασκήνιο από το **βασικό σήμα**
- Βασικό σήμα: επιθυμητό σήμα + θόρυβος
- Στηρίζομαστε σε σήμα αναφοράς με συσχέτιση ως προς σήμα ή το θόρυβο

Προσαρμοστικά (adaptive) φίλτρα



LMS-based adaptive filters

$$v^*(n) = \sum_{m=0}^M \omega_m(n) r(n-m) = \omega_0(n) r(n) + \omega_1(n) r(n-1) + \dots + \omega_M(n) r(n-M) \quad 0 \leq m \leq M$$

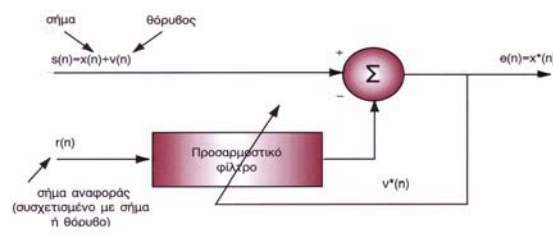
οπου $\omega = R^{-1}P$, $R = E[r(n)r(n)^T]$, $P = E[S(n)r(n)^T]$

- Βήμα 1: Υπολογισμός $v^*(n)$
- Βήμα 2: Εκτίμηση $e(n) = S(n) - v^*(n)$
- Βήμα 3: Ενημέρωση συντελεστών φίλτρου:

$$\omega_m(n+1) = \omega_m(n) + 2\mu e(n)r^*(n-m)$$

➤ Προσαρμοστικά φίλτρα

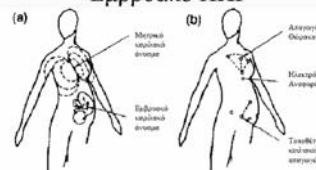
Τα προσαρμοστικά φίλτρα χρησιμοποιούνται για την αφαίρεση θορύβου από το βασικό σήμα.



Εφαρμογές στο ΗΚΓ

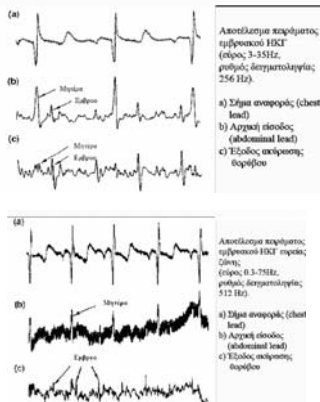
- Μέτρηση εμβρυακού ΗΚΓ - αφαίρεση μητρικού ΗΚΓ
 - Βασικό σήμα: ΗΚΓ εμβρύου (περιοχή κοιλιάς)
 - Σήμα αναφοράς: μητρικό ΗΚΓ

Εμβρυακό ΗΚΓ



Ακρόαση μητρικού καρδιακού παλμού στην εμβρυϊκή ηλεκτροκαρδιογραφία
 a) Καρδιακά ηλεκτρικά άνοδημα μετράς και εμβρύου
 b) Τοποθέτηση αγωγών

Εμβρυακό ΗΚΓ



Η εκτύπωση αυτή έγινε με δαπάνη του
Έργου «Αναμόρφωση Προπτυχιακών Προγραμμάτων Σπουδών του ΤΕΙ Λαμίας»,
Υποέργο 1 «Αναμόρφωση Προπτυχιακού Προγράμματος Σπουδών Τμ. Ηλεκτρονικής»



ΥΠΟΥΡΓΕΙΟ ΕΘΝΙΚΗΣ ΠΑΙΔΕΙΑΣ ΚΑΙ ΘΡΗΣΚΕΥΜΑΤΩΝ
ΕΙΔΙΚΗ ΥΠΗΡΕΣΙΑ ΔΙΑΧΕΙΡΙΣΗΣ ΕΠΕΑΕΚ



ΕΥΡΩΠΑΪΚΗ ΕΝΩΣΗ
ΣΥΓΧΡΗΜΑΤΟΔΟΤΗΣΗ
ΕΥΡΩΠΑΪΚΟ ΚΟΙΝΩΝΙΚΟ ΤΑΜΕΙΟ



ΠΑΙΔΕΙΑ ΜΠΡΟΣΤΑ
2^ο Επιχειρησιακό Πρόγραμμα
Εκπαίδευσης και Αρχικής
Επαγγελματικής Κατάρτισης