



# ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ  
ΥΛΙΚΩΝ

## ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗΣ ΑΣΘΕΝΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΤΟΥ

**ΧΕΙΛΑΡΗ ΓΕΩΡΓΙΟΥ**

Επιβλέπων : Διονύσιος - Δημήτριος Κουτσούρης  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούνιος 2011





ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ  
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ  
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ  
ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

## ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗΣ ΑΣΘΕΝΩΝ

### ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΤΟΥ

**ΧΕΙΛΑΡΗ ΓΕΩΡΓΙΟΥ**

**Επιβλέπων :** Διονύσιος - Δημήτριος Κουτσούρης  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 14<sup>η</sup> Ιουνίου 2011.

(Υπογραφή)

.....  
Διονύσιος-Δημήτριος Κουτσούρης  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

(Υπογραφή)

.....  
Γιώργος Μασσόπουλος  
Επικουρος Καθηγητής Ε.Μ.Π.

(Υπογραφή)

.....  
Παναγιώτης Τσανάκας  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούνιος 2011

(Υπογραφή)

.....

**ΧΕΙΛΑΡΗΣ ΓΕΩΡΓΙΟΣ**

Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

Copyright © Χείλαρης Γεώργιος, 2011

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ' ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα. Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

## Περίληψη

Η εργασία αυτή έχει σκοπό την εξοικείωση με τα σύγχρονα συστήματα παρακολούθησης ασθενών. Στο 1ο κεφάλαιο γίνεται μια εισαγωγή στο γνωστικό αντικείμενο της βιοϊατρικής μηχανικής, αναλύεται η ανάγκη για παρακολούθηση ασθενών και πραγματοποιείται μια σύντομη ιστορική αναδρομή στα σημαντικότερα γεγονότα που οδήγησαν στην ανάπτυξη των σύγχρονων συστημάτων παρακολούθησης ασθενών. Στο 2ο κεφάλαιο γίνεται ανάπτυξη των μετρούμενων μεγεθών των συστημάτων καθώς και τεχνικές μέτρησης. Τα μεγέθη που αναλύονται είναι η θερμοκρασία, η πίεση αίματος, η παλμική οξυμετρία, η αναπνευστική λειτουργία, η μέτρηση CO<sub>2</sub>, το καρδιογράφημα και το εγκεφαλογράφημα. Στο 3ο κεφάλαιο γίνεται αναφορά στα δομικά στοιχεία που απαρτίζουν τα συστήματα παρακολούθησης ασθενών. Παρουσιάζονται αναλυτικά αισθητήρες, ηλεκτρόδια, αναλογικοί ενισχυτές σήματος, μετατροπείς από αναλογικό σε ψηφιακό, συστήματα επεξεργασίας με χρήση υπολογιστή, συστήματα απεικόνισης και συστήματα δικτύωσης. Στο 4ο κεφάλαιο παρουσιάζονται καίρια θέματα της αγοράς. Καθορίζονται τα κριτήρια επιλογής, αναφέρονται οι εταιρίες που δραστηριοποιούνται στην ελληνική αγορά, γίνεται σύγκριση τριών συσκευών και αποτυπώνονται οι τάσεις της αγοράς. Στο 5ο κεφάλαιο, στον επίλογο, γίνεται μια απόπειρα οραματισμού του μέλλοντος και παρουσιάζονται δύο ελπιδοφόρες εφαρμογές.

### Λέξεις Κλειδιά

Παρακολούθηση Ασθενών, Βιοϊατρική Τεχνολογία, Ηλεκτρόδια, Βιοαισθητήρες, Ιατρικές Μετρήσεις, Ιατρική Αγορά



## **Abstract**

This work has the aim of familiarizing the reader with modern patient monitoring systems. Chapter 1 includes an introduction to the field of biomedical engineering, an analysis of the need to monitor patients, and a short flashback to the most important events that led to the development of modern patient monitoring systems. Chapter 2 includes an analysis of the measured physical quantities of these systems and measurement techniques. The quantities and methods that are presented are temperature, blood pressure, pulse oxymetry, respiration, CO<sub>2</sub> measurement, cardiogram, and brain scan. Chapter 3 includes a study of structural components of patient monitoring systems, in particular, sensors, electrodes, analog signal amplifiers, analog to digital converters, signal analysis and processing with computer systems, display systems, and networking systems. Chapter 4 contains matters related to the market of patient monitoring systems, like important criteria a prospective buyer of such a system should consider, companies that are active in the Greek market and their products, and trends of the market. Also, a comparison of three devices is made. Chapter 5 includes some future trends of the market and a presentation of two promising possible applications.

## **Key Words**

Patient Monitoring, Biomedical Technology, Electrodes, Biosensors, Medical Measurements, Medical Market





## Πίνακας περιεχομένων

<b>1 Εισαγωγή.....</b>	<b>1</b>
1.1 Βιοϊατρική μηχανική.....	1
1.2 Ανάγκη για παρακολούθηση ασθενών.....	2
1.3 Ιστορική Αναδρομή .....	3
<b>2 Μετρήσιμα μεγέθη .....</b>	<b>7</b>
2.1 Θερμοκρασία.....	7
2.1.1 Υπερθερμία και υποθερμία.....	7
2.1.2 Τεχνικές μέτρησης της θερμοκρασίας.....	8
2.2 Πίεση αίματος.....	9
2.2.1 Συστολική, διαστολική και μέση πίεση .....	9
2.2.2 Καρδιακή λειτουργία.....	10
2.2.3 Έμμεσες μέθοδοι μέτρησης (μη επεμβατικές).....	11
2.2.4 Άμεσες μέθοδοι μέτρησης (επεμβατικές).....	12
2.3 Παλμική οξυμετρία.....	14
2.4 Αναπνευστική λειτουργία.....	15
2.4.1 Όγκος πνεύμονα.....	16
2.4.2 Αλλαγές στον όγκο πνεύμονα : Σπυρομετρία.....	17
2.4.3 Πληθυσμογραφία.....	18
2.5 Μέτρηση CO <sub>2</sub> .....	20
2.5.1 Καπνογράφοι.....	20
2.5.2 Εφαρμογές της καπνογραφίας.....	22
2.5.3 Καπνόγραμμα όγκου ή εξπυρόγραμμα ή <i>single breath test of CO<sub>2</sub></i> .....	22
2.6 Καρδιογράφημα.....	23
2.6.1 Ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς.....	23
2.6.2 Παρακολούθηση ΗΚΓ.....	24

2.6.3 ΗΚΓ τριών απαγωγών.....	26
2.6.4 ΗΚΓ πέντε απαγωγών.....	27
2.6.5 ΗΚΓ δώδεκα απαγωγών.....	27
2.7 Εγκεφαλογράφημα.....	28
2.7.1 Διακίνηση πληροφοριών στον εγκέφαλο.....	28
2.7.2 Μέτρηση και εκτίμηση σημάτων ΗΕΓ.....	28
2.7.3 Εγκεφαλικά σήματα.....	29
2.7.4 Παρακολούθηση βάθους αναισθησίας.....	30
2.7.5 Παράγοντες που επηρεάζουν την παρακολούθηση με ΗΕΓ.....	30
<b>3 Τεχνολογία συστημάτων παρακολούθησης ασθενών .....</b>	<b>31</b>
3.1 Δομικά στοιχεία συστημάτων παρακολούθησης ασθενών.....	31
3.2 Αισθητήρες.....	32
3.2.1 Μετρητές μετατόπισης.....	33
3.2.2 Μετρητές θερμοκρασίας.....	39
3.2.3 Οπτικοί μετρητές.....	44
3.3 Ηλεκτρόδια.....	46
3.3.1 Αρχή λειτουργίας ηλεκτροδίων.....	47
3.3.2 Ηλεκτρόδια καταγραφής επιφάνειας σώματος.....	49
3.3.3 Υποδόρια ηλεκτρόδια.....	55
3.4 Αναλογικοί ενισχυτές σήματος.....	57
3.4.1 Ενισχυτές βιοσημάτων.....	58
3.4.2 Αναλογικά φίλτρα.....	60
3.4.3 Παράδειγμα ενισχυτή βιοσημάτων .....	61
3.5 Μετατροπές από αναλογικό σε ψηφιακό.....	63
3.5.1 Δειγματοληψία (Sampling) .....	63
3.5.2 Κβαντισμός και Κωδικοποίηση (Quantization and Coding) .....	64
3.5.3 Στοιχεία ενός μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό.....	64
3.5.4 Ακρίβεια ψηφιοποίησης.....	65
3.6 Ανάλυση και επεξεργασία σημάτων με τη χρήση μικροϋπολογιστών.....	67

3.6.1 Πλεονεκτήματα συστημάτων παρακολούθησης με ενσωματωμένους μικροϋπολογιστές.....	67
3.6.2 Ανάλυση και επεξεργασία ψηφιακών σημάτων.....	69
3.7 Συστήματα απεικόνισης.....	70
3.7.1 Τεχνολογία LCD.....	71
3.7.2 Οθόνες Αφής.....	73
3.8 Δικτύωση συστημάτων παρακολούθησης ασθενών.....	74
3.8.1 Αποθήκες Δεδομένων.....	75
3.8.2 Ενσύρματα δίκτυα.....	76
3.8.3 Ασύρματα δίκτυα.....	77
<b>4 Θέματα αγοράς.....</b>	<b>79</b>
4.1 Κριτήρια επιλογής συσκευών παρακολούθησης ασθενών.....	79
4.1.1 Αγορά καινούριας συσκευής.....	79
4.1.2 Αγορά μεταχειρισμένης συσκευής .....	86
4.2 Εταιρίες που δραστηριοποιούνται στην ελληνική αγορά και προϊόντα.....	87
4.3 Χαρακτηριστικά συσκευών τριών κορυφαίων κατασκευαστών.....	100
4.3.1 <i>Infinity Delta XL</i> .....	100
4.3.2 <i>Dash 5000</i> .....	102
4.3.3 <i>IntelliVue MP50</i> .....	103
4.3.4 Σύγκριση και επιλογή.....	105
4.4 Τάσεις αγοράς.....	106
4.4.1 Παγκόσμιες τάσεις αγοράς .....	106
4.4.2 Τάσεις αγοράς στην Ελλάδα.....	107
<b>5 Επίλογος.....</b>	<b>109</b>
5.1 Το μέλλον των συστημάτων παρακολούθησης ασθενών.....	109
5.1.1 Οθόνες προσαρτημένες στο κεφάλι ( <i>Head Mounted Displays HMDs</i> ).....	111
5.1.2 Ασύρματα δίκτυα σώματος και έξυπνα ρούχα .....	112
5.2 Σύνοψη και συμπεράσματα.....	115
<b>6 Βιβλιογραφία.....</b>	<b>117</b>

<b>7 Τεχνικές πληροφορίες.....</b>	<b>119</b>
7.1 Τεχνικές πληροφορίες Draeger Infinity Delta XL.....	119
7.2 Τεχνικές πληροφορίες GE Dash 5000.....	127
7.3 Τεχνικές πληροφορίες Philips Intellivue MP40.....	134

# 1

## *Εισαγωγή*

Στο πρώτο αυτό κεφάλαιο θα δούμε πως η ανάπτυξη της τεχνολογίας συνέβαλε στην δημιουργία της βιοϊατρικής μηχανικής. Θα κάνουμε μια πρώτη προσέγγιση στο θέμα της παρακολούθησης ασθενών και τέλος θα επιχειρήσουμε μια ιστορική αναδρομή σε γεγονότα και ανακαλύψεις που συνέβαλαν στην ανάπτυξη τέτοιων συστημάτων

### **1.1 Βιοϊατρική μηχανική**

Στην εποχή μας η τεχνολογική εξέλιξη προοδεύει με τέτοιο επιταχυνόμενο ρυθμό ώστε να επηρεάζει κάθε έκφανση της ζωής μας. Κάτι τέτοιο είναι ιδιαίτερα αισθητό στον τομέα της ιατρικής και της παροχής υπηρεσιών υγειονομικής περίθαλψης. Παρόλο που η ιατρική επιστήμη έχει μακρά ιστορία, η εξέλιξη ενός τεχνολογικά βασισμένου συστήματος υγειονομικής περίθαλψης ικανού να προσφέρει μιας ευρείας κλίμακας αποτελεσματική διαγνωστική και θεραπευτική αγωγή είναι ένα σχετικά νέο φαινόμενο. Ιδιαίτερη σημασία στην εξελικτική αυτή διαδικασία έχει η καθιέρωση του μοντέρνου νοσοκομείου ως το κέντρο ενός τέτοιου τεχνολογικά εξελιγμένου συστήματος υγειονομικής περίθαλψης.

Ο δραματικός αντίκτυπος της τεχνολογίας στην ιατρική περίθαλψη ώθησε επαγγελματίες μηχανικούς να ασχοληθούν στενά με πολλά ιατρικά ζητήματα. Ως αποτέλεσμα, η υιοθέτηση της βιοϊατρικής μηχανικής αναδείχτηκε ως μέσον ενοποίησης για δύο επαγγέλματα, την ιατρική και τη μηχανική, και βοήθησε στον αγώνα ενάντια στις παθήσεις και τις ασθένειες προσφέροντας εργαλεία που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για έρευνα, διάγνωση και θεραπεία από επαγγελματίες της υγειονομικής περίθαλψης.

Τέτοια εργαλεία που πλέον είναι αναπόσπαστα στοιχεία ενός σύγχρονου νοσοκομείου και είναι προϊόντα της βιοϊατρικής μηχανικής είναι τα βιοϋλικά, οι βιοϊατρικοί αισθητήρες, η ανάλυση και επεξεργασία βιοσημάτων, τα βιοηλεκτρικά φαινόμενα, η μοντελοποίηση της ανθρώπινης φυσιολογίας, η γονιδιωματική, η βιοπληροφορική, η ακτινοδιαγνωστική, η ιατρική απεικόνιση, η μέθοδος υπολογιστικής κυτταρικής βιολογίας

και πολυπλοκότητας. Κάνοντας χρήση τέτοιων εργαλείων αναπτύχθηκε η τεχνολογία του ιατρικού εξοπλισμού και έγινε εφικτή η δημιουργία συστημάτων παρακολούθησης ασθενών.

## **1.2 Ανάγκη για παρακολούθηση ασθενών**

Η ανάγκη για επαναλαμβανόμενη και συνεχή παρακολούθηση του ασθενούς, λήψη μετρήσεων της φυσιολογίας του, επίτευξη της λειτουργίας ζωτικών συστημάτων, με σκοπό τη λήψη αποφάσεων για τη θεραπεία αλλά και την παρατήρηση της αποτελεσματικότητας των ιατρικών παρεμβάσεων οδήγησε στην κατασκευή συστημάτων παρακολούθησης ασθενών. Ένα τέτοιο σύστημα μπορεί όχι μόνο να ειδοποιήσει τους φροντιστές του ασθενούς για ενδεχόμενα περιστατικά που μπορούν να απειλήσουν τη ζωή του, αλλά πολλές φορές να παρέχει δεδομένα φυσιολογίας για έλεγχο απευθείας συνδεδεμένων συσκευών υποστήριξης ζωτικών λειτουργιών. Ιδιαίτερη λοιπόν είναι η ανάγκη για παρουσία τέτοιων συσκευών στις μονάδες εντατικής θεραπείας (ΜΕΘ) των νοσοκομείων. Σε αυτές υπάρχουν τουλάχιστον τέσσερις κατηγορίες ασθενών που απαιτείται παρακολούθηση της φυσιολογίας τους.

α) Ασθενείς με ασταθή φυσιολογία ρυθμιστικού συστήματος (για παράδειγμα ένας ασθενής του οποίου το αναπνευστικό σύστημα καταστέλλεται από υπερβολική δόση ναρκωτικών ουσιών ή αναισθησία).

β) Ασθενείς που υπάρχει υποψία κατάστασης απειλητικής για την ζωή (για παράδειγμα ένας ασθενής του οποίου οι εξετάσεις υποδεικνύουν οξύ έμφραγμα του μυοκαρδίου (καρδιακή προσβολή)).

γ) Ασθενείς με υψηλή πιθανότητα να αναπτύξουν μια κατάσταση απειλητική για τη ζωή (για παράδειγμα ενός ασθενή αμέσως μετά από εγχείρηση ανοιχτής καρδιάς ή ενός πρόωρου βρέφους του οποίου η καρδιά και οι πνεύμονες δεν έχουν αναπτυχθεί πλήρως).

δ) Ασθενείς σε κρίσιμη φυσιολογική κατάσταση (για παράδειγμα ένας ασθενής με πολλαπλά τραύματα ή σηπτική καταπληξία).

Όπως αντιλαμβανόμαστε η φροντίδα ασθενών σε κρίσιμη κατάσταση απαιτεί γρήγορες και ακριβείς αποφάσεις ώστε να εφαρμοστούν οι κατάλληλες θεραπείες για προστασία και διαφύλαξη της ζωής τους. Αυτός είναι ένας κύριος λόγος που ωθεί στην χρήση τέτοιων συσκευών παρακολούθησης ασθενών σε μονάδες εντατικής θεραπείας. Τα σύγχρονα συστήματα παρακολούθησης ασθενών με τη βοήθεια των υπολογιστών μας βοηθούν ακόμη στα παρακάτω πεδία

α) Να οργανώνουμε, αποθηκεύουμε και να εκθέτουμε δεδομένα

β) Να ενοποιούμε και να συσχετίζουμε δεδομένα από διαφορετικές πηγές

γ) Να μετρούμε την κρισιμότητα ασθενειών για λόγους ταξινόμησης των ασθενειών

δ) Να παράγουμε κλινικές ειδοποιήσεις και συμβουλές βασισμένοι σε πολλαπλές πηγές δεδομένων

ε) Να αναλύσουμε τα αποτελέσματα της περίθαλψης στην (ΜΕΘ) με όρους κλινικής αποτελεσματικότητας αλλά και κόστους

Παρατηρούμε λοιπόν ότι τα σύγχρονα συστήματα παρακολούθησης ασθενών πέρα από την επίτευξη των λειτουργιών της φυσιολογίας των ασθενών, που άλλωστε είναι ο πρωταρχικός τους σκοπός, μπορούν να συνδράμουν στην δημιουργία ενός πληροφοριακο-κεντρικού σύγχρονου νοσοκομείου.

### **1.3 Ιστορική Αναδρομή**

Στην ιστορική αναδρομή μας θα εστιάσουμε στα σημαντικότερα επιτεύγματα και ανακαλύψεις που επηρέασαν την κατασκευή συσκευών παρακολούθησης ασθενών.

Οι πρώτες βάσεις στην απόκτηση στοιχείων φυσιολογίας του ανθρώπινου οργανισμού χρονολογούνται στα τέλη της περιόδου της αναγέννησης. Το 1625, ο Σαντόριο (Santorio), ο οποίος έζησε στην Βενετία για μεγάλο διάστημα, δημοσίευσε τις μεθόδους του για μέτρηση της θερμοκρασίας σώματος με το θερμόμετρο οινόπνευματος και τη χρονομέτρηση της συχνότητας των καρδιακών παλμών με ένα εκκρεμές. Οι βασικές αρχές για τις δύο συσκευές εδραιώθηκαν από το Γαλιλαίο (Galileo), ο οποίος ήταν στενός φίλος του Σαντόριο. Ο Γαλιλαίος μάλιστα επίλυσε την ομοιόμορφη περιοδικότητα του εκκρεμούς χρονομετρώντας έναν αιωρούμενο πολυέλαιο του καθεδρικού ναού της Πίζας, χρησιμοποιώντας μάλιστα σαν χρονόμετρο το δικό του καρδιακό παλμό. Δυστυχώς τα αποτελέσματα αυτής της πρώιμης σύμπραξης βιοϊατρικής και μηχανικής αγνοήθηκαν. Η πρώτη επιστημονική αναφορά για τον καρδιακό σφυγμό δεν εμφανίστηκε πριν το 1707 όταν ο Φλοϊερ (Sir John Floyer) δημοσίευσε το “ρολόι σφυγμού” (“Pulse-Watch”). Η πρώτη δημοσίευση για τη θερμοκρασία των ασθενών καταρτίστηκε από τον Τάουμπ (Ludwig Taube) το 1852. Έως τότε με περαιτέρω βελτιώσεις στο ρολόι και στο θερμόμετρο, η θερμοκρασία, ο καρδιακός σφυγμός και ο αναπνευστικός ρυθμός αποτέλεσαν τα καθιερωμένα ζωτικά σήματα (βιοσήματα).

Το 1896 ο Ρίβα-Ρόσι (Scipione Riva-Rocci) πρωτοπαρουσίασε το σφυγμόμετρο, περιβραχιόνιο (μανσέτα) πίεσης του αίματος, με το οποίο μετρήθηκε το τέταρτο ζωτικό σήμα η αρτηριακή πίεση αίματος. Ένας Ρώσος ιατρός, ο Κορότκοφ (Nikolai Korotkoff), πρόσθεσε στο περιβραχιόνιο του Ρίβα-Ρόσι ένα στηθοσκόπιο που ανέπτυξε ο Γάλλος ιατρός Λαενέκ (Rene Laennec) επιτρέποντας την ακροαστική μέτρηση της συστολικής και διαστολικής

αρτηριακής πίεσης. Ο Κούσινγκ (Harvey Cushing), ένας διαπρεπής Αμερικάνος νευροχειρουργός των αρχών του 1900, πρόβλεψε την ανάγκη και αργότερα επέμεινε στην τακτική παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης αίματος στο χειρουργείο. Επίσης ο Κούσινγκ έθεσε δύο γνωστά ερωτήματα κατά την αλλαγή του αιώνα :

α) Μήπως συλλέγουμε πάρα πολλά δεδομένα;

β) Μήπως τα όργανα που χρησιμοποιούνται στην κλινική ιατρική είναι πολύ ακριβή; Θα μπορούσαμε να χρησιμοποιήσουμε αντί αυτών κατά προσέγγιση τιμές για καλύτερα αποτελέσματα;

Ο Κούσινγκ απάντησε ο ίδιος στα ερωτήματα του υποστηρίζοντας ότι οι μετρήσεις στα ζωτικά σήματα πρέπει να γίνουν συνηθισμένες και ότι η ακρίβεια σε αυτές είναι σημαντική (1903).

Έως το 1920, τα τέσσερα ζωτικά σήματα, θερμοκρασία, ρυθμός αναπνοής, καρδιακή συχνότητα και αρτηριακή πίεση αίματος έχουν καταγραφεί στα περισσότερα γραφήματα ασθενών. Το 1903 ο Αϊντχόβεν (William Einthoven) επινόησε το γαλβανόμετρο σειράς για μέτρηση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ) για το οποίο του απονεμήθηκε το 1924 το βραβείο Νόμπελ στη φυσιολογία. Το (ΗΚΓ) αποτέλεσε ένα σημαντικό επιπρόσθετο εργαλείο στην ευρεία γκάμα εξετάσεων για οξείες και χρόνιες νόσους ασθενών. Οι συνεχείς μετρήσεις των μεταβλητών της φυσιολογίας των ασθενών έγινε ένα συνηθισμένο κομμάτι της παρακολούθησης κρίσιμα νοσούντων ασθενών.

Την ίδια στιγμή που είχαμε προόδους στην παρακολούθηση των ζωτικών σημάτων, σημαντικές αλλαγές συνέβησαν στην θεραπεία διαταραχών απειλητικών για τη ζωή των ασθενών. Η γρήγορη, ποσοτική αξιολόγηση των μετρούμενων βιοχημικών και φυσιολογικών μεταβλητών έγινε ουσιώδης στην διαδικασία λήψης αποφάσεων ενώ οι ιατροί εφάρμοζαν νέες θεραπευτικές αγωγές.

Προκειμένου να αντιμετωπιστούν οι αυξημένες απαιτήσεις για οξεία και εντατική θεραπεία ασθενών με πολύπλοκες διαταραχές νέες οργανωτικές μονάδες (ΜΕΘ) δημιουργήθηκαν στα νοσοκομεία στις αρχές της δεκαετίας του 1950. Οι πρώτες μονάδες ήταν απλώς μετεγχειρητικά δωμάτια ανάρρωσης που χρησιμοποιούνταν για παρατεταμένη παραμονή ασθενών έπειτα από χειρουργεία ανοιχτής καρδιάς, Μονάδες εντατικής θεραπείας εξαπλώθηκαν γρήγορα στα τέλη της δεκαετίας του 1960 και στην δεκαετία του 1970.

Η ανάπτυξη μορφοτροπέων (αισθητήρων) και ηλεκτρονικού εξοπλισμού κατά τη διάρκεια του δεύτερου παγκοσμίου πολέμου αύξησε δραματικά τον αριθμό των μεταβλητών φυσιολογίας που μπορούσε να παρατηρηθεί. Η τεχνολογία αναλογικών υπολογιστών ήταν ευρέως διαδεδομένη, όπως και οι παλμογράφοι, ηλεκτρονικές συσκευές που εμφάνιζαν



αλλαγές του ηλεκτρικού δυναμικού σε μια οθόνη καθοδικού σωλήνα (CRT). Αυτές οι συσκευές σύντομα χρησιμοποιήθηκαν σε ειδικευμένα εργαστήρια καθετηριασμού της καρδιάς και γρήγορα βρήκαν το δρόμο τους στο κρεβάτι των ασθενών.

Η αντιμετώπιση σοβαρών καρδιακών αρρυθμιών αλλά και της καρδιακής ανακοπής, βασικών αιτιών θανάτου μετά από εμφράγματα του μυοκαρδίου, έγινε δυνατή. Ως αποτέλεσμα, έπρεπε να γίνει παρακολούθηση του ΗΚΓ ασθενών που είχαν υποστεί καρδιακή προσβολή ώστε αυτά τα επεισόδια να εντοπιστούν και αντιμετωπιστούν άμεσα. Το 1963 ο Ντέι (Day) διατύπωσε ότι η αντιμετώπιση περιστατικών ασθενών μετά από έμφραγμα του μυοκαρδίου σε μονάδες στεφανιαίας φροντίδας ελάττωσε τη θνησιμότητα κατά 60%. Ως αποτέλεσμα εξαπλώθηκαν σε μονάδες στεφανιαίας φροντίδας συστήματα παρακολούθησης ασθενών με ΗΚΓ. Εν το μεταξύ αισθητήρες πίεσης που χρησιμοποιούνταν σε εργαστήρια καρδιακών καθετηριάσεων, εύκολα προσαρμόστηκαν σε συστήματα παρακολούθησης σε ΜΕΘ.

Με την έλευση πιο αυτοματοποιημένων συσκευών, οι νοσοκόμοι των ΜΕΘ μπορούσαν να δαπανήσουν λιγότερο χρόνο μετρώντας χειροκίνητα τα παραδοσιακά ζωτικά σήματα και να αφιερώνουν περισσότερο χρόνο στους ασθενείς που βρίσκονταν σε πιο κρίσιμη κατάσταση. Παράλληλα μια νέα τάση εμφανίστηκε, ορισμένοι νοσοκόμοι μετακινήθηκαν από τα κρεβάτια των ασθενών σε μια κεντρική κονσόλα όπου μπορούσαν να παρακολουθήσουν το ΗΚΓ και άλλες αναφορές ζωτικών λειτουργιών από πολλούς ασθενείς. Το 1968 ο Μαλόνεϊ (Maloney) επεσήμανε ότι αυτός ήταν ένας λάθος τρόπος χρήσης της τεχνολογίας διότι στερήσε από τους ασθενείς την απρόσκοπτη προσωπική προσοχή. Επίσης πρότεινε οι νοσοκόμοι να επισκέπτονται τους ασθενείς κατά τακτά χρονικά διαστήματα ώστε να διασφαλίζεται η επαφή μεταξύ ασθενών – νοσοκόμων.

Όσο οι δυνατότητες παρακολούθησης ασθενών επεκτάθηκαν, οι ιατροί και οι νοσοκόμοι ήρθαν αντιμέτωποι με ένα μεγάλο και πολύπλοκο αριθμό ιατρικού εξοπλισμού. Ο κίνδυνος της υπερφόρτωσης δεδομένων ήταν πλέον ορατός. Τότε, στα τέλη της δεκαετίας του 1960 κάποιοι ερευνητές πρότειναν τη χρήση ψηφιακών υπολογιστών ώστε να επιλυθούν τα προβλήματα που σχετίζονταν με συλλογή, ταξινόμηση και έλεγχο δεδομένων. Το αποτέλεσμα τότε ήταν η δημιουργία ογκωδέστατων υπολογιστών (καταλάμβαναν χώρο σε ένα ολόκληρο δωμάτιο) τεραστίου κόστους που απαιτούσαν ειδικευμένο προσωπικό προκειμένου να λειτουργούν 24 ώρες κάθε μέρα. Άλλοι ερευνητές επικεντρώνονταν σε πιο συγκεκριμένες προκλήσεις στα συστήματα παρακολούθησης ασθενών. Για παράδειγμα το 1972 ο Κώξ (Cox) και οι συνεργάτες του ανέπτυξαν αλγόριθμους για ανάλυση των ΗΚΓ για καρδιακές αρρυθμίες σε πραγματικό χρόνο.

Ο ερχομός των ολοκληρωμένων κυκλωμάτων και άλλων ανακαλύψεων στον τομέα των υπολογιστών τελικά οδήγησε στην δραματική μείωση του κόστους ανά υπολογιστική ισχύ. Όσο ο ηλεκτρονικός υπολογιστής γινόταν μικρότερος, πιο αξιόπιστος, λιγότερο ακριβός και αναπτύχθηκαν καλύτερα λογισμικά εργαλεία, η απλή αναλογική επεξεργασία υποχώρησε στην ψηφιακή επεξεργασία σήματος. Οι εφαρμογές των συσκευών παρακολούθησης που αναπτύχθηκαν από τους πρωτοπόρους και χρησιμοποιούσαν μεγάλους κεντρικούς υπολογιστές, τώρα γίνονται εφικτές με τη χρήση ειδικών μικροεπεξεργαστών σε παρακλίνιες συσκευές.

Τα πρώτα παρακλίνια συστήματα παρακολούθησης ασθενών κατασκευάζονταν με βάση συμβατικούς παλμογράφους ή τεχνολογία αναλογικών υπολογιστών. Καθώς η τεχνολογία αναπτυσσόταν, ο ορισμός παρακολούθησης ασθενών με βάση τον υπολογιστή άλλαζε. Οι πρώτοι που ανέπτυξαν τέτοια συστήματα δαπανούσαν μεγάλο κομμάτι από το χρόνο τους για να αντλήσουν δεδομένα από αναλογικά σήματα φυσιολογίας. Σύντομα οι δυνατότητες των υπολογιστών για αποθήκευση δεδομένων και λήψη αποφάσεων σε συστήματα παρακολούθησης υπέπεσαν στον εξονυχιστικό έλεγχο των ερευνητών. Συνεπώς, ότι στα τέλη της δεκαετίας του 1960 και στις αρχές της δεκαετίας του 1970 θεωρούνταν παρακολούθηση ασθενών με βάση τον υπολογιστή τώρα είναι εξ' ολοκλήρου υλοποιημένο στα παρακλίνια συστήματα παρακολούθησης ασθενών και θεωρούνται απλά ως “παρακλίνια μόνιτορ”. Συστήματα με λειτουργίες βάσης δεδομένων, παραγωγής αναφορών, και δυνατότητες λήψης μερικών αποφάσεων συνήθως καλούνται σήμερα συστήματα παρακολούθησης ασθενών με βάση τον υπολογιστή.

## 2

## Μετρήσιμα μεγέθη

Στο κεφάλαιο αυτό θα ασχοληθούμε με τα μετρήσιμα μεγέθη των σύγχρονων συσκευών παρακολούθησης ασθενών. Αναλυτικά θα παρουσιαστούν τα παρακάτω μεγέθη παλμική οξυμετρία, πίεση αίματος (έμμεση, άμεση, αρτηριακή, φλεβική, διαστολική, συστολική), ρυθμός αναπνοής, θερμοκρασία διάφορων σημείων του ανθρώπινου σώματος, μερική πίεση οξυγόνου στο αίμα, σφυγμός, μέσος ή στιγμιαίος καρδιακός ρυθμός, ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) και ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ)

### 2.1 Θερμοκρασία

Η θερμοκρασία είναι μία πολύ κοινή μεταβλητή που μετράται εύκολα. Η θερμοκρασία του ασθενούς είναι πολύ σημαντική για την εκτίμηση της κατάστασης του ασθενούς. Καταστάσεις που χαίρουν ιδιαίτερης προσοχής είναι η υπερθερμία και η υποθερμία.

#### 2.1.1 Υπερθερμία και υποθερμία

Η υπερθερμία συμβαίνει όταν το σώμα παράγει ή απορροφά περισσότερη θερμότητα από ότι μπορεί να εκλύσει. Συνήθως προκαλείται από παρατεταμένη έκθεση σε υψηλές θερμοκρασίες. Οι θερμορυθμιστικοί μηχανισμοί του σώματος τελικά καταβάλλονται και δεν είναι ικανοί να αντιμετωπίσουν αποτελεσματικά τη θερμότητα, οδηγώντας τη θερμοκρασία του σώματος να ανέλθει ανεξέλεγκτα. Η υπερθερμία στους ή και πάνω από 40° C είναι μια απειλητική για τη ζωή ιατρική επείγουσα κατάσταση που απαιτεί άμεση θεραπεία. Κοινά συμπτώματα περιλαμβάνουν πονοκέφαλο, σύγχυση και κούραση. Εάν ο ιδρώτας οδηγήσει σε αφυδάτωση, ο ασθενής μπορεί να έχει ξηρό και κόκκινο δέρμα.

Η ήπια υπερθερμία συνήθως καλείται θερμική εξάντληση ή θερμική κατάπτωση, ενώ η έντονη θερμοπληξία. Η θερμοπληξία μπορεί να εμφανιστεί απότομα όμως συνήθως

προηγούνται πιο ήπια στάδια. Η θεραπεία περιλαμβάνει ενυδάτωση και ψύξη του σώματος, αφού σε αυτήν τη φάση συνήθως τα αντιτυρετικά δε λειτουργούν.

Στην υποθερμία η θερμοκρασία του σώματος πέφτει κάτω από την απαιτούμενη θερμοκρασία για κανονικό μεταβολισμό και σωματική λειτουργία. Συμπτώματα υποθερμίας έχουμε συνήθως όταν η θερμοκρασία του σώματος πέφτει 1-2° C κάτω από τη φυσιολογική θερμοκρασία. Όταν το ανθρώπινο σώμα εκτεθεί σε κρύο και οι εσωτερικοί μηχανισμοί δεν κατορθώσουν να καλύψουν το ποσό της θερμότητας που χάνεται, τότε παρατηρείται μια πτώση στην θερμοκρασία του σώματος. Όσο ελαττώνεται η θερμοκρασία του σώματος παρατηρούνται χαρακτηριστικά συμπτώματα όπως ρίγος και διανοητική σύγχυση.

### **2.1.2 Τεχνικές μέτρησης της θερμοκρασίας**

Σχετικά με τη μέτρηση της θερμοκρασίας, όταν αυτή γίνεται με λεπτομέρεια, γίνεται άμεσα αντιληπτό ότι αυτή που στην αρχή φαίνεται μια απλή διαδικασία στην πραγματικότητα είναι πολύ πιο σύνθετη. Αν και υπάρχουν διάφοροι τρόποι μέτρησης της θερμοκρασίας του ανθρώπινου σώματος, η πιο χαρακτηριστική είναι αυτή της θερμοκρασίας του αίματος που αντλείται κατ' ευθείαν από την καρδιά. Αυτή είναι πραγματικά η θερμοκρασία του ανθρώπινου σώματος μιας και η τιμή της έχει ιδιαίτερη σημασία επειδή το αίμα, συνήθως σε σταθερή θερμοκρασία, ρέει μέσω των μεγάλων αρτηριών στους πνεύμονες και στον εγκέφαλο. Εάν ο ασθενής υπόκειται σε κάποια σημαντική χειρουργική επέμβαση, τότε η μέτρηση της θερμοκρασίας μπορεί να γίνει με έναν καθετήρα πνευμονικής αρτηρίας. Ο καθετήρας πνευμονικής αρτηρίας συνήθως περιλαμβάνει ένα πολύ μικρό θερμοκρασιακό καθετήρα θερμίστορ που έχει ακρίβεια της τάξης του 0.1° C. Λόγω της μικρής ευαισθησίας αυτών των θερμίστορ, οι καθετήρες αυτοί είναι αντικαταστάσιμοι και είναι μιας χρήσης. Αυτή είναι η καλύτερη δυνατή μέτρηση που μπορούμε να λάβουμε, σε αντίθεση με όλες τις άλλες μεθόδους στις οποίες λαμβάνουμε μετρήσεις κατά προσέγγιση. Όσων αφορά μη επεμβατικές μεθόδους σε συστήματα παρακολούθησης ασθενών, που απαιτείται ακρίβεια και ευκολία, έχουν αναπτυχθεί μέθοδοι με υπέρυθρους αισθητήρες θερμοκρασίας. Επειδή ο υποθάλαμος αδένας είναι ο πρωταρχικός ρυθμιστικός μηχανισμός της θερμοκρασίας του σώματος και έχει την ίδια ροή αίματος με τη μεμβράνη του τυμπάνου, μια δημοφιλής τεχνική βασίζεται στην μέτρηση της θερμοκρασίας του έσω αυτιού. Επειδή ο ακουστικός πόρος δεν είναι ίσιος, θέλει προσοχή προκειμένου να έχουμε σωστή τοποθέτηση του αισθητήρα. Σε περίπτωση λάθους τοποθέτησης μπορεί να μετρηθεί κατά λάθος η πολύ χαμηλότερη θερμοκρασία του έξω αυτιού. Ένας ευέλικτος αισθητήρας βασισμένος σε θερμίστορ μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για μέτρηση στο έσω αυτί. Αλλά πάλι όπως και οι αισθητήρες που είναι βασισμένοι σε υπέρυθρες, πρέπει να τοποθετηθεί με ακρίβεια και επιπρόσθετα υπάρχει

κίνδυνος τραυματισμού επειδή βρίσκεται απέναντι από τη μεμβράνη του τυμπάνου του αυτιού. Τέλος στην κλινική ιατρική χρησιμοποιείται και η μέθοδος μέτρησης με οπτική ίνα. Στις περισσότερες επεμβάσεις η χρήση ηλεκτροχειρουργικής πλέον είναι αναγκαία. Στην χρήση ηλεκτροχειρουργικής υπάρχει πάντα το ρίσκο ηλεκτρικού σοκ ή εγκαύματος εάν κατά λάθος δημιουργηθούν οδεύσεις γείωσης στο σώμα του ασθενούς. Το πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι ότι οι οπτικές ίνες είναι τελείως μη αγώγιμες άρα απρόσβλητες από τυχούσες ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές που μπορούν να παραχθούν κατά τη διάρκεια μιας ηλεκτροχειρουργικής επέμβασης. Κατά συνέπεια δεν παρουσιάζουν κίνδυνο και είναι αξιόπιστες κατά τη διάρκεια της διαδικασίας της επέμβασης,

## **2.2 Πίεση αίματος**

Ο καθορισμός της πίεσης του αίματος είναι μια καθιερωμένη κλινική μέτρηση, είτε πραγματοποιείται στα πλαίσια μιας εξέτασης στο γραφείο του ιατρού, είτε στο νοσοκομείο κατά τη διάρκεια μιας εξειδικευμένης χειρουργικής επέμβασης. Η τιμές της πίεσης αίματος στους διάφορους θαλάμους της καρδιάς και στο περιφερειακό αγγειακό σύστημα βοηθούν τους ιατρούς να αντιληφθούν τη λειτουργική αρτιότητα του καρδιαγγειακού συστήματος. Ένας αριθμός από άμεσες (επεμβατικές) και έμμεσες (μη επεμβατικές) τεχνικές χρησιμοποιούνται για μέτρηση της πίεσης του αίματος στον άνθρωπο. Η ακρίβεια της κάθε μέτρησης είναι διαφορετική όπως και η καταλληλότητα της ανάλογα με την κλινική κατάσταση που εφαρμόζεται. Διακυμάνσεις της πίεσης που καταγράφονται πάνω από το ακουστικό φάσμα συχνοτήτων καλούνται ήχοι. Η πηγή των ήχων της καρδιάς είναι οι δονήσεις που προκαλούνται από τις επιταχύνσεις και επιβραδύνσεις του αίματος στον καρδιακό κύκλο.

### **2.2.1 Συστολική, διαστολική και μέση πίεση**

Οι πίεςεις συνήθως μετρώνται σε χιλιοστά στήλης υδραργύρου (mm Hg) αν και πλέον στα περισσότερα νοσοκομεία έχει καταργηθεί η χρήση οργάνων μέτρησης υδραργύρου. Η συστολική πίεση είναι η υψηλότερη πίεση της καρδιάς και μετράτε όταν η καρδιά συστέλλεται. Η διαστολική πίεση είναι η χαμηλότερη πίεση της καρδιάς, και λαμβάνει χώρα όταν η καρδιά πληρώνεται. Η πίεση του αίματος τυπικά αναφέρεται ως μια συσχέτιση δύο αριθμών τη συστολική “πάνω από” τη διαστολική πίεση. Φυσιολογικές πίεςεις για έναν ενήλικο είναι 120 mm Hg για συστολική και 80 mm Hg για διαστολική. Η μέση αρτηριακή πίεση (ΜΑΠ) χρησιμοποιείται σε κλινικό περιβάλλον για να περιγράψει με έναν αριθμό την κατά μέσο όρο πίεση αίματος του ασθενούς. Τυπικές τιμές είναι περίπου τα

100 mm Hg. Υπάρχουν διάφοροι τρόποι υπολογισμού της (ΜΑΠ) ,αλλά, κατά την παρακολούθηση ασθενών, γενικά πραγματοποιείται χρησιμοποιώντας το γεωμετρικό μέσο όρο της κυματομορφή πίεσης. Πολλές διαφορετικές πιέσεις μέσα στην καρδιά μπορούν να μετρηθούν άμεσα με τη χρήση καθετήρα Σβαν-Κανζ (Swan-Ganz). Ο καθετήρας μπορεί να συνδράμει στον καθορισμό της πίεσης εσωτερικά της δεξιάς πλευράς της καρδιάς, αλλά και της πνευμονικής αρτηρίας. Μπορούμε επίσης να μετρήσουμε την κεντρική φλεβική πίεση που περιγράφει την πίεση του αίματος της θωρακικής κοίλης φλέβας, κοντά στον δεξιό κόλπο της καρδιάς. Η κεντρική φλεβική πίεση αντικατοπτρίζει την ποσότητα του αίματος που επιστρέφει στην καρδιά και την ικανότητα της καρδιάς να στέλνει αίμα στο αρτηριακό σύστημα. Τέτοιου είδους καθετήρες τοποθετούνται σε ασθενείς σε μονάδες εντατικής θεραπείας, λόγω της κρισιμότητας της κατάστασης τους.

### **2.2.2 Καρδιακή λειτουργία**

Προκειμένου να κατανοήσουμε καλύτερα την έννοια της πίεσης του αίματος κρίνεται απαραίτητο να γίνει μια ανάλυση στην καρδιακή λειτουργία. Η λειτουργία του καρδιαγγειακού συστήματος στηρίζεται στην μεταφορά οξυγόνου και άλλων θρεπτικών ουσιών στους ιστούς του σώματος και στην απομάκρυνση αποβλήτων προϊόντων του μεταβολισμού από τα κύτταρα. Η καρδιά αποτελείται από δύο συστήματα άντλησης , τη δεξιά πλευρά της καρδιάς και την αριστερή πλευρά. Η πνευμονική κυκλοφορία και η συστηματική λειτουργία διαχωρίζουν αυτές τις δύο αντλίες και τις συσχετιζόμενες βαλβίδες τους. Κάθε καρδιακή αντλία έχει ένα θάλαμο πλήρωσης, τον κόλπο, ο οποίος βοηθά να γεμίσει η κοιλία, η ισχυρότερη αντλία. Η αριστερή κοιλία εκβάλλει αίμα μέσω της αορτικής βαλβίδας στην αορτή και το αίμα τότε διανέμεται στο διακλαδισμένο δίκτυο των αρτηριών, αρτηριδίων και τριχοειδών αγγείων. Η αντίσταση στη ροή του αίματος ρυθμίζεται από τα αρτηρίτιδα τα οποία υπόκειται σε νευρικό και ενδοκρινικό έλεγχο. Η ανταλλαγή των θρεπτικών συστατικών γίνεται στο επίπεδο των τριχοειδών αγγείων. Το αίμα επιστρέφει στην δεξιά πλευρά της καρδιάς μέσω του συστήματος των φλεβών. Αίμα γεμίζει το δεξιό κόλπο, το θάλαμο πλήρωσης της δεξιάς καρδιάς, και ρέει μέσω της τριγλώχινας βαλβίδας στην δεξιά κοιλία. Το αίμα αντλείται από τη δεξιά κοιλία στην πνευμονική αρτηρία με λειτουργία της πνευμονικής βαλβίδας. Τότε ρέει από τις πνευμονικές αρτηρίες, αρτηρίτιδα, τριχοειδή αγγεία και φλέβες στον αριστερό κόλπο. Στα πνευμονικά τριχοειδή αγγεία  $O_2$  διαχέεται από τις πνευμονικές κυψελίδες στο αίμα και  $CO_2$  διαχέεται από το αίμα στις κυψελίδες. Το αίμα ρέει από τον αριστερό κόλπο, το θάλαμο πλήρωσης της αριστερής καρδιάς, μέσω της μιτροειδούς βαλβίδας στην αριστερή κοιλία. Όταν η αριστερή κοιλία συστέλλεται ως αντίδραση στην

ηλεκτρική διέγερση του μυοκαρδίου, αίμα διοχετεύεται στην αορτή μέσω της αορτικής βαλβίδας.

Οι πιέσεις που παράγονται από την αριστερή και δεξιά περιοχή της καρδιάς διαφέρουν σε μορφή και πλάτος. Η καρδιακή συστολή προκαλείται από ηλεκτρική διέγερση του καρδιακού μυ. Ένα ηλεκτρικό σήμα παράγεται από εξειδικευμένα κύτταρα του φλεβοκόμβου του δεξιού κόλπου της καρδιάς. Το ηλεκτρικό αυτό σήμα γρήγορα εξαπλώνεται και στους δύο κόλπους. Στην συμβολή κόλπων και κοιλιών, το ηλεκτρικό σήμα άγεται με μια μικρή καθυστέρηση στο κολποκοιλιακό κόμβο. Η αγωγιμότητα γρήγορα διαχέεται στο εσωτερικό των δύο κοιλιών μέσω ενός συγκεκριμένου συστήματος αγωγής, του δεμάτιου του Χίς (His) και του συστήματος Πούρκιντζι (Purkinje) . Η αγωγιμότητα τότε διαδίδεται παντού στις δύο κοιλίες. Το σήμα προκαλεί μηχανική συστολή των δύο κοιλιών. Η μηχανική συστολή του κοιλιακού μυ δημιουργεί πιέσεις που ωθούν το αίμα από τις πνευμονικές και αορτικές βαλβίδες στο πνευμονικό και συστηματικό κυκλοφορικό.

### **2.2.3 Έμμεσες μέθοδοι μέτρησης (μη επεμβατικές)**

Η πιο συχνή μέθοδος μη επεμβατικής μέτρησης του αίματος παραδοσιακά περιλαμβάνει ένα περιβραχιόνιο (μανικέτι) πίεσης αίματος και ένα στηθοσκόπιο. Το μανικέτι συνδέεται με έναν αναλογικό μετρητή πίεσης που απεικονίζει την πίεση στο μανικέτι. Το μανικέτι πίεσης αίματος συνήθως τοποθετείται γύρω από το μπράτσο (γι' αυτό και ονομάζεται και περιβραχιόνιο) και φουσκώνεται σε πιέσεις που απεικονίζει ο μετρητής. Αυτή η τεχνική συμπεριλαμβάνει ένα άτομο που με τη χρήση του στηθοσκοπίου αφουγκράζεται τους ήχους Κορότκοφ (Korotkoff). Αυτός είναι λοιπόν ένας ακουστικός τρόπος μέτρησης. Οι ήχοι που παράγονται συσχετίζονται με την εξισορρόπηση των πιέσεων ανάμεσα στα αγγεία του χεριού και της πίεσης της καρδιάς.

Σε ορισμένα συστήματα παρακολούθησης ασθενών χρησιμοποιείται ένας αυτοματοποιημένος τρόπος λειτουργίας της παραπάνω διαδικασίας. Τέτοιες συσκευές χρησιμοποιούν ένα παρόμοιο μανικέτι πίεσης αίματος, αλλά το μανικέτι δε συνδέεται σε κάποιο αναλογικό μετρητή αλλά σε ένα ειδικό παρέμβυσμα της συσκευής. Οι αλλαγές στην πίεση του αίματος δεν ανιχνεύονται πλέον με τους ήχους Κορότκοφ (ακουστική μέθοδος), αλλά αντί αυτού εντοπίζονται μικρές διακυμάνσεις πίεσης από τις αρτηρίες των ασθενών μέσα στο μανικέτι πίεσης αίματος μέσω προσαρτημένων αισθητήρων πίεσης. Πρώτα η συσκευή φουσκώνει το περιβραχιόνιο αρχικά σε μια τιμή πάνω από της συστολική αρτηριακή πίεση και στην συνέχεια σε μια τυπική τιμή (η οποία μπορεί να σχετίζεται με την προηγούμενη μέτρηση πίεσης αίματος). Έπειτα η συσκευή ξεφουσκώνει το περιβραχιόνιο με σταθερό μικρό ρυθμό, ταιριάζοντας αυτή τη διακύμανση της πίεσης με αργές μειώσεις του

αέρα του μανικετίου και καθορίζοντας τη συστολική και διαστολική πίεση. Αυτή η διαδικασία ονομάζεται μέθοδος ταλαντωσομετρίας. Σε συστήματα παρακολούθησης ασθενών όπου εφαρμόζεται η μέθοδος της ταλαντωσομετρίας οι τιμές της συστολικής και διαστολικής πίεσης υπολογίζονται με τη χρήση αλγορίθμων και πειραματικά αποκτηθέντων συντελεστών σε συσχέτιση με τα ακατέργαστα δεδομένα των μετρήσεων. Αυτό γίνεται για να έχουμε παρόμοια αποτελέσματα με την ακουστική μέθοδο μέτρησης. Επειδή πολλές συσκευές που χρησιμοποιούν ταλαντωσομετρία δεν είναι πιστοποιημένες, απαιτείται ιδιαίτερη προσοχή διότι οι περισσότερες δεν είναι κατάλληλες για κλινικές και κρίσιμες συνθήκες περιθαλψής.

#### **2.2.4 Άμεσες μέθοδοι μέτρησης (επεμβατικές)**

Η πιο κοινή κλινική άμεση μέθοδος μέτρησης της πίεσης του αίματος είναι η σύνδεση της αγγειακής πίεσης με έναν εξωτερικό αισθητήρα μέσω ενός καθετήρα γεμισμένου με υγρό (εξωαγγειακός αισθητήρας πίεσης). Στη δεύτερη γενική μέθοδος η ζεύξη του υγρού εξουδετερώνεται ενσωματώνοντας τον αισθητήρα στην άκρη του καθετήρα που τοποθετείται στο αγγειακό σύστημα (ενδοαγγειακός αισθητήρας πίεσης). Σε αυτήν την περίπτωση μπορούν να χρησιμοποιηθούν διάφορων τύπων αισθητήρες όπως : μηκυνσιομετρικοί, μεταβλητής γραμμικότητας μετασχηματιστές διαφορικού, μεταβλητής επαγωγής, μεταβλητής χωρητικότητας, οπτοηλεκτρονικοί, πιεζοηλεκτρικοί ακόμα και συσκευές ημιαγωγών. Τέλος η διαδικασία του καρδιακού καθετηριασμού είναι συνδυασμός διάφορων τεχνικών που χρησιμοποιούνται για να έχουμε πρόσβαση στην αιμοδυναμική λειτουργία και την καρδιαγγειακή δομή. Μεταξύ άλλων λειτουργιών μπορούμε να μετρήσουμε και την πίεση του αίματος. Ο καρδιακός καθετηριασμός συνήθως εφαρμόζεται σε ασθενείς που η εγχείρηση καρδιάς κρίνεται σκόπιμη, οπότε οι πληροφορίες που λαμβάνουμε είναι κρίσιμες και αντισταθμίζουν τους κινδύνους της όλης διαδικασίας. Ας δούμε όμως κάθε μέθοδο αναλυτικά :

α) Στις συσκευές μέτρησης με εξωαγγειακούς αισθητήρες πίεσης ο ιατρός εισάγει τον καθετήρα είτε με χειρουργικό μικροτεμαχισμό, ο οποίος αποκαλύπτει την αρτηρία ή τη φλέβα, είτε μέσω διαδερμικής ένεσης η οποία περιλαμβάνει τη χρήση ειδικής βελόνας (σωληνωτής βελόνας, κάνουλας) και συγκεκριμένης τεχνικής καθοδήγησης της. Η πίεση του αίματος μεταδίδεται από την υγρή στήλη του καθετήρα στον αισθητήρα και τελικά στο διάφραγμα που μεταβάλλεται. Ο πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι ότι γίνεται συνεχής παρακολούθηση της πίεσης παλμό με παλμό και ακόμη μπορεί να απεικονιστεί το γράφημα της πίεσης στην μονάδα του χρόνου. Σε ασθενείς που γίνεται τέτοιου είδους παρακολούθηση της πίεσης απαιτείται στενή παρακολούθηση, διότι υπάρχει πάντα η ανησυχία έντονης



αιμορραγίας σε περίπτωση που έχουμε διακοπή της σύνδεσης. Αποφεύγετε σε ασθενείς που υπάρχει υποψία απότομων διακυμάνσεων της αρτηριακής πίεσης.

β) Οι συσκευές για μέτρηση της πίεσης με εσωαγγειακούς αισθητήρες, έχουν το πλεονέκτημα ότι, λόγω της χρήσης του αισθητήρα στην άκρη του καθετήρα, η υδραυλική σύνδεση μέσω του καθετήρα εξαλείφεται. Η απόκριση συχνότητας ενός συστήματος καθετήρα – αισθητήρα περιορίζεται από τις υδραυλικές ιδιότητες του συστήματος. Η ανίχνευση πίεσης στα άκρα του καθετήρα χωρίς τη χρήση συστήματος ζεύξης υγρού επιτρέπει στον ιατρό να αποκτήσει υψηλή συχνότητα απόκρισης και να απαλείψει χρονοκαθυστερήση που παρατηρείται όταν ο παλμός πίεσης μεταδίδεται σε ένα σύστημα καθετήρα – αισθητήρα.

Ένας αριθμός από βασικούς τύπους αισθητήρων χρησιμοποιούνται εμπορικά για την ανίχνευση της πίεσης στην άκρη του καθετήρα. Παραδοσιακά τέτοιοι αισθητήρες ήταν επαναχρησιμοποιήσιμες συσκευές, αλλά τα περισσότερα μοντέρνα νοσοκομεία έχουν υιοθετήσει πλέον φθηνούς, μιας χρήσης, αισθητήρες. Αυτό συμβάλλει στην ελάττωση του κινδύνου διασταυρούμενης μόλυνσης μεταξύ των ασθενών και στη μείωση του χρόνου χειρισμού τους από το προσωπικό του νοσοκομείου. Αντίθετα οι επαναχρησιμοποιήσιμοι αισθητήρες πίεσης που επανεπεξεργάζονται και γίνεται επαναλαμβανόμενη χρήση, τείνουν να είναι λιγότερο αξιόπιστοι από αυτούς της μιας χρήσης.

γ) Με τη μέθοδο του καρδιακού καθετηριασμού οι ιατροί μπορούν να μετρήσουν πιέσεις σε όλους τους τέσσερις θαλάμους της καρδιάς και στα μεγάλα αγγεία τοποθετώντας τους καθετήρες, με τη χρήση της ακτινοσκοπίας, με τέτοιο τρόπο ώστε να αναγνωρίζουν τις χαρακτηριστικές κυματομορφές πίεσης. Μετρούν πιέσεις εγκάρσια των τεσσάρων βαλβίδων για και καθορίζουν τις κλίσεις στα γραφήματα των πιέσεων στις βαλβίδες. Μέσω των γραφημάτων που απεικονίζουν τις καταγραφές της πίεσης του αίματος στην καρδιά οι ιατροί μπορούν να καθορίσουν χρονικά τις περιόδους διαστολής και συστολής της καρδιάς. Οι ιατροί έχουν ένα ακόμη εργαλείο στα χέρια τους τη χρήση καθετήρα Σβαν-Κανζ (Swan-Ganz). Αυτοί οι καθετήρες έχουν μύτη με μπαλόνι, κατευθύνονται με τη ροή του αίματος και δεν είναι υποχρεωτική η ακτινοσκόπηση για την τοποθέτησή τους. Ένα φουσκωμένο μπαλόνι στην άκρη του καθετήρα παρασύρεται από τη ροή του αίματος και περνά από τις ενδοθωρακικές φλέβες στον δεξιό κόλπο, την κοιλιά, και την πνευμονική αρτηρία. Σφηνώνεται σε μια μικρή πνευμονική αρτηρία όπου δυσκολεύει την τοπική ροή αίματος. Η επιβράδυνση της πίεσης σε αυτήν την πνευμονική αρτηρία αντικατοπτρίζει τη μέση πίεση στον αριστερό κόλπο της καρδιάς επειδή μια στήλη στάσιμου αίματος στην αριστερή πλευρά της καρδιάς ενώνεται με την ελεύθερη ροή αίματος πέρα από το πνευμονικό τριχοειδές στρώμα.

## 2.3 Παλμική οξυμετρία

Επίσης  $\text{SaO}_2$  ή  $\text{SpO}_2$  είναι μια απλή μη επεμβατική μέθοδος για παρακολούθηση του ποσοστού της αιμοσφαιρίνης (Hb) στο αίμα που έχει κορεστεί με οξυγόνο. Οι αισθητήρες που συνδέονται με τους ασθενείς περιλαμβάνουν δύο μέρη : διόδους εκπομπής φωτός (LED) και φωτοανιχνευτές. Ερυθροί και υπέρυθροι δίοδοι εκπομπής φωτός χρησιμοποιούνται ως πηγές φωτός. Το κόκκινο φως έχει μήκος κύματος 660 νανόμετρα (nm) και το υπέρυθρο φως 940 νανόμετρα (nm). Αυτά τα μήκη κύματος φωτός διαπερνούν το ανθρώπινο δέρμα από τα ακροδάχτυλα, το λοβό του αυτιού ή το πόδι (σε ανήλικα παιδιά). Η αιμοσφαιρίνη στο αίμα ταυτόχρονα απορροφά και αντανακλά αυτά τα μήκη κύματος, ανάλογα με το ποσό του οξυγόνου που περιέχει. Φωτοανιχνευτές μετρούν της συγκεντρώσεις φωτός στα δύο μήκη κύματος. Το χρώμα του αίματος αλλάζει ανάλογα με το ποσό του οξυγόνου σε αυτό. Όσο το αίμα πάλλεται πέρα από την πηγή φωτός, το τελικό σήμα ποικίλλει. Η ροή του αίματος δημιουργεί ένα παλλόμενο σήμα που μπορεί να αντιστοιχιστεί με τον καρδιακό ρυθμό/συχνότητα των παλμών.

Προσοχή τα αποτελέσματα της παλμικής οξυμετρίας δε μας δείχνουν το ρυθμό της αναπνοής. Μπορεί ο ρυθμός της αναπνοής να επηρεάζει τον κορεσμό του οξυγόνου, όμως ο αριθμός των αναπνοών ανά λεπτό δε μπορεί να εξαχθεί από τα αποτελέσματα της παλμικής οξυμετρίας.

Η παρακολούθηση αυτού του τύπου δείχνει επίσης αλλαγές στον κορεσμό ενώ η καρδιά χτυπά. Αυτός είναι ο λόγος που από την παλμική οξυμετρία μπορεί να προκύψει ο καρδιακός ρυθμός. Σε πολλές περιπτώσεις, ασθενείς με σταθερή κατάσταση υγείας παρακολουθούνται χρησιμοποιώντας παλμική οξυμετρία. Ο αισθητήρας είναι πολύ εύκολο να εφαρμοστεί στον ασθενή (δεν υπάρχουν κολλώδη επιθέματα όπως στην παρακολούθηση της ηλεκτροκαρδιογραφίας). Οι ασθενείς χρειάζεται να είναι ξύπνιοι τη στιγμή που εφαρμόζεται ο αισθητήρας. Τέλος η συσκευή είναι απλή και σχετικά φθηνή. Ο καρδιακός ρυθμός που καθορίζεται από την παλμική οξυμετρία δεν απαιτεί μέτρηση (σε αντίθεση με τη μέτρηση του σφυγμού όπου μετρούνται οι παλμοί στον καρπό), που μπορεί να εισάγει ανθρώπινο λάθος.

Επιπρόσθετα στην απλότητα μέτρησης του καρδιακού ρυθμού, η παλμική οξυμετρία είναι μια πολύ απλή μέθοδος εκτίμησης της ποιότητας της αναπνευστικής δραστηριότητας. Η ποιότητα μπορεί να καθοριστεί από το ποσοστό της οξυγόνωσης που εμφανίζουν αυτές οι συσκευές. Η συσκευή μετράει και εμφανίζει τον καρδιακό ρυθμό και μια ποσοστιαία τιμή που δείχνει το ποσοστό της αιμοσφαιρίνης (Hb) που έχει κορεστεί με οξυγόνο.

Οι περισσότεροι υγιείς άνθρωποι έχουν παλμική οξυμετρία σε ποσοστό 95% ή παραπάνω (που υποδηλώνει ότι 95% της αιμοσφαιρίνης περιέχει οξυγόνο. Μια ένδειξη κάτω από 90% μπορεί να οφείλεται σε οποιονδήποτε παράγοντα επηρεάζει το αίμα, την αιμοσφαιρίνη, και την κυκλοφορία οξυγόνου στο σώμα. Χαμηλότερες ενδείξεις μπορεί να αντικατοπτρίσουν με ακρίβεια μια δυσλειτουργία του ασθενούς ή κάποια κατάσταση που εμποδίζει ακριβείς μετρήσεις κορεσμού του οξυγόνου. Τέτοιες περιπτώσεις είναι :

- α) Εκτεταμένη αιμορραγία
- β) Πνευμονικά προβλήματα (όπως πνευμονία)
- γ) Κάπνισμα τσιγάρου
- δ) Αγγειακές διαταραχές
- ε) Αναπνευστική νόσο ή χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια
- ζ) Άγχος ή πόνο
- η) Υποθερμία

Πιθανώς ένα από τα καλύτερα χαρακτηριστικά παρακολούθησης αυτού του είδους είναι ότι υπάρχει συνεχής επίγνωση της κατάστασης του ασθενούς. Ασθενείς που αντιμετωπίζουν δυσκολίες στο να αναπνεύσουν αποτελεσματικά εμφανίζουν αλλαγές στις μετρήσεις κορεσμού αμέσως. Πέραν των μετρήσεων κορεσμού, αλλαγές στον καρδιακό ρυθμό γίνονται άμεσα αντιληπτές.

Η κίνηση των ασθενών μπορεί να παρουσιάσει πρόβλημα στην παραγωγή ακριβών μετρήσεων παλμικής οξυμετρίας. Μια τέτοια κίνηση μπορεί να είναι κάτι τόσο απλό όσο ένα τρέμουλο. Μια τεχνική που ονομάζεται Μάσιμο τεχνολογία εξαγωγής σήματος (Masimo SET, Signal Extraction Technology) μπορεί να βοηθήσει στην μείωση της ανακρίβειας που προκαλείται από την κίνηση.

Η χρήση συσκευών παλμικής οξυμετρίας είναι πολύ συχνή πλέον σε συσκευές παρακολούθησης ασθενών. Υπάρχει μεγάλη ποικιλία στους τύπους του ανιχνευτή (probe), του αισθητήρα που είναι προσαρτημένος στον ασθενή. Συνήθως, είναι ανθεκτικοί και κάποιοι είναι επαναχρησιμοποιούμενοι ενώ άλλοι είναι αναλώσιμοι.

## **2.4 Αναπνευστική λειτουργία**

Στους πνεύμονες επιτελείται μια από τις σπουδαιότερες λειτουργίες του σώματος η ανταλλαγή αερίων ανάμεσα στο αίμα και την ατμόσφαιρα. Η μέτρηση των μεταβλητών αυτής της λειτουργίας επιτρέπει στον ιατρό να αξιολογήσει την κατάσταση του αναπνευστικού συστήματος (πνεύμονες, αεραγωγοί, θωρακικό τοίχωμα) και να επέμβει στην λειτουργία του.

Η αντικειμενική εκτίμηση της αναπνευστικής λειτουργίας γίνεται κλινικά σε δύο χρονικούς ορίζοντες. Ο πρώτος είναι σχετικά μακρύς, περιλαμβάνει ασυνεχή παρακολούθηση, σε διαστήματα της τάξης των ημερών έως και χρόνου. Τα δεδομένα της παρατήρησης, συγκρίνονται με αυτά συγκεκριμένων πληθυσμιακών ομάδων και εκτιμώνται με χρήση καλά ορισμένων υπολογιστικών συνθηκών. Τα αποτελέσματα βοηθούν είτε για να προστατευτεί ο πληθυσμός από κάποια ασθένεια, είτε ως περιοδικές εξετάσεις για ασθενείς με χρόνιες παθήσεις, είτε για παρακολούθηση μετά τη θεραπεία. Ο δεύτερος είναι σχετικά σύντομος και περιλαμβάνει παρακολούθηση συνεχή ή κατά διαστήματα της τάξης των λεπτών έως και ωρών. Αυτή η διαδικασία μας ενδιαφέρει περισσότερο και πραγματοποιείται σε νοσοκομειακό περιβάλλον, συνήθως στη μονάδα εντατικής θεραπείας. Δικαιολογείται σε κρίσιμες καταστάσεις που μπορούν να προκληθούν από τραύματα, υπερβολική δόση ναρκωτικών ουσιών, σημαντικές χειρουργικές επεμβάσεις, ή νόσους.

Υπάρχουν πολλών ειδών ιατρικά όργανα που χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση μεταβλητών που σχετίζονται με την αναπνευστική λειτουργία. Σε αυτό το κεφάλαιο θα εξετάσουμε εξωτερικά την αναπνευστική λειτουργία δηλαδή θα εστιάσουμε σε συσκευές που μετρούν τον αέρα που εισέρχεται και εξέρχεται από τους πνεύμονες. Δε θα ασχοληθούμε δηλαδή ιδιαίτερα με συσκευές που εξετάζουν εσωτερικά την αναπνευστική διαδικασία, δηλαδή την ανταλλαγή αερίων στις πνευμονικές κυψελίδες. Κάποια ενδιαφέροντα χαρακτηριστικά για την αναπνοή :

α) Σύσταση του αέρα : 79% άζωτο, 20,96% οξυγόνο και 0.04 διοξείδιο του άνθρακα

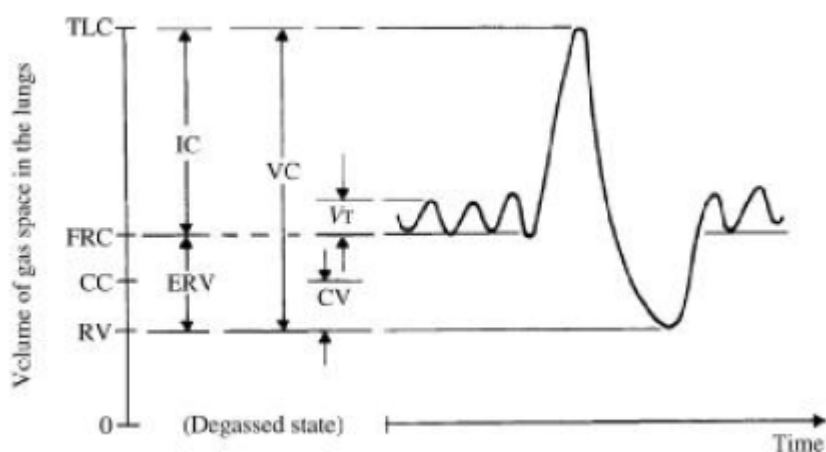
β) Σύσταση εκπνεόμενου αέρα : 79% άζωτο (δεν επηρεάζεται από την αναπνοή), 17% οξυγόνο, 4% διοξείδιο του άνθρακα (ανθρώπινα απόβλητα της διαδικασίας αναπνοής)

Οι όγκοι των αερίων που γεμίζουν τους πνεύμονες στις διάφορες φάσεις της αναπνοής είναι σημαντικοί για τους μηχανικούς προκειμένου να κατασκευάσουν συσκευές υποβοήθησης αναπνοής. Οι ποσότητες όγκου των αερίων αυτών ποικίλουν ανάλογα με την ηλικία, το ύψος, το γένος και τη φυσική κατάσταση του ασθενούς.

#### **2.4.1 Όγκος πνεύμονα**

Ο πιο χαρακτηριστικοί δείκτες της κατάστασης του αναπνευστικού συστήματος είναι ο απόλυτος όγκος και οι μεταβολές του όγκου στους θαλάμους αερίων των πνευμόνων κατά τη διαδικασία της αναπνοής. Ας παρατηρήσουμε το σχήμα 2.4.1 και ας υποθέσουμε ότι οι αναπνευστικοί οδοί και η επιφάνεια του σώματος του ασθενούς είναι εκτεθειμένα σε ατμοσφαιρική πίεση. Τότε ο μεγαλύτερος δυνατός όγκος που μπορούν να διασταλούν οι πνεύμονες του ασθενούς χωρίς εξαναγκασμό ορίζεται ως ολική χωρητικότητα πνεύμονα

(total lung capacity TLC). Ο μικρότερος όγκος στον οποίο μπορεί ο ασθενής να ξεφουσκώσει σιγά σιγά τους πνεύμονες του ονομάζεται υπολειπόμενος όγκος (residual volume RV). Ο όγκος των πνευμόνων στο τέλος μιας ήσυχης εκπνοής όταν οι αναπνευστικοί μύες είναι χαλαροί είναι η λειτουργική υπολειπόμενη χωρητικότητα (functional residual capacity FRC). Η διαφορά ανάμεσα στον TLC και RV είναι η ζωτική χωρητικότητα (vital capacity VC), η οποία καθορίζει τη μέγιστη αλλαγή όγκου στους πνεύμονες κατά τη διάρκεια οικειοθελών αναπνοών. Ο όγκος κλεισίματος (closing volume CV) και η χωρητικότητα κλεισίματος (closing capacity CC) αποκτούνται από το πείραμα έκπλυσης μονής αναπνοής. Η ζωτική χωρητικότητα μπορεί να χωριστεί σε χωρητικότητα εισπνοής (inspiratory capacity  $IC=TLC-FRC$ ) και χωρητικότητα κρατημένης εκπνοής (expiratory reserve volume  $ERV=FRC-RV$ ). Η από κορυφή σε κορυφή (peak to peak) αλλαγή όγκου κατά τη διάρκεια μιας ήσυχης αναπνοής είναι ο αναπνεόμενος όγκος (tidal volume  $V_T$ ).



Σχήμα 2.4.1 Εύρος όγκου του αέρα του αναπνευστικού συστήματος (χωρίς την εφαρμογή εξωτερικών φορτίων)

## 2.4.2 Αλλαγές στον όγκο πνεύμονα : Σπυρομετρία

Η μέτρηση των αλλαγών του πνευμονικού όγκου μπορεί να προσεγγιστεί με δύο τρόπους. Ένας είναι η μέτρηση της αλλαγής του όγκου των χώρων αερίων μέσα στο σώμα κατά τη διάρκεια της αναπνοής χρησιμοποιώντας τεχνικές πληθυσμογραφίας. Ο δεύτερος τρόπος, που αναφέρεται ως σπυρομετρία, περιλαμβάνει μετρήσεις των αερίων που εξέρχονται από την αναπνευστική οδό. Η τελευταία μέτρηση μπορεί να παρέχει ακριβείς, συνεχείς εκτιμήσεις των αλλαγών του όγκου των πνευμόνων μόνο όταν η συμπίεση των αερίων στους πνεύμονες είναι αρκετά μικρή.

Η πιο απλή διαδικασία για να υπολογίσουμε την αλλαγή του όγκου των πνευμόνων είναι η συνεχής συλλογή των αερίων που περνούν από την αναπνευστική οδό και να υπολογίσουμε τον όγκο. Αυτή αντιπροσωπεύεται από τη φυσική υλοποίηση της ροής στο στόμα και εκτελείται από μια συσκευή που καλείται σπιρομετρητής .

Ο σπιρομετρητής αποτελείται από ένα κινητό, στατικά ισοσταθμισμένο, άκαμπτο θάλαμο ή “κουδούνι”, μία σταθερή βάση, και ένα δυναμικό διαχωριστικό ανάμεσα τους. Το διαχωριστικό συνήθως είναι νερό, όμως χρησιμοποιούνται και στεγνά διαχωριστικά διάφορων τύπων. Αλλαγές στον εσωτερικό όγκο του σπιρομετρητή είναι ανάλογες της μετατόπισης του κουδουνιού. Παραδοσιακά αυτή η κίνηση καταγράφεται σε έναν περιστρεφόμενο κύλινδρο (κυματομορφή) μέσω μηχανικής σύνδεσης. πλέον μπορεί να χρησιμοποιηθεί οποιοσδήποτε αισθητήρας που καταγράφει μετατοπίσεις. Η ηλεκτρική έξοδος του αισθητήρα μπορεί να επεξεργαστεί ή να εμφανιστεί σε κάποια οθόνη.

Το στόμιο του σπιρομετρητή τοποθετείται στο στόμα του ασθενή, του οποίου έχουμε φράξει τη μύτη. Όταν αέρια μετακινούνται εντός και εκτός του σπιρομετρητή, η πίεση εντός αυτού μεταβάλλεται, προκαλώντας κίνηση στο κουδούνι. Τελικά μόνο η θερμοκρασία, η μέση ατμοσφαιρική πίεση, και η αλλαγή του όγκου απαιτείται για να εκτιμηθεί το ποσό των αερίων που ανταλλάχθηκαν με το σπιρομετρητή.

### **2.4.3 Πληθυσμογραφία**

Ο όρος πληθυσμογραφία αναφέρεται γενικά στην μέτρηση του όγκου ή της μεταβολής του όγκου σε ένα τμήμα του σώματος. Σε εφαρμογές που αφορούν το αναπνευστικό σύστημα η πληθυσμογραφία εντοπίζεται σε δύο τεχνικές. Προκαλώντας αλλαγές στον όγκο της θωρακικής κοιλότητας από γεωμετρικές αλλαγές σε συγκεκριμένες περιοχές του σώματος, και μετρώντας τα αποτελέσματα της αλλαγής του όγκου του θώρακος σε μεταβλητές που σχετίζονται με τα αέρια (πληθυσμογράφος σώματος).

Διάφορες συσκευές χρησιμοποιούνται για συνεχή μέτρηση των κινήσεων του θωρακικού τοιχώματος, και συσχετίζονται με αλλαγές στον θωρακικό όγκο. Η ηλεκτρική αντίσταση της θωρακικής κοιλότητας αλλάζει με τις κινήσεις κατά την αναπνοή και μπορεί να ανιχνευθεί για να παρακολουθηθεί η αναπνευστική δραστηριότητα. Η σπιρογραφία αντίστασης χρησιμοποιείται για ανίχνευση άπνοιας και μελέτες πάνω στον ύπνο όταν η παρουσία ή η απουσία αναπνευστικών κινήσεων είναι σημαντική. Η εφαρμογή μαγνητόμετρων, μηχανομετρών και μεταβλητής επαγωγής αισθητήρων απαιτεί την ταυτόχρονη μέτρηση της κίνησης σε δύο περιοχές του θωρακικού τοιχώματος. Κατά τη διάρκεια της αναπνοής, το θωρακικό τοίχος συμπεριφέρεται σαν να έχει δύο κυρίαρχους βαθμούς ελευθερίας αντιδρώντας στις κινήσεις των οστών των πλευρών και του

διαφράγματος. Το σταθμισμένο σύνολο του εκτοπίσματος των δύο αυτών δομών, με την κίνηση της κοιλιακής χώρας ως μέτρο της κίνησης του διαφράγματος, μπορεί να αποδώσει μια εκτίμηση αλλαγής όγκου της θωρακικής κοιλότητας.

Μαγνητόμετρα και άλλοι αισθητήρες γραμμικής μετατόπισης μετρούν τις διαμέτρους του θώρακα και της κοιλιάς. Μετρητές έντασης τυλιγμένοι γύρω από τον κορμό του ασθενούς μετρούν τοπικές αλλαγές της περιμέτρου κατά τη διάρκεια της αναπνοής. Σε αυτήν την περίπτωση συνήθως χρησιμοποιείται ένας ελαστικός σωλήνας από σιλικόνη μικρής διαμέτρου, γεμισμένος με υδράργυρο. Οι αναπνευστικοί επαγωγικοί πληθυσμογράφοι περιλαμβάνουν ένα ζεύγος καλωδίων, το καθένα προσαρτημένο σε διάταξη ζιγκ-ζαγκ στην δικιά του εξειδικευμένη ζώνη. Η μία ζώνη τοποθετείται γύρω από το θώρακα και η άλλη γύρω από την κοιλιά., ώστε κάθε καλώδιο να σχηματίζει ένα μοναδικό βρόχο και να διεγείρεται από σήμα ραδιοσυχνότητας χαμηλής έντασης. Αλλαγές στο εμβαδόν της διατομής του βρόχου παράγουν ανάλογες αλλαγές στην αυτεπαγωγή. Μετά την αποδιαμόρφωση, η έξοδος λαμβάνεται ανάλογα με το τοπικό εμβαδόν διαμέτρου του τμήματος του θωρακικού τοιχώματος που περικλείεται στον βρόχο . Οι αναπνευστικοί επαγωγικοί πληθυσμογράφοι εντοπίζονται σε εργαστήρια μελέτης του ύπνου και προσφέρουν μη επεμβατικές συνεχείς εκτιμήσεις του αναπνεόμενου όγκου. Τέτοιοι πληθυσμογράφοι με την αρωγή και άλλων μετρήσεων βοηθούν στην διάγνωση της άπνοιας και της διαταραγμένης αναπνοής κατά τη διάρκεια του ύπνου.

Κάθε μια από τις παραπάνω συσκευές μετρά διαφορετικές γεωμετρικές μεταβλητές και η ακρίβεια της διακυμαίνεται ανάλογα με την τεχνική (γενικά ένα λάθος της τάξης του 5% με 10% σε σχέση με τη σπιρομετρία). Παράσιτα στις μετρήσεις προκαλούνται από κινήσεις του σώματος και ακραίες διακυμάνσεις στο πλάτος της αναπνοής. Παρόλα αυτά με κατάλληλη ρύθμιση, η ευαισθησία της επαγωγικής πληθυσμογραφίας σε τέτοιες αναταραχές μπορεί να ελαττωθεί.

Η πληθυσμογραφία σώματος γίνεται σε ένα άκαμπτο, σταθερού όγκου κουτί στο οποίο ο ασθενής είναι τελείως εσώκλειστος. Κλινικά χρησιμοποιείται πρωτίστως για να εκτιμηθεί ο απόλυτος όγκος των πνευμόνων και να εκτιμηθεί επίσης η κυψελιδική πίεση από όπου μπορεί να υπολογιστεί η αντίσταση των αεραγωγών. Υπάρχουν τριών ειδών διατάξεις : πίεσης, μετατόπισης όγκου και μετατόπισης ροής πληθυσμογράφοι σώματος.

Ο πληθυσμογράφος πίεσης είναι ένα κουτί το οποίο συμπεριφέρεται σαν να ήταν κλειστό ή αεροστεγές στις συχνότητες στις οποίες παρατηρούνται αλλαγές της πίεσης. Οι άλλοι δύο αναφέρονται ως ανοιχτοί επειδή έχουν ένα άνοιγμα μέσω του οποίου τα αέρια μπορούν να εισέλθουν ή να εξέλθουν. Ένας σπιρομετρητής ή ένας μετρητής ροής όγκου τοποθετείται στο άνοιγμα, και αλλαγές της πίεσης μέσα σε αυτούς τους πληθυσμογράφους

διατηρούνται χαμηλά επιτρέποντας τη μεταφορά των αερίων ανάμεσα στο κουτί και τις μετρητικές διατάξεις. Κατά συνέπεια, τα ανοιχτά κουτιά ενδείκνυνται για κινήσεις όπου συμβαίνουν μεγάλες αλλαγές στον όγκο των πνευμόνων. Για μικρές κινήσεις όγκου-πλάτους, όπως το λαχάνιασμα, οποιοδήποτε από τα κουτιά είναι κατάλληλο.

## 2.5 Μέτρηση CO<sub>2</sub>

Το CO<sub>2</sub> είναι το αέριο που παράγεται συνεχώς στους ιστούς σαν αποτέλεσμα του κυτταρικού μεταβολισμού και αποβάλλεται από τους πνεύμονες.

Η τεχνική για τη μέτρηση της συγκέντρωσης CO<sub>2</sub> στην αέριο φάση ονομάζεται καπνομετρία, ενώ η καταγραφή με ταυτόχρονη ανάλυση της κυματομορφής της συγκέντρωσης του CO<sub>2</sub> σε συνάρτηση με το χρόνο γίνεται από τον καπνογράφο και ονομάζεται καπνογραφία. Η καπνογραφία μετρά μη επεμβατικά τη μερική πίεση τελοεκπνευστικού CO<sub>2</sub> (end tidal CO<sub>2</sub>, ETCO<sub>2</sub>)

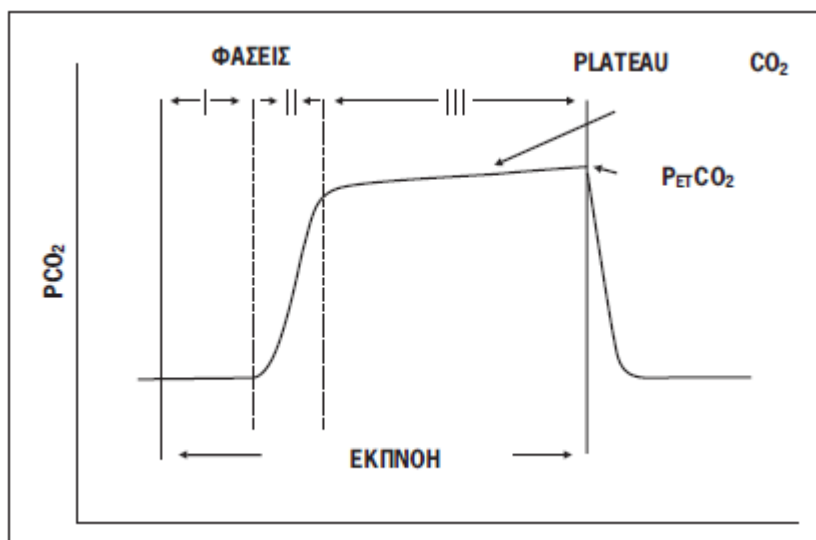
Η μέτρηση της μερικής πίεσης ETCO<sub>2</sub> αποτελεί ένα μη επεμβατικό τρόπο συνεχούς παρακολούθησης του κυψελιδικού PACO<sub>2</sub> το οποίο αποτελεί δείκτη του κυψελιδικού αερισμού. Το PETCO<sub>2</sub> συνήθως είναι κατά 1-5mm Hg χαμηλότερο από το PaCO<sub>2</sub>, επειδή το PACO<sub>2</sub> είναι μικρότερο από το PaCO<sub>2</sub> και ο νεκρός χώρος (κυψελιδικός και ανατομικός) αραιώνει το CO<sub>2</sub> που αποβάλλεται από τις καλά αεριζόμενες κυψελίδες. Έτσι η αύξηση της πίεσης ETCO<sub>2</sub> είναι ισχυρή ένδειξη υποαερισμού. Αυτή η διαφορά μπορεί να αυξηθεί σημαντικά σε άτομα που πάσχουν από πνευμονικά νοσήματα με ανομοιογενή κατανομή αερισμού. Αιφνίδια μείωση της πίεσης ETCO<sub>2</sub> αντανακλά οξεία επεισόδια όπως αποσύνδεση από τον αναπνευστήρα, απόφραξη αεραγωγού, υπεραερισμό, καρδιακή ανακοπή, πνευμονική εμβολή ή εισρόφηση. Απουσία της πίεσης ETCO<sub>2</sub> σημαίνει καρδιακή ανακοπή ή διασωλήνωση οισοφάγου. Αιφνίδια αύξηση της πίεσης ETCO<sub>2</sub> σημαίνει, απότομη αύξηση της καρδιακής παροχής, χορήγησης διτανθρακικών, ενώ βαθμιαία αύξηση μπορεί να οφείλεται σε υποαερισμό.

### 2.5.1 Καπνογράφοι

Λειτουργούν με βάση τη φασματοσκοπία απορρόφησης στην υπέρυθη περιοχή. Το CO<sub>2</sub> απορροφά το φως σε μια μικρού εύρους ζώνη του φάσματος της υπέρυθρης ακτινοβολίας, που αντιστοιχεί σε μήκος κύματος 4.3 μm. Η διοδική λυχνία του καπνογράφου εκπέμπει υπέρυθη ακτινοβολία κάθετα προς το ρεύμα του εκπνεόμενου αέρα, ενώ ένας φωτοϋποδοχέας στην απέναντι πλευρά μετρά την ένταση της εξερχόμενης ακτινοβολίας, η οποία είναι αντιστρόφως ανάλογη προς την περιεκτικότητα του CO<sub>2</sub>.



Διακρίνονται σε καπνογράφους κυρίου ρεύματος, περιφερικού ρεύματος και φορητούς. Σε διασωληνωμένους ασθενείς χρησιμοποιούνται καπνογράφοι κυρίου ρεύματος (mainstream capnography). Αυτοί έχουν τον αισθητήρα τους τοποθετημένο μεταξύ ενδοτραχειακού σωλήνα και κυκλώματος του αναπνευστήρα. Είναι πιο αξιόπιστοι γιατί έχουν ταχύτερη ανταπόκριση, μεγαλύτερη ακρίβεια και πιστότερη απεικόνιση της κυματομορφής του  $CO_2$ . Αυτά τα πλεονεκτήματα οφείλονται στην άμεση μέτρηση της συγκέντρωσης του  $CO_2$ . Οι καπνογράφοι περιφερικού ρεύματος (sidestream capnometry) χρησιμοποιούνται και σε μη διασωληνωμένους ασθενείς, έχουν μια αντλία αρνητικής πίεσης που αναρροφά συνεχώς δείγμα εκπνεόμενου αέρα με ροή 50/500 ml/min είτε μέσω ρινικού ή ρινοφαρυγγικού καθετήρα ή μέσω του κυκλώματος. Το δείγμα συγκεντρώνεται σε μια υδατοπαγίδα (για κατακράτηση των υδρατμών) μέσω τριχοειδούς σωλήνα και στη συνέχεια στον αναλυτή. Οι φορητοί καπνογράφοι, (portable) βασίζονται στη φασματομετρία, είναι εύρηστοι και δεν προσθέτουν νεκρό χώρο στο κύκλωμα. Γενικότερα τα μειονεκτήματά τους είναι ότι, τοποθετούνται σχετικά μακριά από τον αεραγωγό, άρα υπάρχει κάποια χρονοκαθυστέρηση στη λήψη των τιμών της πίεσης  $ETCO_2$  και η υγρασία που εναποτίθεται στον αισθητήρα καθιστά τις τιμές σχετικά αναξιόπιστες.



Σχήμα 2.5.1 Το φυσιολογικό καπνογράφημα παρουσιάζει τρεις φάσεις : Η φάση I δείχνει τη μερική πίεση του  $CO_2$  στον ανατομικό νεκρό χώρο που πρακτικά είναι μηδέν. Η φάση II μας δείχνει την ταχέως αυξανόμενη μερική πίεση του  $CO_2$  καθώς ο εκπνεόμενος κυψελιδικός αέρας αναμειγνύεται με τον αέρα του νεκρού χώρου. Η φάση III δείχνει το σχετικά σταθερό επίπεδο της μερική πίεσης  $CO_2$  κατά την εκπνοή του κυψελιδικού αέρα .

### 2.5.2 Εφαρμογές της καπνογραφίας

Μερικές από τις εφαρμογές της καπνογραφίας :

α) Εξακρίβωση της επιτυχούς διασωλήνωσης. Σε αποτυχία διασωλήνωσης της τραχείας ή τιμή της πίεσης  $ETCO_2$  είναι πολύ μικρή ή μηδενική.

β) Εκτίμηση της (μέσης αρτηριακής πίεσης  $CO_2$ )  $PaCO_2$ , όχι όμως σε άτομα που πάσχουν από πνευμονικά νοσήματα.

γ) Εκτίμηση του αερισμού υπολογίζοντας την απομάκρυνση  $CO_2$ .

δ) Υπολογισμός του νεκρού χώρου.

ε) Υπολογισμός της βέλτιστης θετικής τελο-εκπνευστικής πίεσης (PEEP). Η PEEP εκείνη με την οποία επαναστρατολογείται ο μέγιστος αριθμός λειτουργικών κυψελίδων χωρίς να υπερδιατείνονται οι ήδη ανοιχτές.

ζ) Έλεγχος της επιτυχίας της καρδιοπνευμονικής αναζωογόνησης αφού η αύξηση της πίεσης  $ETCO_2$  κατά τη διάρκεια των μαλάξεων αποτελεί καλό προγνωστικό δείκτη αναζωογόνησης και επιβίωσης.

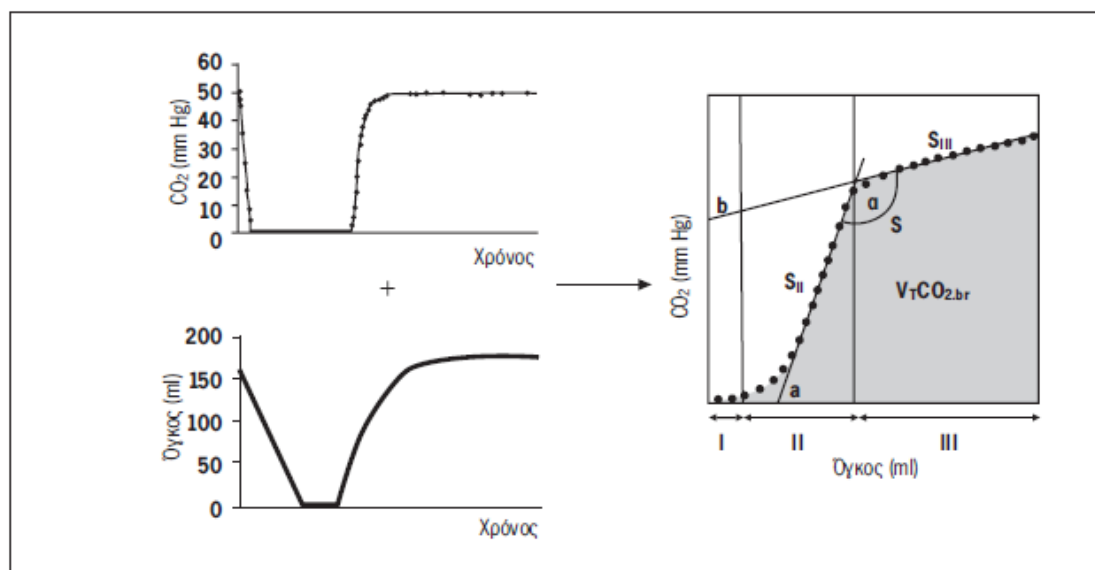
η) Παρακολούθηση της καρδιακής παροχής. Οι μεταβολές της πίεσης  $ETCO_2$  μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την παρακολούθηση των μεταβολών της καρδιακής παροχής στη διάρκεια της ανάνηψης με χορήγηση υγρών στο υποογκαιμικό σόκ.

### 2.5.3 Καπνόγραμμα όγκου ή εξπινόγραμμα ή *single breath test of CO<sub>2</sub>*

Το καπνόγραμμα όγκου εμφανίζει όλες τις πληροφορίες που παρέχει εκείνο του χρόνου. Επιπρόσθετα έχουμε σημαντικές φυσιολογικές πληροφορίες σχετικές με τη δυναμική της εκπνοής  $CO_2$  αλλά και τη δυνατότητα ανάλυσης της αλληλουχίας του κατά την αναπνοή αερισμού και του αερισμού του νεκρού χώρου. Το εμβαδόν κάτω από την καμπύλη (Σχήμα 2.5.3 ) αντιπροσωπεύει τον όγκο του  $CO_2$  που αποβάλλεται σε μια εκπνοή, άρα το ποσοστό του κυψελιδικού αέρα που έρχεται σε επαφή με το αίμα των πνευμονικών τριχοειδών.

Με τη χρήση καπνογραφίας στις ΜΕΘ μας δίνεται η δυνατότητα προσδιορισμού της τελο-εκπνευστικής πίεσης (PEEP). Ο υπολογισμός της βέλτιστης PEEP (η PEEP εκείνη κατά την οποία επαναστρατολογείται ο μέγιστος αριθμός λειτουργικών κυψελίδων χωρίς να υπερδιατείνονται οι ήδη ανοιχτές), είναι εξαιρετικά χρήσιμος γιατί παίρνουμε τα οφέλη της PEEP χωρίς τα μειονεκτήματά της. Στη βέλτιστη PEEP η διαφορά μεταξύ πίεσης  $ETCO_2$  και  $aCO_2$  ελαχιστοποιείται όταν επαναστρατολογούνται οι πλείστες δυνατές κυψελίδες, Το συνεχές καπνογράφημα είναι χρήσιμο για τον υπολογισμό του νεκρού χώρου , την εκτίμηση

της ομοιογένειας ή μη του αερισμού και συμβάλλει στην αναγνώριση PEEP (παθολογικής υπερδιάτασης του πνεύμονα κατά το τέλος της εκπνοής).



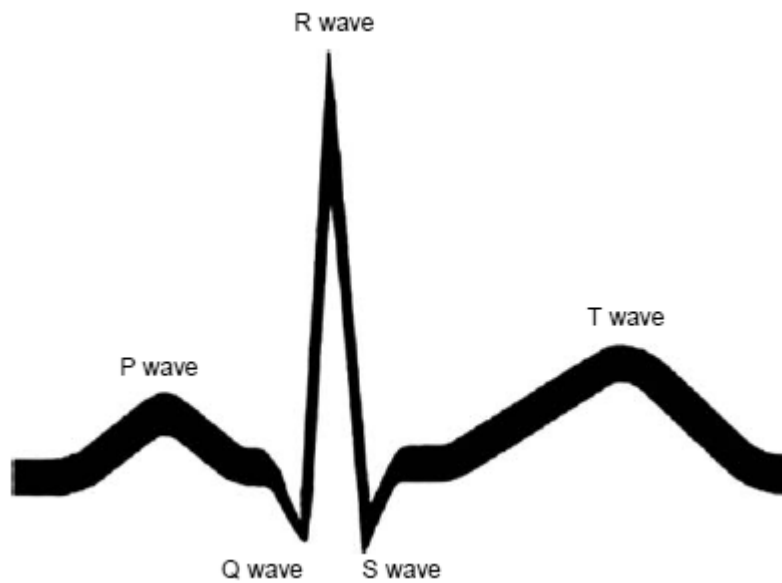
Σχήμα 2.5.3 Καπνογράφημα όγκου

## 2.6 Καρδιογράφημα

Η αναπαράσταση του χτύπου της καρδιάς, συμπεριλαμβανομένου του ηλεκτρικού σήματος που μεταδίδεται για να δημιουργήσει το χτύπο, είναι μια από τις πιο οικίες κυματομορφές στην ιατρική επιστήμη. Η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς είναι σχετικά απλή για να μετρηθεί και μας δίνει πολλές πληροφορίες για την υγεία των ασθενών

### 2.6.1 Ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς

Η καρδιά παράγει ηλεκτρικά σήματα για να συστέλλεται (αντλεί αίμα). Τα καρδιακά κύτταρα έχουν την ικανότητα να χάνουν την πολικότητα τους και να την επανακτούν ξανά. Με αυτήν τη δυνατότητα παράγεται ηλεκτρική ενέργεια. Το ηλεκτρικό σήμα στην καρδιά ξεκινά από το φλεβοκόμβο ο οποίος διεγείρει και τελικά προκαλεί σύσπαση στις κολπικές περιοχές της καρδιάς. Το σήμα περνά διαδοχικά τον κολποκοιλιακό κόμβο, το δεμάτιο του Χις, έως το δίκτυο του Πούρκιντζι. Τότε διεγείρονται οι κοιλιακές περιοχές της καρδιάς και συστέλλονται και αυτές με τη σειρά τους. Όταν οι κοιλίες διεγείρονται για να συσταλούν, οι κόλποι αποκτούν πάλι πόλωση. Το ηλεκτρικό αυτό σήμα ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ).



Σχήμα 2.6.1 Κυματομορφή ΗΚΓ

Η ηλεκτρική κυματομορφή έχει τη μορφή του σχήματος 2.6.1, και η κάθε κορυφή της αντιπροσωπεύεται από ένα γράμμα. Η κυματομορφή αυτή αντικατοπτρίζει τις κινήσεις της καρδιάς (συστολές και διαστολές). Το πρώτο ανοδικό άκρο της κυματομορφής του ΗΚΓ ονομάζεται κύμα Ρ. Το κύμα Ρ παρατηρείται όταν οι κόλποι συστέλλονται για να αντλήσουν αίμα. Στο επόμενο κομμάτι του ΗΚΓ βλέπουμε ένα μικρό πτωτικό τμήμα που ακολουθείται από ένα ψηλό ανοδικό τμήμα. Αυτό ονομάζεται σύμπλεγμα QRS. Όταν το δεμάτιο του Χίς ενεργοποιείται, οι κοιλιακές περιοχές συστέλλονται για να αντλήσουν αίμα. Το μεγάλο πλάτος της τάσης που απαιτείται οφείλεται στο γεγονός ότι οι κοιλίες είναι οι πιο μυώδεις και με τη μεγαλύτερη πυκνότητα περιοχές της καρδιάς. Η επόμενη ανοδική καμπύλη ονομάζεται έπαρμα (κύμα) Τ. Το κύμα Τ σηματοδοτεί την περίοδο ηρεμίας των κοιλίων (επαναπόλωση). Ο αριθμός των κυμάτων ανά λεπτό μας δίνει τον καρδιακό ρυθμό. Το πλάτος του τμήματος QRS μπορεί να μετρηθεί επιφανειακά στο δέρμα και είναι περίπου 1 mV.

### 2.6.2 Παρακολούθηση ΗΚΓ

Ο ΗΚΓ μπορεί να μας τροφοδοτήσει με πολλές πληροφορίες για την ιατρική κατάσταση των ασθενών. Κάποια συμβάντα ιατρικής φυσιολογίας που μπορούν να ανιχνευθούν από μια ιατρική ομάδα περιλαμβάνουν :

α) Μαρμαρυγή – καρδιακή αρρυθμία, ουσιαστικά προκαλείται από τυχαιότητα στα ηλεκτρικά σήματα και έχει σαν αποτέλεσμα χαστικές και αναποτελεσματικές συσπάσεις της καρδιάς.

β) Ασυστολία, όταν δεν υπάρχει ηλεκτρική δραστηριότητα στην καρδιά. Ασθενείς σε αυτή την κατάσταση είναι κλινικά νεκροί.

γ) Καρδιακές Ρυθμικές διαταραχές - περιλαμβάνει πρόωρες συστολές της κοιλίας, όπου οι κοιλίες συστέλλονται σε λάθος χρονική στιγμή.

δ) Ανωμαλίες ηλεκτρικής αγωγής, αποδιοργάνωση των ηλεκτρικών οδεύσεων της καρδιάς.

ε) Μέγεθος των καρδιακών θαλάμων (διεύρυνση ή ατροφία)

ζ) Τοποθέτηση της καρδιάς στο στέρνο (άξονας)

η) Ρυθμός που η καρδιά συσπάται (βραδυκαρδία, ταχυκαρδία)

θ) Διάγνωση εμφράγματος του μυοκαρδίου (καρδιακή προσβολή)

ι) Ισχαιμία, έλλειψη ροής αίματος στην καρδιά

κ) Επίδραση καρδιαγγειακών φαρμάκων

λ) Σε εξετάσεις άσκησης, τα αποτελέσματα της σωματικής άσκησης στην καρδιά

Είναι σημαντικό να γνωρίζουμε πως το ΗΚΓ πρέπει να μοιάζει προκειμένου να εκτιμήσουμε την απόδοση του συστήματος παρακολούθησης της καρδιάς. Η μελέτη των μικρών αλλαγών στην κυματομορφή που λαμβάνουν χώρα κατά τη διάρκεια παθήσεων είναι ιδιαίτερης σημασίας για τους ιατρούς.

Τα καρδιακά συστήματα παρακολούθησης, τυπικά εμφανίζουν στην οθόνη εκτός της κυματομορφής του ΗΚΓ και έναν αριθμό που αναπαριστά τον καρδιακό ρυθμό (χτύποι ανά λεπτό). Επιπλέον, ενεργοποιούν συναγερμούς προκειμένου να ειδοποιήσουν το προσωπικό εάν οι καρδιακοί ρυθμοί έχουν υπερβεί κάποιο ελάχιστο ή μέγιστο όριο. Οι κυματομορφές του ΗΚΓ λαμβάνονται από επιφανειακά ηλεκτρόδια που επικολλούνται στο δέρμα των ασθενών. Υπάρχουν και άλλοι τρόποι να λάβουμε τέτοιες κυματομορφές (όπως ηλεκτρόδια βελόνας ή στην περίπτωση εμβρύων κατά τον τοκετό όπου χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια στο δέρμα του κεφαλιού).

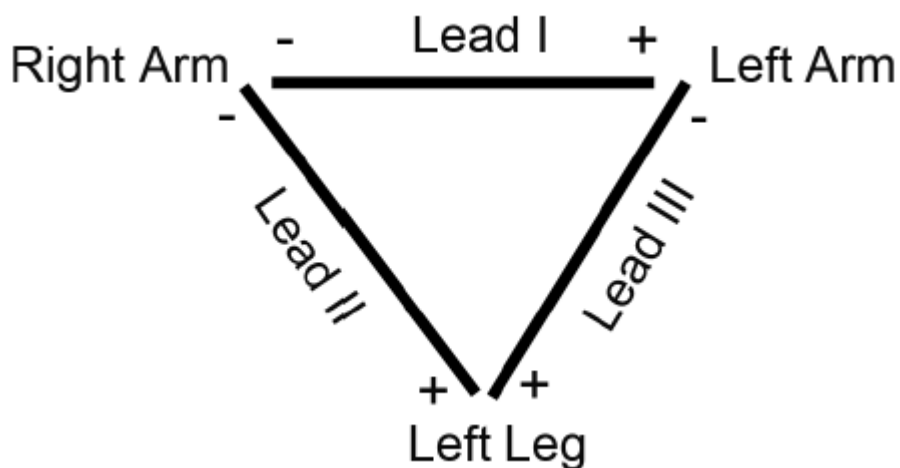
Η απαγωγή είναι μια όψη της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς από μια συγκεκριμένη οπτική γωνία του σώματος. Τα καλώδια των ηλεκτροδίων που συνδέονται με τους ασθενείς είναι σε ζεύγη, σε διαφορετικούς συνδυασμούς, ώστε να αποδώσουν τις οπτικές που απαιτούνται για κλινική ερμηνεία. Μόνο δύο συνδέσεις χρειάζονται για να γίνει μέτρηση της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς. Για παράδειγμα ένα πρόχειρο ΗΚΓ μπορεί να ληφθεί γρήγορα κρατώντας ένα ηλεκτρόδιο σε κάθε χέρι και χρησιμοποιώντας έναν απλό ενισχυτή σήματος. Η ανάγκη για σήματα υψηλής διαγνωστικής ποιότητας απαιτεί μεγαλύτερη προσοχή στις συνδέσεις των ασθενών.

### 2.6.3 ΗΚΓ τριών απαγωγών

Στο ΗΚΓ τριών απαγωγών έχουμε τρεις συνδέσεις με τον ασθενή. Χρησιμοποιούμε την παρακάτω ονοματοδοσία για τις συνδέσεις RA (right arm – δεξί χέρι), LA (left arm – αριστερό χέρι), LL (left leg – αριστερό πόδι). Αυτή η σήμανση μπορεί να είναι παραπλανητική γιατί τα ηλεκτρόδια συχνά τοποθετούνται στον κορμό του σώματος και όχι στα άκρα. Οι συνδέσεις των χεριών συνήθως τοποθετούνται κοντά στους ώμους και η σύνδεση LL γίνεται κοντά στο κάτω μέρος των πλευρών (στην αριστερή πλευρά του ασθενούς). Κάθε απαγωγή δείχνει την τάση (διαφορά δυναμικού) ανάμεσα σε δύο ηλεκτρόδια. Ένας ΗΚΓ τριών απαγωγών εμφανίζει την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς με τρεις διαφορετικούς τρόπους χρησιμοποιώντας τις τρεις ηλεκτρικές επαφές με τον ασθενή.

- α) Απαγωγή I – LA (θετικό) και RA (αρνητικό)
- β) Απαγωγή II - LL (θετικό) και RA (αρνητικό)
- γ) Απαγωγή III – LL (θετικό) και LA (αρνητικό)

Ένα ηλεκτρόδιο δε χρησιμοποιείται κάθε φορά σε κάποια από τις επιλογές απαγωγής. Αυτό το τρίτο ηλεκτρόδιο κάθε φορά θεωρείται ως απαγωγή αναφοράς (γείωση). Για παράδειγμα εάν παρακολουθούμε την απαγωγή II (RA και LL) το LA ηλεκτρόδιο είναι η γείωση. Αυτός ο συνδυασμός προέρχεται από τη δουλειά του Αϊτχόβεν (Willem Eithoven) και καλείται τρίγωνο του Αϊντχόβεν. Οι απαγωγές, διπολικές απαγωγές άκρων, σχηματίζουν ένα τρίγωνο (σχήμα 2.6.3).



Σχήμα 2.6.3 Τρίγωνο Αϊντχόβεν

Η παρακολούθηση με τρεις απαγωγές είναι ο πιο κοινός τρόπος σύνδεσης με τον ασθενή στην αναζήτηση ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς. Όταν απαιτείται συνεχή

παρακολούθηση αυτός ο τρόπος σύνδεσης είναι πολύ διαδεδομένος. Δυστυχώς, το ΗΚΓ τριών απαγωγών δε δίνει αρκετή διαγνωστική πληροφορία.

#### **2.6.4 ΗΚΓ πέντε απαγωγών**

Το ΗΚΓ πέντε απαγωγών προσφέρει έξι όψεις της καρδιάς. Οι τρεις είναι ίδιες με του ΗΚΓ τριών απαγωγών, απαγωγές I, II και III, προσθέτοντας τρεις επιπλέον όψεις που καλούνται  $aV_R$ ,  $aV_L$  και  $aV_F$ . Αυτές οι επιπρόσθετες απαγωγές ονομάζονται ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές άκρων. Οι περισσότερες όψεις προσφέρουν στους ιατρούς περισσότερες πληροφορίες γύρω από τον καρδιακό ιστό. Χρησιμοποιούνται πέντε συνδέσεις με τον ασθενή, τα ηλεκτρόδια LA, RA και LL είναι στις ίδιες θέσεις, και επιπλέον ένα στην κάτω θωρακική χώρα στην δεξιά πλευρά (right leg RL) και ένα κοντά στο κέντρο του στήθους (Chest). Το RL λαμβάνεται πάντα ως απαγωγή αναφοράς (γείωση). Όταν το θετικό ηλεκτρόδιο συνδέεται με το δεξιό άνω άκρο, η απαγωγή ονομάζεται  $aV_R$ , όταν συνδέεται με το αριστερό άνω άκρο, ονομάζεται απαγωγή  $aV_L$  και όταν συνδέεται με το αριστερό κάτω άκρο, ονομάζεται απαγωγή  $aV_F$ . Τα φυσιολογικά ηλεκτροκαρδιογραφήματα που λαμβάνονται με τις ενισχυμένες μονοπολικές απαγωγές των άκρων είναι όμοια με εκείνα των κλασσικών διπολικών απαγωγών των άκρων, εκτός από την απαγωγή  $aV_R$ , στην οποία το ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι ανεστραμμένο.

#### **2.6.5 ΗΚΓ δώδεκα απαγωγών**

Το ΗΚΓ 12 απαγωγών χρησιμοποιεί δέκα ηλεκτρόδια, τέσσερα συνδεδεμένα στα άκρα (πολλές φορές και στον κορμό) και έξι συνδεδεμένα σε μια γραμμή στο θωρακικό τοίχωμα. Αυτές οι συνδέσεις ονομάζονται μονοπολικές προκάρδιες (θωρακικές) απαγωγές και μας προσφέρουν εκτεταμένες πληροφορίες για διαγνωστικούς σκοπούς. Το ηλεκτρόδιο που είναι συνδεδεμένο στο δεξί πόδι RL εξυπηρετεί ως γείωση. Τα ηλεκτρόδια στον ΗΚΓ 12 απαγωγών συνολικά μπορούν να μετρήσουν 12 διαφορετικές τάσεις της καρδιάς μέσω 12 συγκρίσεων. Η τοποθέτηση των απαγωγών με ακρίβεια είναι ιδιαίτερης σημασίας. Οι απαγωγές που μπορούν να λάβουν οι κλινικοί ιατροί είναι οι I, II, III,  $aV_R$ ,  $aV_L$ ,  $aV_F$ ,  $V_1$ ,  $V_2$ ,  $V_3$ ,  $V_4$ ,  $V_5$  και  $V_6$ . Στο ΗΚΓ 12 απαγωγών οι έξι όψεις είναι όμοιες με του ΗΚΓ 5 απαγωγών με την πρόσθεση έξι επιπλέον όψεων. Η προσθήκη περισσότερων ηλεκτροδίων σε επαφή με το σώμα του ασθενή επεκτείνει την πληροφόρηση από δισδιάστατη σε τρισδιάστατη.

Το ΗΚΓ 12 απαγωγών συνήθως πραγματοποιείται για διαγνωστικούς λόγους και ο ασθενής δεν είναι συνδεδεμένος και με τα δέκα ηλεκτρόδια συνέχεια. Τα ίχνη του ΗΚΓ 12 απαγωγών μπορούν να βοηθήσουν σημαντικά όταν ο ασθενής παρακολουθείτε συνεχώς κατά τη διάρκεια κάποιας άσκησης ή δραστηριότητας.

## **2.7 Εγκεφαλογράφημα**

### **2.7.1 Διακίνηση πληροφοριών στον εγκέφαλο**

Τα νευρικά κύτταρα οργανώνονται σε οδούς μετάδοσης σημάτων και η λειτουργία του εγκεφάλου βασίζεται στη ροή πληροφοριών διαμέσου σύνθετων κυκλωμάτων που αποτελούνται από αλληλοσυνδεδεμένα νευρικά κύτταρα. Η μετάδοση της πληροφορίας γίνεται με δύο διαφορετικούς αλλά συμπληρωματικούς τρόπους, έναν ηλεκτρικό και ένα χημικό. Η διέγερση ενός νευρικού κυττάρου είναι μία στιγμιαία και παροδική διαταραχή στην κατανομή ηλεκτροθετικών και ηλεκτραρνητικών ιόντων της κυτταρικής του μεμβράνης, η οποία διατρέχει χωρίς παραμόρφωση, με ταχύτητα 1-100 μέτρα το δευτερόλεπτο, όλο το μήκος του νευράξονα μέχρι να φθάσει σε εξειδικευμένες θέσεις διακυτταρικής επικοινωνίας που ονομάζονται συνάψεις. Εκεί προκαλεί την απελευθέρωση ειδικών ουσιών, των νευροδιαβιβαστών, που αλληλεπιδρούν με υποδοχείς που βρίσκονται στην κυτταρική μεμβράνη των κυττάρων-αποδεκτών για να μεταδώσουν την πληροφορία. Ένας συνηθισμένος νευρώνας δέχεται σήματα από 1.000 περίπου άλλους νευρώνες και στέλνει σήματα σε 1.000-10.000 (σε μερικές περιπτώσεις και σε 100.000) άλλους νευρώνες.

Το σήμα που μεταφέρουν οι νευροδιαβιβαστές μπορεί να είναι διεγερτικό ή ανασταλτικό και, επομένως, οι συνάψεις διεγερτικές ή ανασταλτικές. Στις διεγερτικές συνάψεις, ο νευροδιαβιβαστής ευνοεί τη διαταραχή στην κατανομή των ιόντων της κυτταρικής μεμβράνης του κυττάρου-αποδέκτη της πληροφορίας, ενώ στις ανασταλτικές συνάψεις ο νευροδιαβιβαστής συμβάλλει στη διατήρηση της ηλεκτρικής ισορροπίας της κυτταρικής μεμβράνης. Σε κάθε στιγμή, ένα νευρικό κύτταρο μπορεί να δέχεται εκατοντάδες ή και χιλιάδες αντιφατικές προσταγές από διεγερτικές και ανασταλτικές συνάψεις που σχηματίζουν άλλα κύτταρα. Το αν θα αντιδράσει, παράγοντας ένα ηλεκτρικό σήμα, ή όχι εξαρτάται από τον αριθμό και την αποτελεσματικότητα των διεγερτικών και των ανασταλτικών σημάτων που δέχεται. Επομένως, τα νευρικά κύτταρα είναι μικροεπεξεργαστές πληροφοριών, οι οποίοι με την ειδική τους λειτουργία αποτρέπουν το πνευματικό χάος.

### **2.7.2 Μέτρηση και εκτίμηση σημάτων ΗΕΓ**

Τα ηλεκτρικά σήματα του εγκεφάλου μπορούν να μετρηθούν και να καταγραφούν με ηλεκτρόδια τριών τύπων (δέρματος κεφαλής, εγκεφαλικού φλοιού, και βάθους). Όταν τοποθετούνται ηλεκτρόδια στην εκτεθειμένη επιφάνεια (φλοιό) του εγκεφάλου, η καταγραφή ονομάζεται ηλεκτροφλοιογράφημα. Λεπτά μονωμένα ηλεκτρόδια βελόνας διαφόρων



σχεδιασμών μπορούν να εισαχθούν μέσα στον νευρικό ιστό του εγκεφάλου, στην λεγόμενη καταγραφή βάθους (Είναι εντυπωσιακό πόσο μικρή καταστροφή στον εγκεφαλικό ιστό πραγματοποιείται με τη χρήση ηλεκτροδίων κατάλληλου μεγέθους). Στα συστήματα παρακολούθησης ασθενών η καταγραφή γίνεται συνήθως στο δέρμα της κεφαλής, μη επεμβατικά, και σε αυτά θα επικεντρωθούμε σε αυτό το κεφάλαιο. Τα σήματα του ΗΕΓ που δημιουργούνται στον εγκέφαλο είναι πολύπλοκα και σχετικά τυχαία. Όταν οι μετρήσεις γίνονται στο δέρμα της κεφαλής, τα πλάτη του ΗΕΓ είναι πολύ μικρά, στην περιοχή των mV. Συγκεκριμένα τα ΗΕΓ χρησιμοποιούνται για :

- α) Εκτίμηση εγκεφαλικών κακώσεων
- β) Ανίχνευση επιληψίας
- γ) Εκτίμηση νοητικών διαταραχών
- δ) Αξιολόγηση διαταραχών ύπνου
- ε) Αξιολόγηση αντίδρασης εγκεφάλου σε ερεθίσματα

Μοτίβα και πληροφορίες είναι πιο δύσκολο να ανιχνευθούν στο ΗΕΓ από το ΗΚΓ. Ωστόσο, δοκιμές συχνά εκτελούνται για εκτίμηση της κυματομορφής του ΗΕΓ ως αντίδραση σε οπτικά και ηχητικά ερεθίσματα. Επειδή δεδομένα μπορούν να συλλεχθούν από πολλά άτομα, μια τυπική ΗΕΓ απόκριση μπορεί να προβλεφθεί και συγκριθεί με την απόκριση ενός συγκεκριμένου ασθενή. Ο ήχος, ο θόρυβος λόγω σωματικής κίνησης και η παρεμβολή του σήματος του ΗΚΓ μπορούν να παρουσιάσουν ορισμένα σημαντικά προβλήματα στις μετρήσεις του ΗΕΓ, επειδή οι μετρήσεις στο δέρμα του κεφαλιού είναι χαμηλής τάσης.

### **2.7.3 Εγκεφαλικά σήματα**

Τα σήματα του εγκεφάλου, τα οποία κατηγοριοποιούνται βάση της συχνότητας, διαχωρίζονται σε κύματα άλφα, βήτα, θήτα και δέλτα. Διαφορετικά σήματα έχουν καθοριστεί βάση της ηλικίας και της δραστηριότητας του ασθενή.

- α) Άλφα 7,5 - 13 Hz, εμφανίζονται κατά τη διάρκεια ξεκούρασης και ηρεμίας
- β) Βήτα 14 Hz και μεγαλύτερα, εμφανίζονται σε ασθενείς που είναι σε εγρήγορση και ξύπνιοι, Αυτά τα κύματα έχουν το μικρότερο πλάτος.
- γ) Θήτα 3,5-7 Hz, φυσιολογικά για παιδιά σε ξύπνια κατάσταση
- δ) Δέλτα 3 Hz και χαμηλότερα, συχνά κατά τη διάρκεια του ύπνου και σε νήπια. Αυτά τα κύματα έχουν το υψηλότερο πλάτος.

#### **2.7.4 Παρακολούθηση βάθους αναισθησίας**

Ο ΗΕΓ μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να καθοριστεί το επίπεδο της νάρκωσης του ασθενή κατά τη διάρκεια της αναισθησίας. Αυτή η μη επεμβατική μέθοδος κάνει ανάλυση των σημάτων του ΗΕΓ μέσω μαθηματικών αλγορίθμων. Η τεχνική ανάλυσης δημιουργήθηκε από δεδομένα πολλών ασθενών που υποβλήθηκαν σε αναισθησία. Ο μαθηματικός αλγόριθμος που βοηθά στην ανάλυση του ΗΕΓ, προέρχεται από τρεις απαγωγές στο μέτωπο του ασθενούς και ποικίλει ανάλογα με τον κατασκευαστή. Μια δημοφιλής μέθοδος ανάλυσης είναι η BIS, εύρεση διφασματικού δείκτη (bispectral index). Σε αυτό, το σύστημα παρακολούθησης παράγει ένα αριθμητικό αποτέλεσμα από το 0 (νεκρός) έως το 100 (πλήρης επαγρύπνηση). Αυτό το είδος παρακολούθησης επιτρέπει πλήρη έλεγχο της νάρκωσης και ακόμη πιο ακριβή χορήγηση φαρμάκων. Η τεχνολογία παρακολούθησης BIS, χρησιμοποιείται από πολλούς κατασκευαστές συστημάτων παρακολούθησης ασθενών.

#### **2.7.5 Παράγοντες που επηρεάζουν την παρακολούθηση με ΗΕΓ**

ΗΕΓ αυτού του τύπου πραγματοποιούνται παρακλίνια του ασθενούς για διάγνωση ιατρικών περιστατικών που σχετίζονται με κώμα, επιληψία και εκτίμηση ανάρρωσης. Υπάρχουν ορισμένα προβλήματα με τις εξετάσεις αυτού του είδους επειδή το περιβάλλον στην ΜΕΘ δε μπορεί να ελεγχθεί τόσο καλά όσο ένα ιατρικό εργαστήριο. Ορισμένες πηγές τέτοιων προβλημάτων περιλαμβάνουν :

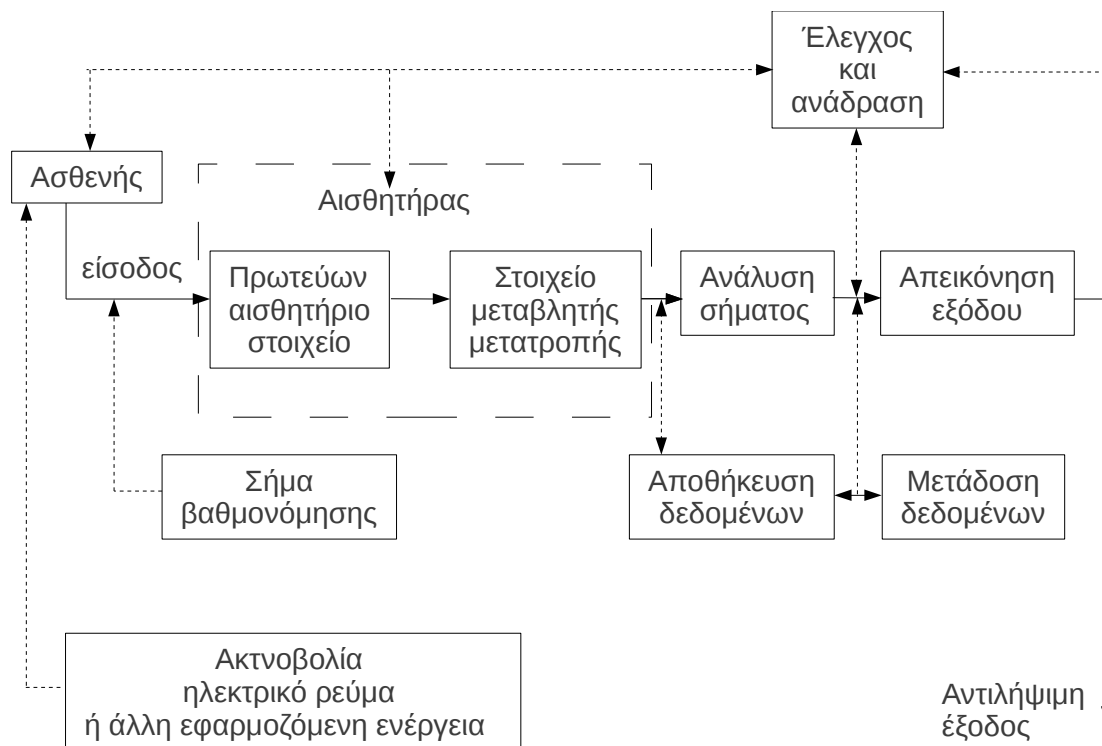
- α) Θόρυβο στα 60 Hz
- β) Τεχνουργήματα από αντλίες έγχυσης φαρμάκων, εξαεριστήρες και άλλο ηλεκτρονικό εξοπλισμό
- γ) Κίνηση και επαφή με νοσοκομειακό προσωπικό
- δ) Κίνηση ασθενών
- ε) Ιδρώτας και μυικά τεχνουργήματα
- δ) Πληγές και καψίματα στο δέρμα του κεφαλιού του ασθενή που περιορίζουν την πρόσβαση

**παρακολούθησης ασθενών**

Σε αυτό το κεφάλαιο θα επιχειρήσουμε να προσεγγίσουμε τα συστήματα παρακολούθησης ασθενών με βάση τις εισόδους, τις εξόδους και τα ενδιάμεσα μέρη που τα απαρτίζουν. Επιπλέον θα δούμε επιμέρους χαρακτηριστικά που εντοπίζουμε σε σύγχρονα συστήματα παρακολούθησης ασθενών.

**3.1 Δομικά στοιχεία συστημάτων παρακολούθησης ασθενών**

Κάθε σύστημα παρακολούθησης ασθενών έχει τουλάχιστον κάποια από τα δομικά στοιχεία του σχήματος 3.1. Η κύρια ροή πληροφορίας είναι από τα αριστερά προς τα δεξιά. Στοιχεία που ενώνονται με διακεκομμένη γραμμή δεν είναι υποχρεωτικά. Η κεντρική διαφορά ανάμεσα στα ιατρικά συστήματα παρακολούθησης και στα κλασικά συστήματα παρακολούθησης είναι ότι η πηγή των σημάτων είναι οι ζωντανοί ιστοί ή ενέργεια που εφαρμόζεται στους ιστούς αυτούς. Στο σχήμα 3.1 παρατηρούμε ότι η είσοδος του συστήματος είναι οι αισθητήρες που μετατρέπουν τα βιοσήματα, που δημιουργούνται στους ιστούς του ασθενή, σε μια άλλη μορφή ενέργειας (συνήθως ηλεκτρική υπό τη μορφή ηλεκτρικών σημάτων). Στα ηλεκτρικά σήματα εξόδου των αισθητήρων εφαρμόζονται ενισχύσεις και φίλτρα για να έρθουν σε κατάλληλη μορφή για επεξεργασία. Στα σύγχρονα συστήματα είναι πολύ σημαντικός ο μετατροπές αναλογικού σε ψηφιακό σήμα. Στη συνέχεια τα τροποποιημένα ηλεκτρικά σήματα επεξεργάζονται σε ειδικευμένα ψηφιακά κυκλώματα ή σε μικροϋπολογιστές και απεικονίζονται σε τέτοια μορφή ώστε το ιατρικό προσωπικό να κατανοήσει και ερμηνεύσει την παραγόμενη ιατρική πληροφορία.



Σχήμα 3.1 Μπλόκ διάγραμμα συστήματος παρακολούθησης ασθενών

Υπάρχουν ακόμη συμπληρωματικά στοιχεία που είναι προαιρετικά. Το σήμα βαθμονόμησης εφαρμόζεται στην είσοδο του αισθητήρα ή όσο το δυνατόν νωρίτερα στην διαδικασία της ανάλυσης σήματος. Πολλές μορφές ελέγχου και ανάδρασης υπάρχουν για να εξαχθούν οι μετρήσεις, για ρύθμιση των αισθητήρων και της επεξεργασίας σήματος και να κατευθύνουν τη ροή της πληροφορίας εξόδου για απεικόνιση, αποθήκευση ή μετάδοση. Ο έλεγχος και η ανάδραση μπορεί να γίνει χειροκίνητα ή αυτόματα. Δεδομένα μπορούν να αποθηκευτούν τοπικά λόγω των απαιτήσεων της επεξεργασίας σήματος ή για να επιτρέψουν στον χειριστή του συστήματος να τα εξετάσει και να ενεργοποιήσει καταστάσεις συναγερμού του συστήματος όταν χρειάζεται. Εναλλακτικά δεδομένα μπορούν να αποθηκευτούν πριν την επεξεργασία σήματος, ώστε να αναλυθούν και αξιοποιηθούν με διαφορετικές τεχνικές. Συμβατικές τηλεπικοινωνιακές μέθοδοι μπορούν να χρησιμοποιηθούν για μετάδοση δεδομένων σε απόμακρες οθόνες σε σταθμούς εποπτείας νοσοκόμων, ιατρικά κέντρα ή εγκαταστάσεις επεξεργασίας ιατρικών δεδομένων.

### 3.2 Αισθητήρες

Στην ενότητα αυτή θα επικεντρωθούμε στις βασικές αρχές και μηχανισμούς των αισθητήρων που χρησιμοποιούνται σε συσκευές παρακολούθησης ασθενών. Οι μορφομετατροπείς είναι συσκευές που μετατρέπουν ενέργεια από μια μορφή σε άλλη. Οι

αισθητήρες μετατρέπουν ένα φυσικό μέγεθος σε ένα ηλεκτρικό σήμα. Οι ενεργοποιητές μετατρέπουν ένα ηλεκτρικό σήμα σε μία φυσική αντίδραση. Ένας καλώς ορισμένος αισθητήρας πρέπει να αντιδρά μόνο στην μορφή ενέργειας που είναι σχεδιασμένος να παρακολουθεί και να αποκλείει όλες τις άλλες. Ένας αισθητήρας πρέπει να διασυνδέεται με τον ασθενή με τέτοιο τρόπο ώστε να ελαχιστοποιεί την ενέργεια που εξάγεται ενώ παράλληλα να είναι το δυνατόν λιγότερο επεμβατικός. Η ηλεκτρική έξοδος των αισθητήρων είναι πολύ χρήσιμη λόγω των πλεονεκτημάτων της ανάλυσης σήματος. Αλλαγές στις διαστάσεις του σώματος μπορούν να μετρηθούν από αλλαγές στην αντίσταση, επαγωγή, χωρητικότητα αλλά και μέσω του πιεζοηλεκτρικού φαινομένου. Θερμίστορ, θερμοζεύγη και ανιχνευτές οπτικής ίνας υπεισέρχονται στην μέτρηση της θερμοκρασίας του σώματος. Οπτομετρικοί αισθητήρες βοηθούν στην μέτρηση της οξυμετρίας και στην καπνογραφία.

### 3.2.1 Μετρητές μετατόπισης

#### α) Αισθητήρες αντίστασης

Όταν ένα λεπτό σύρμα (25μm) τεντώνεται μέσα στα όρια της ελαστικότητας του, η αντίσταση του σύρματος αλλάζει λόγω της αλλαγής στην διάμετρο, το μήκος και την ειδική αντίσταση. Ο υπολογισμός της παραμόρφωσης μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη μέτρηση πολύ μικρών μετατοπίσεων της τάξης των νανόμετρων. Από ότι γνωρίζουμε η βασική εξίσωση που μας δίνει την αντίσταση  $R$  ενός σύρματος με ειδική αγωγιμότητα  $\rho$ , μήκος  $L$  και διάμετρο  $A$  είναι :

$$R = \frac{\rho L}{A}$$

Με κατάλληλες μετατροπές μπορεί να παραχθεί η παρακάτω εξίσωση :

$$\frac{\Delta R}{R} = (1 + 2\mu) \frac{\Delta L}{L} + \frac{\Delta \rho}{\rho}$$

Αυτή η σχέση μας δίνει την αλλαγή στην αντίσταση σε συνάρτηση των αλλαγών στις διαστάσεις (μήκους  $\Delta L/L$  και επιφάνειας  $2\mu\Delta L/L$ ) συν της αλλαγής στην ειδική αγωγιμότητα, λόγω παραμόρφωσης που επιφέρει η αλλαγή στο πλέγμα της δομής του υλικού. Ο παράγοντας παραμόρφωσης  $G$ , που προκύπτει εάν διαιρέσουμε με  $\Delta L/L$ , είναι χρήσιμος στην σύγκριση τέτοιων υλικών :

$$G = \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L} = (1 + 2\mu) + \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L}$$

Ο παράγοντας παραμόρφωσης  $G$  σε ημιαγώγιμα υλικά είναι περίπου 50 με 70 φορές μεγαλύτερος από τα υπόλοιπα υλικά που χρησιμοποιούνται. Στα μέταλλα ο παράγοντας παραμόρφωσης εξαρτάται κυρίως από τις διαστάσεις. Στα περισσότερα μέταλλα έχουμε

$\mu=0,3$  και το  $G$  τουλάχιστον 1,6, ενώ οι ημιαγωγοί επηρεάζονται κυρίως από το φαινόμενο της ειδικής αγωγιμότητας.

Οι μετρητές παραμόρφωσης μπορούν να κατηγοριοποιηθούν σε συνδεδεμένους και μη συνδεδεμένους. Σε ένα μη συνδεδεμένο τα τέσσερα κομμάτια του ευαίσθητου στην παραμόρφωση σύρματος σχηματίζουν μια γέφυρα Γουέτστουν (Wheatstone). Αυτά τα σύρματα τοποθετούνται υπό πίεση ανάμεσα στο πλαίσιο και το κινητό μέρος, ώστε η προφόρτιση να είναι μεγαλύτερη από κάθε αναμενόμενο εξωτερικό φορτίο συμπίεσης. Αυτού του είδους αισθητήρες χρησιμοποιούνται για να μετατρέπουν την πίεση αίματος σε κίνηση διαφράγματος, αλλαγή της αντίστασης, και τέλος σε ηλεκτρικό σήμα. Ένας συνδεδεμένος μετρητής παραμόρφωσης αποτελείται από μεταλλικό σύρμα, έλασμα, φιλμ εν κενώ, ή ημιαγώγιμη ράβδο ενωμένη στην επιφάνεια που παραμορφώνεται. Σε αυτήν την περίπτωση η απόκλιση από τη γραμμικότητα είναι της τάξης του 1%. Μια μέθοδος για ισοστάθμιση της θερμοκρασίας της φυσικής ευαισθησίας του μετρητή περιλαμβάνει τη χρήση ενός δεύτερου μετρητή παραμόρφωσης που είναι εκτεθειμένος στις θερμοκρασιακές μεταβολές αλλά δεν αφήνεται να παραμορφωθεί.

Η τεχνολογία των μετρητών παραμόρφωσης εξελίχθηκε με την υιοθέτηση ημιαγωγών, οι οποίοι έχουν το πλεονέκτημα υψηλού  $G$ . Εντούτοις, έχουν μεγαλύτερη ευαισθησία στην θερμοκρασία και συνεπώς είναι λιγότερο γραμμικοί από τους μεταλλικούς, καθώς μεταβάλλεται η ειδική τους αγωγιμότητα με την παραμόρφωση. Στοιχεία ημιαγωγών μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε συνδεδεμένους, μη συνδεδεμένους και ενσωματωμένους μετρητές. Οι ενσωματωμένοι μετρητές μπορούν να κατασκευαστούν από σιλικόνη ή γερμάνιο, τύπου  $p$  ή  $n$ , ως το υπόστρωμα που σχηματίζει το δομικό μέλος. Το αντίθετου τύπου υλικό διαχύνεται πάνω στο υπόστρωμα. Αντίθετα πρόσημα του παράγοντα παραμόρφωσης είναι αποτελέσματα μετρητών υποστρώματος τύπου  $n$  ή  $p$  αντίστοιχα. Μεγάλος παράγοντας παραμόρφωσης  $G$  μπορεί να δημιουργηθεί σε ελαφρά επεξεργασμένα υλικά.

Οι ενσωματωμένοι τύποι αισθητήρων έχουν το πλεονέκτημα ότι ένας αισθητήρας πίεσης μπορεί να κατασκευαστεί χρησιμοποιώντας υπόστρωμα σιλικόνης για το δομικό μέλος του διαφράγματος. Γίνεται διάχυση των μετρητών απευθείας στο διάφραγμα. Όταν ασκείται πίεση στο διάφραγμα, μια ακτινική συνιστώσα πίεσης εμφανίζεται στην άκρη. Το πρόσημο αυτής της συνιστώσας είναι αντίθετο της εφαπτομενικής συνιστώσας πίεσης κοντά στο κέντρο. Αναλώσιμοι αισθητήρες πίεσης του αίματος χρησιμοποιούν ενσωματωμένα τσίπ σιλικόνης. Επιπλέον αισθητήρες μέτρησης παραμόρφωσης από σιλικόνη μπορούν να τοποθετηθούν στην άκρη των καθετήρων και να εισαχθούν κατευθείαν στο αίμα, συντελώντας σε μετρήσεις μεγαλύτερης ακρίβειας και μικρότερου χρόνου αντίδρασης.

Ελαστικής αντίστασης μετρητές παραμόρφωσης χρησιμοποιούνται εκτεταμένα σε βιοϊατρικές εφαρμογές, ιδιαίτερα στον καθορισμό των διαστάσεων και της πληθυσμογραφίας (ογκομετρίας) στο καρδιοαγγειακό και αναπνευστικό σύστημα. Αυτές οι κατασκευές αποτελούνται από στενούς σωλήνες καουτσούκ - σιλικόνης (εσωτερικής διαμέτρου 0,5 mm και εξωτερικής διαμέτρου 2 mm) μήκους από 3 έως 25 cm, γεμισμένους με υδράργυρο, ηλεκτρολύτη, ή αγώγιμη πάστα. Τα άκρα του σωλήνα σφραγίζονται με ηλεκτρόδια. Καθώς ο σωλήνας τεντώνεται, η διάμετρος του σωλήνα ελαττώνεται και το μήκος αυξάνεται, προκαλώντας αύξηση της αντίστασης. Η αντίσταση ανά μονάδα μήκους ενός τυπικού τέτοιου μετρητή είναι περίπου 0,02 έως 2 Ω/cm. Αυτές οι κατασκευές μετρούν πολύ μεγαλύτερες μετατοπίσεις από άλλους μετρητές.

Οι ελαστικοί μετρητές παραμόρφωσης παραμένουν γραμμικοί όταν βρίσκονται στο φάσμα από 1% έως 10% της μέγιστης επέκτασης τους. Εάν η επέκταση αυξηθεί στο 30% του μέγιστου, η μη γραμμικότητα φτάνει το 4% της πλήρους κλίμακας. Η αρχική μη γραμμικότητα (νεκρή ζώνη) αποδίδεται στην χαλαρότητα του μετρητή. Η μακράς διάρκειας αδράνεια του μέσου οφείλεται στον ελαστικό σωλήνα. Παρ' όλα αυτά μπορούν να χρησιμοποιηθούν χωρίς κανένα πρόβλημα για δυναμικές μετρήσεις. Λειτουργικά προβλήματα περιλαμβάνουν τη διατήρηση καλής επαφής ανάμεσα στον υδράργυρο και τα ηλεκτρόδια, διασφάλιση συνέχειας στην στήλη του υδραργύρου και ρύθμιση των αποκλίσεων στην αντίσταση λόγω του μεγάλου σχετιζόμενου συντελεστή θερμοκρασίας. Επιπλέον η ακριβής βαθμονόμηση είναι δύσκολη εξ' αιτίας της σχέσης πίεσης - παραμόρφωσης και ελαστικότητας μάζας στο σύμπλεγμα ιστού - μετρητή. Η χαμηλή τιμή της αντίστασης απαιτεί περισσότερη ισχύ για να λειτουργήσουν αυτές οι μονάδες μέτρησης παραμόρφωσης.

#### β) Επαγωγικοί αισθητήρες

Η επαγωγή  $L$  μπορεί να μετρήσει μετατοπίσεις μεταβάλλοντας οποιαδήποτε από τις τρεις παραμέτρους του πηνίου.

$$L = n^2 G \mu$$

Όπου  $n$  ο αριθμός των περιελίξεων του πηνίου,  $G$  ο παράγοντας γεωμετρικού σχήματος και  $\mu$  η διαπερατότητα του μέσου. Καθένας από τους παραπάνω παράγοντες μπορεί να αλλάξει με μηχανικά μέσα.

Ένας επαγωγικός αισθητήρας έχει το πλεονέκτημα ότι δεν επηρεάζεται από τις διηλεκτρικές ιδιότητες του χώρου που βρίσκεται. Όμως, μπορεί να επηρεασθεί από εξωτερικά μαγνητικά πεδία εάν βρίσκεται κοντά σε μαγνητικά υλικά.

Υπάρχουν διάφορα είδη αισθητήρων επαγωγικής μετατόπισης όπως αυτεπαγωγής, αλληλεπαγωγής και διαφορικού μετασχηματισμού.

Είναι δυνατό να μετατραπεί ένα κοινό επαγωγικό σύστημα σε ένα σύστημα αυτεπαγωγής με μια σειρά από παράλληλες συνδέσεις των πηνίων. Οι αισθητήρες μεταβλητής επαγωγικότητας που χρησιμοποιούν ένα πυρήνα που μετακινείται, βασίζονται στην αρχή ότι εναλλαγές στην αυτεπαγωγή του πηνίου μπορούν να προκληθούν αλλάζοντας το συντελεστή γεωμετρικού σχήματος ή την κίνηση ενός μαγνητικού πυρήνα μέσα στο πηνίο. Το γεγονός ότι αυτές οι κατασκευές έχουν χαμηλές απαιτήσεις ισχύος και προκαλούν μεγάλες διακυμάνσεις της επαγωγής τις κάνει ιδιαίτερα ελκυστικές για ιατρικές εφαρμογές.

Οι αισθητήρες αλληλεπαγωγής περιλαμβάνουν δύο ξεχωριστά πηνία και χρησιμοποιούν τις μεταβολές στο κοινό μαγνητικό τους πεδίο για να μετρήσουν μετατόπιση. Εφαρμογές αυτών των αισθητήρων βρίσκουμε σε συσκευές που μετρούν τις καρδιακές διαστάσεις, παρακολουθούν την αναπνοή των βρεφών και εξακριβώνουν τις διαστάσεις της διαμέτρου των αρτηριών. Οι αισθητήρες αλληλεπαγωγής μπορούν να μετρήσουν αλλαγές στις διαστάσεις εσωτερικών οργάνων (νεφρά, κύρια αιμοφόρα αγγεία, δεξιά κοιλία της καρδιάς). Η τάση που επάγεται στο δεύτερο πηνίο εξαρτάται από τη γεωμετρία των πηνίων, τον αριθμό των σπειρωμάτων του πρωτεύοντος και δευτερεύοντος, τη συχνότητα και το πλάτος της τάσης διέγερσης. Προκειμένου να έχουμε το μέγιστο σήμα εξόδου, επιλέγεται μία συχνότητα τέτοια ώστε το δεύτερο πηνίο να βρίσκεται σε συντονισμό. Η τάση εξόδου ανιχνεύεται με κοινά κυκλώματα αποδιαμόρφωσης και ενίσχυσης.

Οι γραμμικά μεταβαλλόμενοι διαφορικοί μετασχηματιστές (LVDT) χρησιμοποιούνται ευρέως στις μετρήσεις πίεσης, μετατόπισης και δύναμης. Αποτελούνται από ένα πρωτεύον πηνίο και δυο δευτερεύοντα πηνία συνδεδεμένα σε σειρά. Η σύζευξη ανάμεσα στα δευτερεύοντα πηνία αλλάζει από την κίνηση μιας υψηλής διαπερατότητας σφαίρας ανάμεσα τους. Τα δύο δευτερεύοντα πηνία συνδέονται ανάποδα μεταξύ τους ώστε να επιτευχθεί μεγαλύτερη περιοχή γραμμικότητας. Το πρωτεύον πηνίο διεγείρεται με ημιτονοειδή τάση και συχνότητα ανάμεσα σε 60 Hz και 20 kHz. Όταν η σφαίρα τοποθετείται συμμετρικά, οι τάσεις στα δευτερεύοντα πηνία είναι ίσες και το σήμα εξόδου είναι μηδέν. Τα χαρακτηριστικά των γραμμικά μεταβαλλόμενων διαφορικών μετασχηματιστών περιλαμβάνουν γραμμικότητα σε μεγάλο εύρος, αλλαγή φάσης κατά  $180^\circ$  όταν ο πυρήνας περνά από την κεντρική θέση, και κορεσμό στις άκρες. Η ευαισθησία τους βρίσκεται στην τάξη του 0,5 με 2 mV για μετατόπιση 0,01 mm/V τάσης πρωτεύοντος, μετατόπιση πλήρους κλίμακας από 0,1 έως 250 mm και γραμμικότητα πάνω ή κάτω του 0,25%. Όπως φαίνεται η ευαισθησία τους είναι πολύ μεγαλύτερη από τους μετρητές παραμόρφωσης. Ένα μειονέκτημα τους είναι ότι απαιτούν πιο πολύπλοκες διατάξεις επεξεργασίας σήματος.



### γ) Χωρητικοί αισθητήρες

Η χωρητικότητα δύο παράλληλων πλακών επιφάνειας  $A$  που διαχωρίζονται από απόσταση  $x$  είναι :

$$C = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{A}{x}$$

Όπου  $\varepsilon_0$  είναι η διηλεκτρική σταθερά του κενού και  $\varepsilon_r$  η σχετική διηλεκτρική σταθερά του μονωτικού μέσου (1,0 για τον αέρα). Κατά κανόνα είναι εφικτό να καθορίσουμε τη μετατόπιση μεταβάλλοντας κάθε μία από τις παραμέτρους  $\varepsilon_r$ ,  $A$ , ή  $x$ . Η μέθοδος που είναι πιο εύκολο να υλοποιηθεί και χρησιμοποιείται πιο συχνά είναι να αλλάξει η απόσταση μεταξύ των δύο πλακών.

Η ευαισθησία  $K$  του χωρητικού αισθητήρα σε αλλαγές της απόστασης των πλακών  $\Delta x$  βρίσκεται με διαφορίση.

$$K = \frac{\Delta C}{\Delta x} = -\varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{A}{x^2}$$

Παρατηρούμε ότι η ευαισθησία αυξάνεται όσο η απόσταση των πλακών μειώνεται.

Συμμορφούμενα πλαστικά διαφορετικών διηλεκτρικών σταθερών μπορούν να τοποθετηθούν ανάμεσα στις πλάκες για να σχηματίσουν ένα χωρητικό υπόστρωμα. Η κίνηση των ασθενών δημιουργεί φορτίο, το οποίο ενισχύεται και φιλτράρεται για να απεικονίσει τις αναπνευστικές κινήσεις των πνευμόνων ή τις βαλλιστογραφικές κινήσεις της καρδιάς.

Ένας χωρητικός αισθητήρας μπορεί να κατασκευαστεί από στρώσεις μονωτικού μίκας συγκολλημένων ανάμεσα σε στρώσεις μετάλλου με αυλακώσεις. Η άσκηση πίεσης ισιώνει τις στρώσεις μετάλλου και τις φέρνει πιο κοντά μεταξύ τους, αυξάνοντας τη χωρητικότητα. Ο αισθητήρας δεν καταστρέφεται από μεγάλες υπερφορτώσεις, διότι το ίσιωμα των αυλακώσεων δεν προκαλεί υποχώρηση του μετάλλου. Τέτοιοι αισθητήρες μπορούν να μετρήσουν την πίεση που ασκείται μεταξύ του ποδιού και του παπουτσιού.

### δ) Πιεζοηλεκτρικοί αισθητήρες

Οι πιεζοηλεκτρικοί αισθητήρες χρησιμοποιούνται για να μετρήσουν μετατοπίσεις στην φυσιολογία του σώματος και να καταγράψουν τους καρδιακούς ήχους. Τα πιεζοηλεκτρικά υλικά παράγουν ηλεκτρικό δυναμικό όταν παραμορφώνονται μηχανικά και αντιστρόφως ένα ηλεκτρικό δυναμικό μπορεί να προκαλέσει φυσική παραμόρφωση του υλικού. Η αρχή της λειτουργίας τους εντοπίζεται στο γεγονός ότι όταν ένα ασύμμετρο κρυσταλλικό πλέγμα διαστρεβλώνεται, ένα φορτίο επαναπροσανατολισμού

απελευθερώνεται, προκαλώντας σχετική μετακίνηση αρνητικών και θετικών φορτίων. Η μετακίνηση των εσωτερικών φορτίων επάγουν επιφανειακά φορτία αντίθετης πολικότητας στις απέναντι πλευρές του κρυστάλλου. Τα επιφανειακά φορτία μπορούν να καθοριστούν μετρώντας τη διαφορά τάσης ανάμεσα σε ηλεκτρόδια συνδεδεμένα στις επιφάνειες.

Αρχικά υποθέτουμε άπειρη αντίσταση διαρροής. Τότε το συνολικό επαγόμενο φορτίο  $q$  είναι ανάλογο της ασκούμενης δύναμης  $f$ .

$$q = kf$$

Όπου  $k$  είναι η πιεζοηλεκτρική σταθερά. Η αλλαγή στην τάση μπορεί να ευρεθεί υποθέτοντας ότι το σύστημα συμπεριφέρεται σαν μια χωρητικότητα παράλληλων πλακών. Δηλαδή :

$$u = \frac{kf}{C} = \frac{kfx}{\epsilon_0 \epsilon_r A}$$

Τυπικές τιμές του  $k$  είναι 2,3 pC/N για το χαλαζία και 140 pC/N για το τιτανικό βάριο. Για έναν πιεζοηλεκτρικό αισθητήρα επιφάνειας  $1 \text{ cm}^2$  και πάχους  $1 \text{ mm}$  όταν ασκείται δύναμη ανάλογη  $10 \text{ g}$  βάρους, η τάση εξόδου  $u$  είναι  $0,23 \text{ mV}$  και  $14 \text{ mV}$  για το χαλαζία και το τιτανικό βάριο αντίστοιχα.

Υπάρχουν πολλοί τρόποι λειτουργίας των πιεζοηλεκτρικών αισθητήρων, ανάλογα με το υλικό και τον κρυσταλλογραφικό προσανατολισμό των επιστρώσεων. Τέτοιοι τρόποι περιλαμβάνουν συμπίεση πάχους, διαμήκη, ή εγκάρσια. Επίσης είναι διαθέσιμα πιεζοηλεκτρικά πολυμερή φιλμ, όπως η φθοριούχα πολυβινυλιδίνη (PVDF). Τα φιλμ αυτά είναι πολύ λεπτά, ελαφριά και εύκαμπτα, μπορούν να κοπούν εύκολα και να προσαρμοστούν σε ακανόνιστες επιφάνειες. Ο χαμηλός συντελεστής μηχανικής ποιότητας δεν επιτρέπει εφαρμογές συντονισμού, αλλά βρίσκει χρήση σε ακουστικές ευρυζωνικές εφαρμογές, μικροφώνων και μεγαφώνων.

Τα πιεζοηλεκτρικά υλικά έχουν μεγάλη αλλά πεπερασμένη αντίσταση. Ως αποτέλεσμα εάν εφαρμοστεί στατική παραμόρφωση  $x$ , φορτίο διαρρέει από την αντίσταση διαρροής. (της τάξης των  $100 \text{ G}\Omega$ ). Είναι προφανώς σημαντικό η αντίσταση εισόδου της εξωτερικής συσκευής μέτρησης τάσης να είναι μια τάξη μεγέθους μεγαλύτερη από του πιεζοηλεκτρικού αισθητήρα.

Ας παρατηρήσουμε την απόκριση τάσης εξόδου ενός πιεζοηλεκτρικού αισθητήρα ανάλογα με μικρές μετατοπίσεις  $x$ . Η έξοδος πέφτει εκθετικά λόγω της πεπερασμένης εσωτερικής αντίστασης του πιεζοηλεκτρικού υλικού. Σε χρονικό διάστημα ίσο με  $T$  η δύναμη δεν υφίσταται, και η αποκατάσταση της μετατόπισης γίνεται ίση και αντίθετη από την αρχική. Αυτό προκαλεί μια αιφνίδια μείωση του πλάτους τάσης, ανάλογη της πτώσης πριν

την απελευθέρωση της μετατόπισης. Η πτώση μπορεί να μειωθεί αυξάνοντας τη σταθερά χρόνου  $\tau=RC$ . Ο πιο απλός τρόπος είναι η πρόσθεση μια παράλληλης χωρητικότητας. Με αυτόν τον τρόπο όμως μειώνεται η ευαισθησία στην μεσαία ζώνη συχνοτήτων. Μια διαφορετική προσέγγιση για ενίσχυση της απόκρισης χαμηλών συχνοτήτων είναι η χρήση ενισχυτή φορτίου. Εξ' αιτίας του μηχανικού συντονισμού, το ανάλογο κύκλωμα υψηλών συχνοτήτων για έναν πεζοηλεκτρικό αισθητήρα είναι πολύπλοκο. Αυτή η επίδραση μπορεί να αναπαρασταθεί προσθέτοντας ένα κύκλωμα RLC παράλληλα με τη χωρητικότητα και την αντίσταση διαρροής του αισθητήρα. Σε ορισμένες εφαρμογές, για παράδειγμα στην περίπτωση κρυσταλλικών φίλτρων, ο μηχανικός συντονισμός είναι χρήσιμος για ακριβή έλεγχο συχνότητας.

Οι πεζοηλεκτρικοί αισθητήρες χρησιμοποιούνται εκτεταμένα στην καρδιολογία για εξωτερική (στην επιφάνεια σώματος) και εσωτερική (ενδοκαρδιακή) φωνοκαρδιογραφία. Επίσης έχουμε εφαρμογή στην ανίχνευση των ήχων Κορότκοφ (Korotkoff) σε μετρήσεις πίεσης του αίματος. Άλλες εφαρμογές περιλαμβάνουν πεζοηλεκτρικούς αισθητήρες στην μέτρηση επιταχύνσεων. Ένας πεζοηλεκτρικός αισθητήρας και το ανάλογο κύκλωμα μπορεί να μετρήσει τις επιταχύνσεις του ανθρώπινου σώματος που οφείλονται στην κίνηση και να παρουσιάσει μια εκτίμηση της καταναλισκόμενης ενέργειας. Ακόμη υπερηχητικοί μετρητές ροής αίματος χρησιμοποιούν πεζοηλεκτρικά στοιχεία που λειτουργούν σε κατάσταση συντονισμού που εκπέμπουν και ανιχνεύουν ήχους υψηλών συχνοτήτων.

### **3.2.2 Μετρητές θερμοκρασίας**

#### **α) Θερμοζεύγη**

Η θερμοηλεκτρική θερμομετρία οφείλεται στην ανακάλυψη του Σίμπεκ (Seebeck) το 1821. Παρατήρησε ότι ηλεκτρεγερτική δύναμη ΗΕΔ αναπτύσσεται στην συμβολή δύο ανόμοιων μετάλλων. Το φαινόμενο οφείλεται σε δύο ανεξάρτητα φαινόμενα. Το πρώτο, ανακαλύφθηκε από τον Πελτιέρ (Peltier), λέει ότι μια ΗΕΔ οφείλεται μόνο στην επαφή δύο ανόμοιων μετάλλων και στην θερμοκρασία στην συμβολή τους (δηλαδή ανάλογη της διαφοράς θερμοκρασίας των μετάλλων). Το δεύτερο φαινόμενο, πιστώνεται στον Τόμσον (Lord Kelvin Thomson), λέει ότι η ΗΕΔ οφείλεται στην θερμοκρασιακή διαβάθμιση σε κάθε αγωγό (ανάλογη της διαφοράς των τετραγώνων της θερμοκρασίας των αγωγών). Τα πλάτη των δύο ΗΕΔ μπορούν να προκύψουν από τους θερμοδυναμικούς νόμους και εξαρτώνται από τα μέταλλα που θα επιλεγθούν. Γνώση αυτών των δύο φαινομένων δεν είναι ιδιαίτερα χρήσιμη στις πρακτικές εφαρμογές, οπότε εμπειρικά δεδομένα βαθμονόμησης συνήθως τοποθετούνται στην ανάπτυξη μιας δυναμοσειράς που μας δίνει την ΗΕΔ.

$$E = \alpha T + \frac{1}{2} b T^2 + \dots$$

όπου  $T$  είναι σε βαθμούς Κελσίου και συμβολή αναφοράς διατηρείται στους  $0^\circ\text{C}$ .

Υπάρχουν τρεις εμπειρικοί νόμοι στα θερμοζεύγη. Ο πρώτος νόμος, των ομογενών κυκλωμάτων, ορίζει ότι ένα κύκλωμα αποτελούμενο από μοναδικό ομογενές μέταλλο, δε μπορεί να συντηρήσει ρεύμα με την επίδραση μόνο θερμότητας. Ο δεύτερος νόμος, των ενδιάμεσων μετάλλων, ορίζει ότι η ΗΕΔ σε ένα κύκλωμα που αποτελείται από διασυνδέσεις ανόμοιων μετάλλων, στο οποίο η θερμοκρασία διατηρείται σταθερή, είναι μηδέν. Η πρακτική εφαρμογή αυτού του νόμου είναι ότι καλώδια μπορούν να συνδεθούν στα θερμοζεύγη χωρίς να επηρεάσουν τη μετρούμενη ΗΕΔ, αρκεί οι νέες διακλαδώσεις να έχουν την ίδια θερμοκρασία. Ο τρίτος νόμος, διαδοχικών ή ενδιάμεσων θερμοκρασιών, μας λέει ότι εάν παράγεται ΗΕΔ  $E_1$  από δύο ανόμοια μέταλλα με θερμοκρασίες  $T_1$  και  $T_2$ , και  $E_2$  από θερμοκρασίες  $T_2$  και  $T_3$ , τότε η συνολική ΗΕΔ  $E_1 + E_2$  θα έχει κατά αντιστοιχία θερμοκρασίες  $T_1$  και  $T_3$ .

Η θερμοηλεκτρική ευαισθησία  $\alpha$  (θερμοηλεκτρική ισχύς ή συντελεστής Seebeck) προκύπτει διαφορίζοντας την πρώτη σχέση ως προς  $T$ .

$$\alpha = \frac{dE}{dT} = a + bT$$

Παρατηρούμε ότι η ευαισθησία  $\alpha$  δεν είναι σταθερός αριθμός αλλά μεταβάλλεται, συνήθως αυξάνεται, με τη θερμοκρασία. Η ευαισθησία των κοινών θερμοζευγών είναι μεταξύ 6,5 και 80  $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$  στους 20  $^\circ\text{C}$  με ακρίβεια από 0,25% έως 1%.

Για μετρήσεις ακριβείας, ο κόμβος αναφοράς πρέπει να διατηρείται σε συσκευές τριπλού σημείου του νερού (ισορροπίας τριών καταστάσεων υγρής-στερεάς-αέριας) σε θερμοκρασία 0.01  $^\circ\text{C}$  με απόκλιση 0.0005  $^\circ\text{C}$ . Κανονικά η ακρίβεια ενός σωστά κατασκευασμένου κρύου εμβαπτίσματος είναι 0,05  $^\circ\text{C}$  και μπορεί να αναπαραχθεί με ακρίβεια 0,001  $^\circ\text{C}$ . Φούρνοι ελεγχόμενης θερμοκρασίας μπορούν να κρατήσουν τη θερμοκρασία αναφοράς μεταξύ -0,4  $^\circ\text{C}$  και 0,4  $^\circ\text{C}$ .

Αυξημένη ευαισθησία μπορεί να πραγματοποιηθεί συνδέοντας έναν αριθμό από θερμοζεύγη σε σειρά, όταν όλα μετρούν την ίδια θερμοκρασία και έχουν τον ίδιο κόμβο αναφοράς. Η τοποθέτηση θερμοζευγών πολλαπλών κόμβων αναφέρεται ως θερμική στήλη. Παράλληλοι συνδυασμοί εφαρμόζονται στην μέτρηση της μέσης θερμοκρασίας.

Είναι εύκολο να αποκτηθεί μια άμεση ένδειξη της τάσης του θερμοζεύγους χρησιμοποιώντας ένα ψηφιακό βολτόμετρο. Η γραμμικότητα ενός συστήματος συνεχής

καταγραφής εξαρτάται μόνο από το ίδιο το θερμοζεύγος και είναι ανεξάρτητο από άλλα κυκλώματα.

Τα θερμοζεύγη έχουν τα παρακάτω πλεονεκτήματα : γρήγορο χρόνο αντίδρασης (χρονική σταθερά της τάξης του 1 ms), μικρό μέγεθος (12  $\mu\text{m}$  διάμετρο), ευκολία στην κατασκευή και σταθερότητα μετρήσεων μεγάλης διάρκειας. Έχουν όμως και μειονεκτήματα όπως : μικρή τάση εξόδου, χαμηλή ευαισθησία, και την ανάγκη θερμοκρασίας αναφοράς. Επειδή τα θερμοζεύγη γίνεται να κατασκευαστούν σε πολύ μικρό μέγεθος, μπορούν να τοποθετηθούν σε καθετήρες και υποδερμικές βελόνες.

### β) Θερμίστορ

Τα θερμίστορ είναι ημιαγωγοί κατασκευασμένοι από κεραμικά υλικά, που λειτουργούν σαν θερμικές αντιστάσεις με υψηλό αρνητικό θερμοκρασιακό συντελεστή. Αυτά τα υλικά αντιδρούν στις θερμοκρασιακές αλλαγές αντίστροφα από ότι τα μεταλλικά. Η αντίσταση των θερμίστορ ελαττώνεται όσο η θερμοκρασία αυξάνεται, και η αντίσταση αυξάνεται όσο η θερμοκρασία μειώνεται. Κατασκευάζονται από οξειδία των στοιχείων της ομάδας του σιδήρου όπως είναι τα οξειδία του χρωμίου (Cr), μαγγανίου(Mn), σιδήρου(Fe), χαλκού (Cu) ή νικελίου (Ni). Τα οξειδία αυτά έχουν μεγάλη ειδική αντίσταση και μπορεί κάτω από ορισμένες συνθήκες να μετατραπούν σε ημιαγωγούς τύπου P και N. Τα οξειδία κονιοποιούνται ανακατεύονται με συγκρατητική ύλη, μπαίνουν με πίεση σε ειδικά καλούπια, ψήνονται σε ειδικούς φούρνους όπου σε υψηλή θερμοκρασία γίνεται σύντηξη του οξειδίου, τοποθετούνται οι ακροδέκτες, επιστρώνονται με μονωτικό υλικό, μπαίνουν τα χρώματα που δείχνουν τα χαρακτηριστικά τους και δίνονται στο εμπόριο.

Ο Σάποφ (Sapoff) εξέτασε διάφορους τύπους θερμίστορ που βρέθηκαν καταλληλότερα για βιοϊατρική χρήση. Η αντίσταση ημιαγωγικών θερμίστορ που έχουν βιοϊατρικές εφαρμογές είναι ανάμεσα σε 0,1 και 100  $\Omega\text{m}$ . Είναι μικρού μεγέθους (μπορούν να κατασκευαστούν με διάμετρο μικρότερη από 0,5 mm), έχουν σχετικά μεγάλη ευαισθησία σε αλλαγές θερμοκρασίας (-3 με -5% ανά  $^{\circ}\text{C}$ ) και έχουν εξαιρετικά χαρακτηριστικά μακροχρόνιας σταθερότητας (+-0,2% από την ονομαστική αντίσταση τάσης ανά χρόνο).

Η εμπειρική σχέση ανάμεσα στην αντίσταση του θερμίστορ  $R_1$  και την απόλυτη θερμοκρασία  $T$  σε κέλβιν (K) είναι :

$$R_1 = R_0 e^{[\beta(T_0 - T)/TT_0]}$$

όπου  $\beta$  = σταθερά υλικού του θερμίστορ

$T_0$  = κανονική θερμοκρασία αναφοράς

Η τιμή του  $\beta$  αυξάνεται λίγο με τη θερμοκρασία, Εντούτοις, αυτό δεν εμφανίζει πρόβλημα στις βιοϊατρικές εργασίες, λόγω του μικρού εύρους των θερμοκρασιών που λαμβάνουν χώρα (10 °C με 20 °C). Η σταθερά  $\beta$ , γνωστή και ως χαρακτηριστική θερμοκρασία, είναι της τάξης των 2500 με 5000 K. Συνήθως κυμαίνεται στα 4000 K.

Η θερμοκρασιακή σταθερά  $\alpha$  μπορεί να βρεθεί διαφορίζοντας κατά  $T$  και διαιρώντας με  $R_1$ .

$$\alpha = \frac{1}{R_1} \frac{dR_1}{dT} = \frac{-\beta}{T^2} \quad (\%/K)$$

Από την παραπάνω σχέση παρατηρούμε ότι το  $\alpha$  είναι μια μη γραμμική συνάρτηση της θερμοκρασίας.

Η χαρακτηριστική τάσης-ρεύματος των θερμίστορ, είναι γραμμική έως το σημείο που η παραγόμενη θερμότητα τους εμφανίζεται σαν πρόβλημα. Όταν υπάρχει μεγάλη παραγωγή θερμότητας η τάση πτώσης του θερμίστορ ελαττώνεται όσο το ρεύμα αυξάνεται. Αυτό το κομμάτι της γραφικής παρουσιάζει χαρακτηριστικά αρνητικής αντίστασης.

Στο γραμμικό κομμάτι, ισχύει ο νόμος του  $\Omega\mu$  (Ohm) και το ρεύμα είναι εντελώς ανάλογο της εφαρμοζόμενης τάσης. Η θερμοκρασία του θερμίστορ είναι αυτή του περιβάλλοντος. Σε υψηλότερα ρεύματα υπάρχει ένα σημείο, λόγω αυξημένης ροής ρεύματος, που η θερμότητα που παράγεται από το θερμίστορ, αυξάνει τη θερμοκρασία στο θερμίστορ παραπάνω από αυτή της ατμόσφαιρας. Στην κορυφή της χαρακτηριστικής τάσης-ρεύματος, η αυξανόμενη αντίσταση είναι μηδέν, ενώ για μεγαλύτερα ρεύματα έχουμε αρνητική αντίσταση. Λειτουργία σε αυτήν την περιοχή μπορεί να οδηγήσει σε θερμική καταστροφή του θερμίστορ.

Ανάλογα εάν το θερμίστορ ψύχεται από αέρα, νερό ή άλλο μέσο, έχουμε διαφορετικές χαρακτηριστικές τάσης-ρεύματος επειδή μεταβάλλεται η θερμική αντίσταση του μέσου. Η αρχή της μεταβολής της θερμικής αντίστασης μπορεί να χρησιμοποιηθεί στην μέτρηση της ταχύτητας του αίματος.

Η χαρακτηριστική ρεύματος-χρόνου του θερμίστορ είναι σημαντική στην δυναμική ανάλυση του συστήματος. Όταν μια μικρή αλλαγή στην τάση εφαρμόζεται σε ένα κύκλωμα σειράς, αποτελούμενο από μια αντίσταση και ένα θερμίστορ, έχουμε ροή ροή ρεύματος. Ο χρόνος που καθυστερεί του ρεύματος για να φτάσει τη μέγιστη τιμή, είναι συνάρτηση της εφαρμοζόμενης τάσης, της μάζας του θερμίστορ και της τιμής της εν σειρά αντίστασης. Χρονικές καθυστερήσεις από χιλιοστά του δευτερολέπτου έως αρκετά λεπτά είναι δυνατές με κυκλώματα θερμίστορ. Παρόμοιες καθυστερήσεις επιτυγχάνονται όταν η θερμοκρασία του θερμίστορ αλλάζει προοδευτικά.

Διάφορες κυκλωματικές διατάξεις έχουν χρησιμοποιηθεί στο παρελθόν για γραμμικοποίηση της χαρακτηριστικής αντίστασης-θερμοκρασίας των θερμίστορ. Τα σύγχρονα όργανα όμως χρησιμοποιούν μικροϋπολογιστές για να διορθώσουν τις μη γραμμικότητες παρά κυκλωματικές διατάξεις.

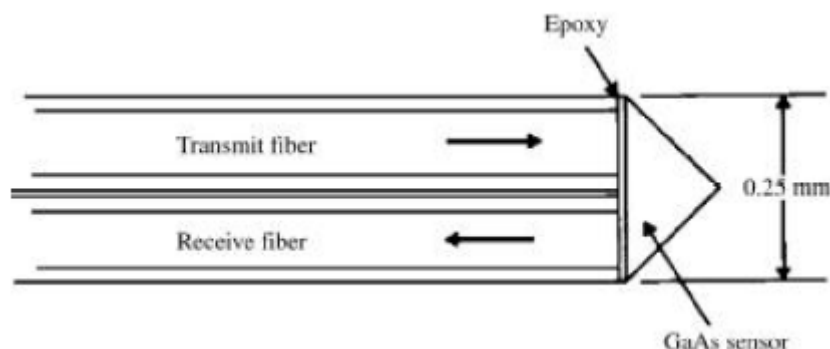
Τα κυκλώματα που χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση των θερμίστορ είναι βασικά τα ίδια με αυτά των αγώγιμων αισθητήρων, και παρόμοιες τεχνικές ανάγνωσης εφαρμόζονται. Κυκλώματα γέφυρας έχουν υψηλή ευαισθησία και καλή ακρίβεια. Πολύ μικρές διαφορές στην θερμοκρασία μπορούν να εντοπιστούν από γέφυρες διαφορικής θερμοκρασίας. Η χρήση τους είναι ιδιαίτερα σημαντική στην χρήση της βιολογίας. Για παράδειγμα, στην ανάγκη για εύρεση της θερμοκρασιακής διαφοράς μεταξύ δύο οργάνων ή ανάμεσα σε διαφορετικές περιοχές του ίδιου οργάνου. Μια διαφορική γέφυρα συνεχούς ρεύματος μπορεί να επιτύχει γραμμικότητα καλύτερη από 1% της πλήρης εξόδου όταν χρησιμοποιούνται θερμίστορ τύπου χάντρας που ταιριάζονται μεταξύ τους με απόκλιση  $\pm 1\%$  και θερμοκρασία 25 °C. Η σταθερότητα συνεχούς ρεύματος της γέφυρας δεν υπεισέρχεται συνήθως ως πρόβλημα, επειδή η τάση εξόδου της γέφυρας (ακόμα και για θερμοκρασιακές διαφορές της τάξης του 0,01%) είναι μεγαλύτερη από την ολίσθηση συνεχούς ρεύματος σε έναν καλό ολοκληρωμένου κυκλώματος τελεστικό ενισχυτή. Κυκλώματα τελεστικών ενισχυτών μπορούν ακόμη να χρησιμοποιηθούν για μέτρηση του ρεύματος στα θερμίστορ συναρτήσει της θερμοκρασίας. Ουσιαστικά, το κύκλωμα αυτό εφαρμόζει μια σταθερή τάση στο θερμίστορ και παρακολουθεί το ρεύμα του με ένα μετατροπέα τάσης-ρεύματος.

Διάφοροι τύποι και σχήματα θερμίστορ είναι διαθέσιμα : χάντρας, τσιπ, ράβδου, ροδέλας. Τα θερμίστορ τύπου χάντρας που περιέχονται σε κάψουλα από γυαλί είναι τα πιο κοινά σε βιοϊατρικές εφαρμογές. Το γυάλινο περίβλημα προστατεύει τα στοιχεία του αισθητήρα από το αφιλόξενο περιβάλλον του σώματος χωρίς να επηρεάζει σημαντικά το θερμικό χρόνο αντίδρασης του συστήματος. Το μικρό μέγεθος αυτών των θερμίστορ κάνει εφικτή την τοποθέτηση τους στην άκρη των καθετήρων ή υποδερμικών βελονών. Για παράδειγμα ένα σύστημα καθετήρα θερμοαραίωσης μπορεί να περιλαμβάνει έναν καθετήρα τεσσάρων αυλών με ένα θερμίστορ τοποθετημένο κοντά στην άκρη του καθετήρα.

Μια άλλη εφαρμογή των θερμίστορ είναι η κλινική μέτρηση της θερμοκρασίας στόματος. Ανιχνευτές θερμίστορ με αναλώσιμες επικαλύψεις χρησιμοποιούνται, αλλά παρουσιάζουν αντίδραση βήματος πρώτης τάξης. Για να δημιουργηθεί η στοματική θερμοκρασία πριν τη σταθεροποίηση, μια προκαθορισμένη διόρθωση περίπου 1 °C προστίθεται στην θερμοκρασία του ανιχνευτή όταν ο ρυθμός αλλαγής της θερμοκρασίας μειώνεται κάτω από 0,1 °C/s.

Ένα πρόβλημα με συστήματα παρακολούθησης θερμοκρασίας θερμίστορ στην επιφάνεια του δέρματος νεογέννητων είναι ότι οι ανιχνευτές δε μπορούν να παραμείνουν στην θέση τους. Η θερμική επαφή με το δέρμα μπορεί να παρακολουθηθεί εφαρμόζοντας έναν παλμό 14 δευτερολέπτων κάθε 4,5 λεπτά για να μετρηθεί η αύξηση της θερμοκρασίας.

### γ) Αισθητήρες οπτικής ίνας



Σχήμα 3.2.2 Λεπτομέρειες αισθητήρα ίνας για ανιχνευτή θερμοκρασίας με ημιαγωγό GaAs

Στο σχήμα 3.2.2 παρουσιάζονται οι λεπτομέρειες ενός ανιχνευτή θερμοκρασίας με ημιαγωγό αρσενιδίου του γαλλίου, ή αρσενιούχου γαλλίου όπως ήταν παλιότερα γνωστό, (GaAs). Ένα μικρό δείγμα, σε σχήμα πρίσματος, ανόθευτου ενιαίου κρυστάλλου GaAs προσκολλάται με εποξειδωση στις άκρες δύο παράλληλων οπτικών ινών. Οι αισθητήρες και οι ίνες μπορεί να αρκετά μικρές, συμβατές για βιολογική εμφύτευση αφού πρώτα μπουν σε κατάλληλη θήκη. Μια ίνα μεταδίδει φως από μια δίοδο εκπομπής φωτός στον αισθητήρα, που διαπερνά των ημιαγωγό GaAs και συλλέγεται από την άλλη ίνα που καταλήγει στον μηχανισμό αναγνώρισης οπτικών σημάτων. Ποσοστό της οπτικής ισχύος που ταξιδεύει στον ημιαγωγό απορροφάται, από τη διαδικασία της ανύψωσης ηλεκτρονίων ζώνης σθένους, πάνω από το απαγορευμένο ενεργειακό χάσμα στην ζώνη αγωγιμότητας. Επειδή το απαγορευμένο ενεργειακό χάσμα είναι ευαίσθητο στην θερμοκρασία του υλικού, το ποσό της ενέργειας που απορροφάται αυξάνει με τη θερμοκρασία.

Αυτός ο μη μεταλλικός αισθητήρας ενδείκνυται για μέτρηση θερμοκρασιών σε ισχυρά ηλεκτρομαγνητικά θερμαινόμενα πεδία, όπως η θέρμανση ιστών για θεραπεία καρκίνου ή ανύψωση θερμοκρασίας σε ασθενείς,

### 3.2.3 Οπτικοί μετρητές

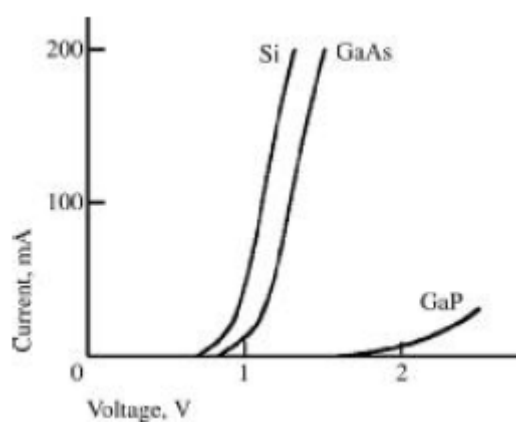
Οι οπτικοί μετρητές χρησιμοποιούνται ευρέως στην ιατρική διάγνωση. Η πιο κοινή τους χρήση είναι σε εργαστήρια χημικής ανάλυσης όπου αναλύονται δείγματα αίματος και ιστοί που έχουν αφαιρεθεί από το σώμα. Οπτικά όργανα επίσης χρησιμοποιούνται κατά τη



διάρκεια καρδιακού καθετηριασμού για τη μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου στην αιμοσφαιρίνη και για τη μέτρηση της καρδιακής εξόδου.

Συνήθως ένας οπτικός μετρητής έχει μια πηγή, ένα φίλτρο και έναν ανιχνευτή. Μια πηγή ακτινοβολίας μπορεί να είναι μια λυχνία βολφραμίου, λαμπτήρες τόξου (σε χαμηλή ή υψηλή πίεση), δίοδοι εκπομπής φωτός (LED) ή ακόμα και Laser. Σε συστήματα παρακολούθησης ασθενών συνήθως βρίσκουμε LED που χρησιμοποιούνται στην καρδιογραφία και στην μέτρηση της παλμικής οξυμετρίας

Οι δίοδοι εκπομπής φωτός είναι επαφές p-n με κύριο χαρακτηριστικό τη φωτεινή ακτινοβολία τους. Μια συνηθισμένη επαφή p-n έχει τη χαρακτηριστική του σχήματος 3.2.3 και εκπέμπει ακτινοβολία ισχύ όταν ένα ρεύμα (τυπικά 20 mA) περνά με ορθή φορά. Αυθόρμητες επανασυνδέσεις εγχεομένων ζευγών οπών και ηλεκτρονίων έχουν σαν αποτέλεσμα την εκπομπή ακτινοβολίας. Οι δίοδοι σιλικόνης δεν είναι αποδοτικές επειδή έχουν χάσμα ζώνης 1,1 eV και το μήκος κύματος τους είναι 1100 nm. Οι δίοδοι GaAs όμως έχουν λίγο υψηλότερο χάσμα ζώνης και γι' αυτό ακτινοβολούν στα 900 nm. Αν και η έξοδος δεν είναι ορατή στο οπτικό φάσμα, έχουν υψηλή απόδοση γι' αυτό χρησιμοποιούνται ευρέως. Σημαντικό επίσης είναι το γεγονός ότι μπορούν να ενεργοποιηθούν σε λιγότερο από 10ns.



Σχήμα 3.2.3 Χαρακτηριστική ορθής πόλωσης για επαφή p-n. Παρατηρούμε τις χαρακτηριστικές για ημιαγωγούς Si, GaAs και GaP.

Προκειμένου να παραχθεί ορατό φως, το χάσμα ζώνης της επαφής p-n πρέπει να υπερβεί τα 1,9 eV. Τα LED φωσφιδιούχου γαλλίου (GaP) έχουν χάσμα ζώνης 2.26 eV, απαιτούν μεγαλύτερη τάση ορθής πόλωσης από τις δίοδους σιλικόνης και ακτινοβολούν στα 700 nm. Είναι αποδοτικά και ορατά LED που παράγουν ένα λαμπερό κόκκινο φως. Τα LED με αρσενιούχα φωσφίδια του γαλλίου GaAsP κάνουν χρήση ενός ειδικού φωσφόρου που απορροφά δυο φωτόνια σε ένα μήκος κύματος και εκπέμπουν ένα φωτόνιο σε μικρότερο μήκος κύματος. Στο GaAs γίνεται έγχυση σιλικόνης για να εκπέμπουν ακτινοβολία στα 940

nm. Η ισχύς σε αυτό το μήκος κύματος απορροφάται από το περίβλημα φωσφόρου και εκπέμπει πράσινο φως στα 540 nm

Οι δίοδοι εκπομπής φωτός είναι μικροί σε μέγεθος, ανθεκτικοί, οικονομικοί και σχεδόν μονοχρωματικοί.

Οι ανιχνευτές ακτινοβολίας μπορούν να κατηγοριοποιηθούν σε δύο γενικές κατηγορίες θερμικούς και κβαντικούς.

Οι θερμικοί ανιχνευτές απορροφούν ακτινοβολία και τη μετατρέπουν σε θερμότητα, προκαλώντας μια αύξηση της θερμοκρασίας στους ανιχνευτές. Η ευαισθησία αυτών των ανιχνευτών δε μεταβάλλεται με το μήκος κύματος και έχουν αργή απόκριση. Αλλαγές στην έξοδο λόγω μεταβολής της θερμοκρασίας περιβάλλοντος, δε μπορούν να διαχωριστούν από αλλαγές στην έξοδο λόγω της πηγής. Σε αυτήν την περίπτωση χρησιμοποιείται συχνά ένας μηχανικός διακόπτης σε σχήμα ανεμόμυλου, για να διακόπτει την ακτινοβολία από την πηγή περιοδικά.

Οι κβαντικοί ανιχνευτές απορροφούν ενέργεια από μεμονωμένα φωτόνια και τη χρησιμοποιούν για να απελευθερώσουν ηλεκτρόνια από το υλικό του ανιχνευτή. Τυπικοί κβαντικοί ανιχνευτές είναι το μάτι, ο φωτοσωλήνας, η φωτοδίοδος και το φωτογραφικό γαλάκτωμα. Αυτοί οι ανιχνευτές είναι ευαίσθητοι μόνο σε περιορισμένη ζώνη μήκους κύματος. Οι περισσότεροι από αυτούς έχουν γρήγορη απόκριση. Αλλαγές στην θερμοκρασία του περιβάλλοντος προκαλούν μόνο μιας δευτέρας τάξης αλλαγή στην ευαισθησία αυτών των ανιχνευτών.

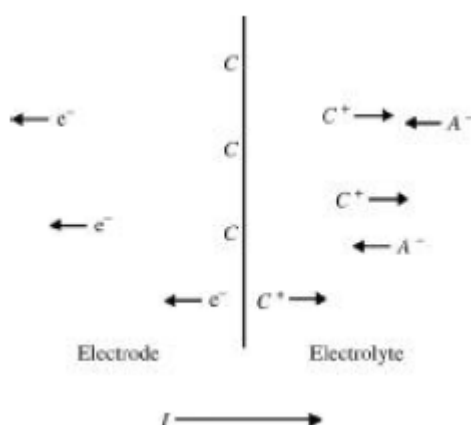
### **3.3 Ηλεκτρόδια**

Για να μετρηθούν και να καταγραφούν οι τάσεις και τα ρεύματα του σώματος, είναι απαραίτητο να υπάρχει μια διασύνδεση ανάμεσα στο σώμα και στην συσκευή ηλεκτρικής μέτρησης. Ηλεκτρόδια βιοδυναμικού αναλαμβάνουν αυτήν τη διασύνδεση. Σε κάθε πρακτική μέτρηση της τάσης, ένα μικρό ρεύμα διατρέχει τη συσκευή μέτρησης κατά τη διάρκεια της μέτρησης. Τα βιοδυναμικά ηλεκτρόδια πρέπει να έχουν τη δυνατότητα να άγουν το ρεύμα μέσω της διασύνδεσης ανάμεσα στο σώμα και το κύκλωμα ηλεκτρικής μέτρησης.

Η πρώτη μας εντύπωση είναι ότι είναι μια σχετικά απλή λειτουργία και ότι τα βιοδυναμικά ηλεκτρόδια πρέπει να είναι απλά στην κατασκευή. Εάν όμως εξετάσουμε το πρόβλημα καλύτερα, διαπιστώνουμε ότι τα ηλεκτρόδια ουσιαστικά κάνουν ένα είδος μετατροπής ενέργειας. Αυτό οφείλεται στο ότι το ρεύμα στο σώμα μεταφέρεται από ιόντα ενώ στα ηλεκτρόδια και στο σύρμα από ηλεκτρόνια. Το γεγονός αυτό περιπλέκει την κατασκευή ηλεκτροδίων και εισάγει αρκετούς περιορισμούς.

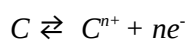
### 3.3.1 Αρχή λειτουργίας ηλεκτροδίων

Για να κατανοήσουμε τον τρόπο που το ηλεκτρικό ρεύμα περνά από το σώμα στο ηλεκτρόδιο πρέπει να εξετάσουμε τη διασύνδεση ηλεκτροδίου ηλεκτρολύτη που φαίνεται στο σχήμα 3.3.1. Ο ηλεκτρολύτης αναπαριστά τα υγρά του σώματος που περιέχουν ιόντα. Το ρεύμα που περνάει από το ηλεκτρόδιο στον ηλεκτρολύτη, αποτελείται από ηλεκτρόνια που κινούνται σε αντίθετη κατεύθυνση από το ρεύμα στο ηλεκτρόδιο, κατιόντα ( $C^+$ ) που κινούνται με την ίδια φορά του ρεύματος και ανιόντα ( $A^-$ ) που κινούνται με αντίθετη φορά του ρεύματος του ηλεκτρολύτη.



Σχήμα 3.3.1 Διασύνδεση Ηλεκτροδίου-Ηλεκτρολύτη. Το ρεύμα κινείται από αριστερά προς τα δεξιά. Το ηλεκτρόδιο αποτελείται από μεταλλικά άτομα άνθρακα. Ο ηλεκτρολύτης είναι ένα υδατικό διάλυμα που περιέχει ιόντα του μεταλλικού ηλεκτροδίου και ανιόντα.

Για να κατορθώσει φορτίο να περάσει από τη διασύνδεση, δεν υπάρχουν ελεύθερα ηλεκτρόνια στον ηλεκτρολύτη ούτε ελεύθερα κατιόντα ή ανιόντα στο ηλεκτρόδιο, πρέπει κάτι να συμβεί ώστε να μεταφερθούν φορτία ανάμεσα στους δύο φορείς. Αυτό που συμβαίνει είναι χημικές αντιδράσεις στην διασύνδεση που περιγράφονται παρακάτω.



όπου  $n$  είναι το σθένος του  $C$  και  $m$  το σθένος του  $A$ . Υποθέτουμε ότι το ηλεκτρόδιο είναι φτιαγμένο από άτομα του ίδιου υλικού με τα κατιόντα και ότι αυτό το υλικό μπορεί να οξειδωθεί για να σχηματίσει ένα κατιόν και ένα ή περισσότερα ελεύθερα ηλεκτρόνια. Το κατιόν απελευθερώνεται στον ηλεκτρολύτη, ενώ το ηλεκτρόνιο παραμένει φορέας φορτίου στο ηλεκτρόδιο. Σχετικά με τη δεύτερη αντίδραση, τα ανιόντα ερχόμενα στην διασύνδεση ηλεκτρολύτη-ηλεκτροδίου μπορούν να οξειδωθούν σε ουδέτερα άτομα, δίνοντας ένα ή και περισσότερα ελεύθερα ηλεκτρόνια στο ηλεκτρόδιο.

Οι δύο αντιδράσεις είναι συχνά αντιστρέψιμες και αντίστροφες αντιδράσεις (από δεξιά προς τα αριστερά) μπορούν να συμβούν. Τέτοιες αντιδράσεις μπορούν να συμβούν ακόμα και όταν δεν έχουμε κάποιο ρεύμα να διασχίζει το ηλεκτρόδιο – ηλεκτρολύτη. Ο ρυθμός των αντιδράσεων οξείδωσης είναι ίσος με το ρυθμό των αντίστροφων αντιδράσεων, ώστε το συνολικό φορτίο που μεταφέρεται στην διασύνδεση να είναι μηδενικό. Όταν η ροή του ρεύματος είναι από το ηλεκτρόδιο στον ηλεκτρολύτη επικρατούν οι αντιδράσεις οξείδωσης. Στην περίπτωση που το ρεύμα ρέει στην αντίθετη κατεύθυνση έχουμε τις αντίστροφες αντιδράσεις.

Για να ερευνήσουμε καλύτερα τα χαρακτηριστικά της διασύνδεσης μεταξύ ηλεκτροδίου και ηλεκτρολύτη, πρέπει να εξετάσουμε τι συμβαίνει όταν τοποθετήσουμε ένα κομμάτι μέταλλο μέσα σε διάλυμα που περιέχει ιόντα του μετάλλου. Αυτά τα ιόντα είναι κατιόντα, και το διάλυμα, εάν παραμείνει ουδέτερο φόρτισης πρέπει να έχει ίσο αριθμό ανιόντων. Όταν το μέταλλο έρθει σε επαφή με το διάλυμα η πρώτη αντίδραση γίνεται άμεσα. Αρχικά η αντίδραση πηγαίνει είτε προς τα αριστερά είτε προς τα δεξιά, ανάλογα με τη συγκέντρωση των κατιόντων στο διάλυμα και τις συνθήκες ισορροπίας της συγκεκριμένης αντίδρασης. Η τοπική συγκέντρωση κατιόντων του διαλύματος στην διασύνδεση αλλάζει, ενώ παράλληλα επηρεάζεται και η συγκέντρωση των ανιόντων. Το αποτέλεσμα είναι ότι η συνολική ουδετερότητα του φορτίου σε αυτήν την περιοχή δε διατηρείται. Με αυτόν τον τρόπο ο ηλεκτρολύτης γύρω από το μέταλλο είναι σε διαφορετικό ηλεκτρικό δυναμικό από ότι το υπόλοιπο διάλυμα. Μια διαφορά δυναμικού γνωστή ως δυναμικό ημιστοιχείου καθορίζεται από το μέταλλο που εμπλέκεται, τη συγκέντρωση των ανιόντων του στο διάλυμα, τη θερμοκρασία καθώς και άλλους δευτερεύοντες παράγοντες. Η γνώση του δυναμικού ημιστοιχείου είναι σημαντική για κατανόηση της συμπεριφοράς βιοδυναμικών ηλεκτροδίων.

Δεν είναι δυνατόν να μετρήσουμε το δυναμικό ημιστοιχείου ενός ηλεκτροδίου, εκτός εάν χρησιμοποιήσουμε ένα δεύτερο ηλεκτρόδιο, επειδή δε μπορούμε να έχουμε σύνδεση μεταξύ του ηλεκτρολύτη και του ακροδέκτη μιας συσκευής μέτρησης δυναμικού. Ακόμα, επειδή ένα δεύτερο ηλεκτρόδιο έχει και αυτό δυναμικό ημιστοιχείου, δε συνηθίζεται να μετράται η διαφορά ανάμεσα στο δυναμικό ημιστοιχείου του μετάλλου και του δεύτερου ηλεκτροδίου. Σε αυτήν την περίπτωση θα έπρεπε να δημιουργηθεί ένας τεράστιος πίνακας με τους πιθανούς συνδυασμούς ζευγών ηλεκτροδίων και δυναμικών ημιστοιχείων. Για να αποφευχθεί αυτή η κατάσταση το ηλεκτρόδιο υδρογόνου έχει καθοριστεί ότι έχει μηδενικό δυναμικό ημιστοιχείου υπό συνθήκες εργαστηρίου. Τα δυναμικά ημιστοιχείου όλων των υπόλοιπων ηλεκτροδίων υπολογίζονται με βάση το ηλεκτρόδιο υδρογόνου.

Θεωρητικά δύο ειδών ηλεκτρόδια είναι πιθανά, ιδανικά πολωμένα και ιδανικά μη πολωμένα. Αυτή η κατηγοριοποίηση οφείλεται στην συμπεριφορά των ηλεκτροδίων όταν ένα ρεύμα περνά μέσα απ' αυτά και μέσα από έναν ηλεκτρολύτη. Ιδανικά πολωμένα ηλεκτρόδια είναι αυτά στα οποία όταν εφαρμόζεται ρεύμα, δεν παρατηρείται μεταφορά φορτίου ανάμεσα σε ηλεκτρόδιο και ηλεκτρολύτη. Φυσικά, υπάρχει ρεύμα κατά μήκος της διασύνδεσης, αν και πρόκειται για ρεύμα μετατόπισης και το ηλεκτρόδιο έχει χωρητική συμπεριφορά. Ιδανικά μη πολωμένα ηλεκτρόδια είναι αυτά στα οποία το ρεύμα περνάει ελεύθερα από τη διασύνδεση ηλεκτροδίου – ηλεκτρολύτη χωρίς να απαιτείται ενέργεια για να γίνει η μετάβαση. Σε ιδανικά μη πολωμένα ηλεκτρόδια δεν υπάρχουν υπερτάσεις.

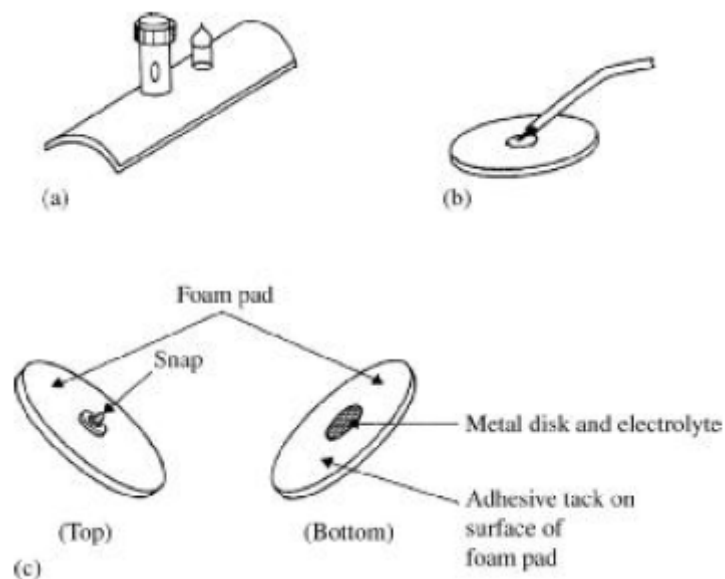
Πρακτικά ηλεκτρόδια μπορούν προσεγγίσουν αρκετά τα χαρακτηριστικά των ιδανικών ηλεκτροδίων. Ηλεκτρόδια κατασκευασμένα από ευγενή μέταλλα όπως η πλατίνα μπορούν να συμπεριφερθούν περίπου όπως ιδανικά πολωμένα ηλεκτρόδια. Επειδή τα υλικά αυτών των ηλεκτροδίων είναι σχετικά αδρανή, είναι δύσκολο να οξειδωθούν και να διαλυθούν. Συνεπώς το ρεύμα που περνάει ανάμεσα στο ηλεκτρόδιο και τον ηλεκτρολύτη αλλάζει τη συγκέντρωση των ιόντων στην διασύνδεση. Τα ηλεκτρικά χαρακτηριστικά τέτοιων ηλεκτροδίων δείχνουν ισχυρό χωρητικό χαρακτήρα. Τα ηλεκτρόδια αργύρου/χλωριδίου του αργύρου (Ag/AgCl) είναι πρακτικά ηλεκτρόδια που προσεγγίζουν τα χαρακτηριστικά των ιδανικών μη πολωμένων ηλεκτροδίων και μπορούν εύκολα να κατασκευαστούν στο εργαστήριο. Ανήκουν στην κατηγορία ηλεκτροδίων που αποτελείται από επικαλύψεις μετάλλων με μια στρώση, ελαφρά διαλυτών, ιοντικών ενώσεων του μετάλλου με το κατάλληλο ανιών. Τα ηλεκτρόδια αυτά εμβαπτίζονται σε ηλεκτρολύτη που περιέχει ανιόντα σε σχετικά μεγάλες συγκεντρώσεις.

### **3.3.2 Ηλεκτρόδια καταγραφής επιφάνειας σώματος**

#### **α) Ηλεκτρόδια μεταλλικής πλάκας**

Παραδοσιακά από τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα ηλεκτρόδια ανίχνευσης βιοδυναμικού. Στην πιο απλή μορφή τους αποτελούνται από ένα μεταλλικό αγωγό σε επαφή με το δέρμα. Ένα μαξιλαράκι ή τζέλ εμποτισμένο με ηλεκτρολύτη χρησιμοποιείται για να δημιουργήσει και διατηρήσει την επαφή.

Στο σχήμα 3.3.2.1 βλέπουμε διάφορες μορφές τέτοιων ηλεκτροδίων. Ένα ηλεκτρόδιο άκρων για χρήση σε ηλεκτροκαρδιογράφο φαίνεται στο σχήμα 3.3.2.1(a). Αποτελείται από μια ίσια μεταλλική πλάκα που έχει καμφθεί σε κυλινδρικό τομέα. Ένας ακροδέκτης τοποθετείται στην εξωτερική του επιφάνεια ώστε να συνδεθεί το καλώδιο του ηλεκτροκαρδιογράφου. Το ηλεκτρόδιο φτιάχνεται από ένα μείγμα νικελίου και αργύρου και πριν τοποθετηθεί στο σώμα η κοίλα του επιφάνεια καλύπτεται με ηλεκτρολυτικό τζέλ.



Σχήμα 3.3..2.1 Ηλεκτρόδια μεταλλικής πλάκας

Μια κοινή διάταξη ηλεκτροδίου μεταλλικής πλάκας είναι ο μεταλλικός δίσκος που φαίνεται στο σχήμα 3.3.2.1(b). Αυτό το ηλεκτρόδιο, το οποίο έχει ένα καλώδιο συγκολλημένο στην πίσω επιφάνεια, μπορεί να κατασκευαστεί από διαφορετικά υλικά. Μερικές φορές, μια στρώση μονωτικού υλικού (εποξικού ή πολυβυνιχλωριδίου) προστατεύει τη σύνδεση ανάμεσα στο ηλεκτρόδιο και το καλώδιο. Αυτή η κατασκευή μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν ηλεκτρόδιο στήθους για καρδιακή παρακολούθηση. Σε αυτές τις εφαρμογές το ηλεκτρόδιο είναι φτιαγμένο από Ag με μια ηλεκτρολυτικά τοποθετημένη στρώση AgCl στην επιφάνεια επαφής. Επικαλύπτεται με ηλεκτρολυτικό τζελ και μετά πιέζεται στο θωρακικό τοίχωμα του ασθενούς. Αυτό το ηλεκτρόδιο είναι επίσης δημοφιλές για επιφανειακή καταγραφή εγκεφαλικών σημάτων. Τα ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται στην ΗΕΓ είναι γενικά μικρότερα σε διάμετρο από αυτά της ΗΚΓ. Ηλεκτρόδια σχήματος δίσκου όπως αυτά κατασκευάζονται από φύλλα μετάλλου (συνήθως αργύρου) και είναι μιας χρήσης.

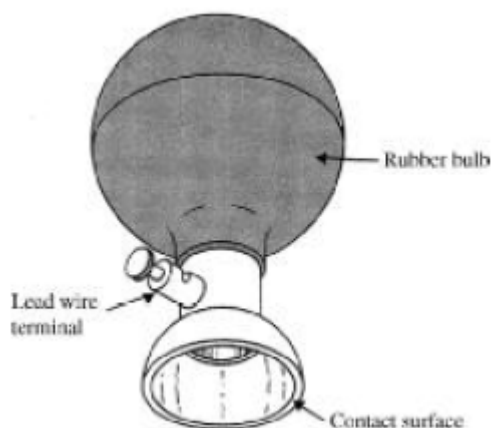
Το κόστος διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στον καθορισμό των υλικών και εξαρτημάτων που χρησιμοποιούνται στα νοσοκομεία για την περίθαλψη ασθενών. Όσον αφορά την επιλογή κατάλληλων καρδιακών ηλεκτροδίων σε εφαρμογές παρακολούθησης ασθενών, οι ιατροί προσανατολίζονται περισσότερο σε αναλώσιμα, με χρήση τζελ και ταινία επικόλλησης πάνω στο ηλεκτρόδιο.

Ένα τέτοιο ηλεκτρόδιο φαίνεται στο σχήμα 3.3.2.1(c). Αποτελείται από ένα σχετικά μεγάλο δίσκο από πλαστικό αφρό, με έναν επάργυρο δίσκο στην μια του πλευρά, ενωμένο με επάργυρο κούμπωμα στο κέντρο της άλλης πλευράς. Το καλώδιο με το άλλο κομμάτι του κουμπώματος ενώνεται με το ηλεκτρόδιο και εν συνεχεία συνδέεται με τη συσκευή

παρακολούθησης. Ο επάργυρος δίσκος λειτουργεί ως το ηλεκτρόδιο και μπορεί να επικαλύπτεται με μια στρώση AgCl. Μια στρώση ηλεκτρολυτικού τζελ καλύπτει το δίσκο. Η πλευρά του αφρού με το ηλεκτρόδιο καλύπτεται από ένα επικολλητικό υλικό που είναι συμβατό με το δέρμα. Ένα προστατευτικό κάλυμμα τοποθετείται πάνω από την πλευρά του ηλεκτροδίου και του αφρού, ενώ το συνολικό ηλεκτρόδιο συσκευάζεται σε αλουμινόχαρτο για να μην εξατμιστούν τα υγρά στοιχεία του τζελ.

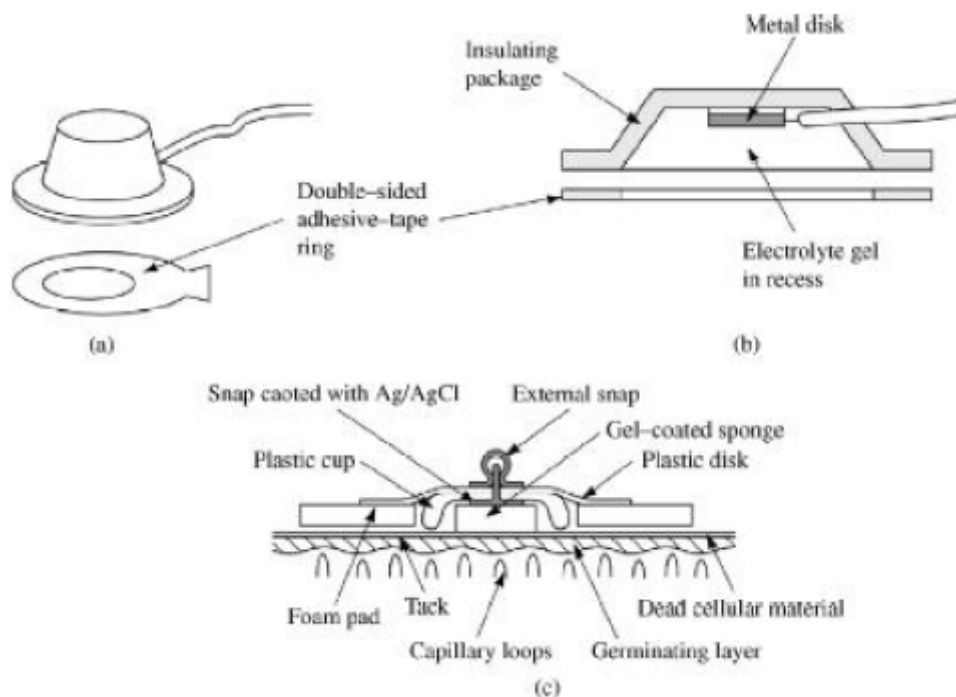
### β) Ηλεκτρόδια αναρρόφησης

Μια μετατροπή των ηλεκτροδίων μεταλλικής πλάκας που δεν απαιτεί δεσίματα ή επικολλητικά υλικά για να συγκρατηθούν στο σώμα του ασθενή (σχήμα 3.3.2.2). Τέτοια ηλεκτρόδια χρησιμοποιούνται συχνά στην ηλεκτροκαρδιογραφία ως προκάρδιες επαφές, επειδή μπορούν να τοποθετηθούν σε συγκεκριμένα σημεία και να πάρουν καταγραφές. Αποτελούνται από κούφια μεταλλικά κυλινδρικά ηλεκτρόδια που έρχονται σε επαφή με το δέρμα στην βάση τους. Ένας ειδικός ακροδέκτης, για σύνδεση με το καλώδιο, είναι προσαρτημένος στην μια πλευρά του μεταλλικού κυλίνδρου, και μια ελαστική σφαίρα αναρρόφησης στην άλλη πλευρά. Όταν η σφαίρα απελευθερώνεται έχουμε απορρόφηση του δέρματος και το ηλεκτρόδιο διατηρείται στην θέση του. Το ηλεκτρόδιο μπορεί να χρησιμοποιηθεί μόνο για μικρά διαστήματα επειδή η πίεση του σημείου επαφής με το δέρμα μπορεί να προκαλέσει ερεθισμό. Παρά το γεγονός ότι το ηλεκτρόδιο είναι κάπως μεγάλο, η περιοχή επαφής είναι σχετικά μικρή. Η κατασκευή του συγκεκριμένου ηλεκτροδίου δημιουργεί έντονα επαγωγικό χαρακτήρα.



Σχήμα 3.3.2.2 Μεταλλικό ηλεκτρόδιο αναρρόφησης

### γ) Αιωρούμενα ηλεκτρόδια



Σχήμα 3.3.2.3 Παραδείγματα αιωρούμενων μεταλλικών ηλεκτροδίων επιφάνειας σώματος

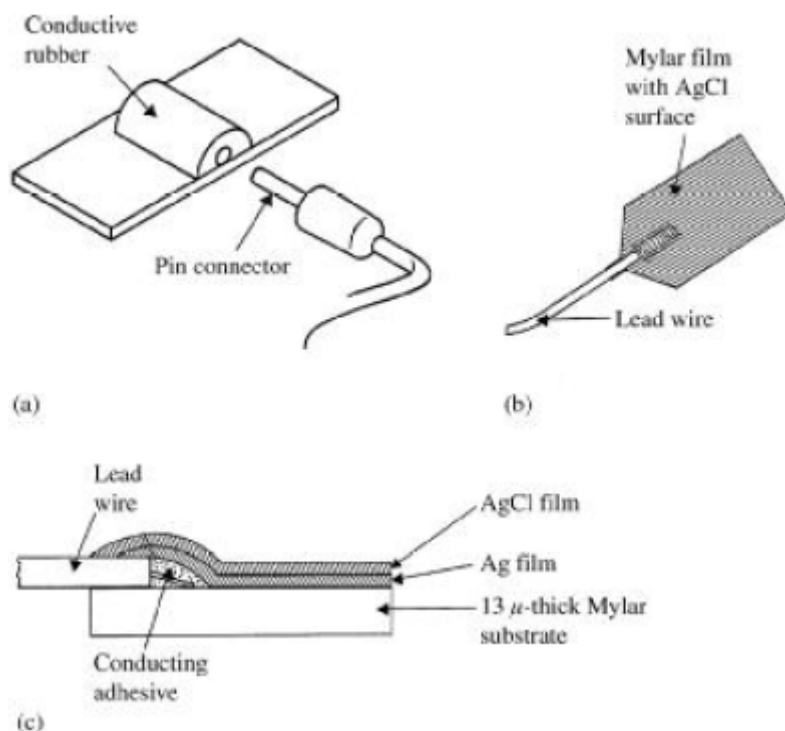
Στο σχήμα 3.3.2.3(a) απεικονίζεται ένα ηλεκτρόδιο τέτοιου τύπου. Η εσωτερική του δομή φαίνεται στην τομή του σχήματος 3.3.2.3(b). Η αρχή λειτουργίας αυτού του ηλεκτροδίου βασίζεται στο ότι το στοιχείο του ηλεκτροδίου ή αλλιώς ο μεταλλικός δίσκος κρύβεται σε μια κοιλότητα ώστε να μην έρχεται σε επαφή άμεσα με το δέρμα. Η κοιλότητα είναι γεμισμένη με ηλεκτρολυτικό τζελ. Η κοιλότητα άρα και το τζελ δε μετακινούνται σε σχέση με το μεταλλικό δίσκο οπότε δεν παράγονται μηχανικές διαταραχές φόρτισης. Στην πραγματικότητα το ηλεκτρόδιο γεμίζεται με ηλεκτρολυτικό τζελ και μετά προσκολλάται στην επιφάνεια του δέρματος μέσω διπλής όψεως κολλητικής ταινίας σε μορφή δακτυλιδιού. Το στοιχείο του ηλεκτροδίου μπορεί να είναι ένας δίσκος από μέταλλο, όπως ο άργυρος, με επικάλυψη AgCl. Αυτά τα ηλεκτρόδια είναι αρκετά σταθερά και επαναχρησιμοποιήσιμα, εάν γίνει ο κατάλληλος καθαρισμός μετά από κάθε χρήση.

Μιας χρήσης, αναλώσιμο αιωρούμενο ηλεκτρόδιο φαίνεται σε τομή στο σχήμα 3.3.2.3(c). Η δομή του είναι παρόμοια με αυτή του αναλώσιμου ηλεκτροδίου μεταλλικής πλάκας του σχήματος 3.3.2.1(c), όμως έχει ένα επιπρόσθετο κομμάτι. Ένα δίσκο από λεπτό αφρώδες υλικό εμποτισμένο με ηλεκτρολυτικό τζελ. Το αφρώδες υλικό είναι επικολλημένο γερά στο ηλεκτρόδιο μεταλλικού δίσκου, παρέχοντας μια ενδιάμεση επίστρωση ηλεκτρολυτικού τζελ ανάμεσα στο ηλεκτρόδιο και το δέρμα. Επειδή το αφρώδες υλικό είναι στερεωμένο στον μεταλλικό δίσκο, το τζελ που περιέχεται σε αυτό είναι μηχανικά σταθερό στην διασύνδεση του δίσκου. Η άλλη επιφάνεια του αφρώδους υλικού τοποθετείται έναντι



του δέρματος και μπορεί να μετακινηθεί μαζί με το δέρμα, ελαττώνοντας τα παράσιτα λόγω κίνησης.

#### δ) Εύκαμπτα ηλεκτρόδια



Σχήμα 3.3.2.4 Εύκαμπτα ηλεκτρόδια επιφάνειας σώματος

Τα ηλεκτρόδια που περιγράφηκαν έως τώρα είναι συμπαγή και είναι επίπεδα ή έχουν σταθερή καμπυλότητα. Η επιφάνεια του σώματος, έχει ακανόνιστο σχήμα και μπορεί να αλλάζει την καμπυλότητα της με την κίνηση. Τα συμπαγή ηλεκτρόδια δε μπορούν να αντιμετωπίσουν την αλλαγή τοπογραφίας της επιφάνειας του σώματος, κατά συνέπεια μπορεί να προκαλέσουν επιπρόσθετα παράσιτα κίνησης. Για να αποφευχθεί αυτή η κατάσταση, αναπτύχθηκαν εύκαμπτα ηλεκτρόδια (σχήμα 3.3.2.4)

Ένα είδος εύκαμπτου ηλεκτροδίου είναι ένα πλεγμένο, ελαστικό, νάιλον ύφασμα συνδυασμένο με μόρια άργυρου. Η καλωδιακή σύνδεση επιτυγχάνεται με τη χρήση εποξειδικής ρητίνης. Μαξιλαράκια τζελ χρησιμοποιούνται για παρακολούθηση μικρής διάρκειας.

Το σχήμα 3.3.2.4(a) δείχνει μια διαφορετική τεχνική που χρησιμοποιείται για να παραχθούν εύκαμπτα ηλεκτρόδια. Ένα μείγμα ελαστικής σιλικόνης γεμισμένης με άνθρακα στην μορφή μιας λεπτής ταινίας ή δίσκου χρησιμοποιείται ως το ενεργό στοιχείο του ηλεκτροδίου. Τα μόρια άνθρακα στην σιλικόνη επιτρέπουν την ηλεκτρική αγωγιμότητα της

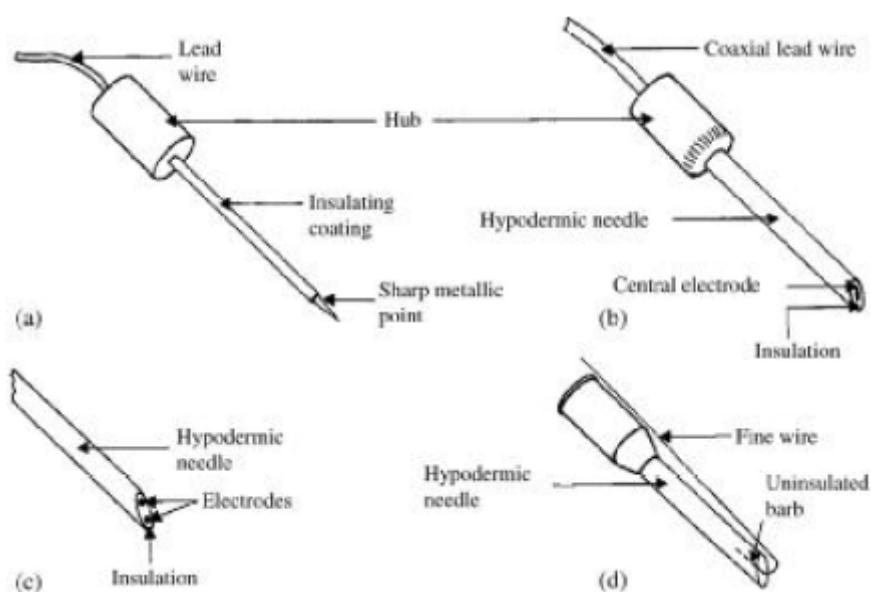
σιλικόνης. Ένας ακροδέκτης σε σχήμα καρφίου πιέζεται στο παρέμβυσμα που δημιουργείται, και το ηλεκτρόδιο χρησιμοποιείται όπως τα παρόμοια ηλεκτρόδια μεταλλικής πλάκας.

Τα εύκαμπτα ηλεκτρόδια έχουν ιδιαίτερη σημασία στην παρακολούθηση πρώιμων βρεφών. Ηλεκτρόδια για ανίχνευση του ΗΚΓ και της αναπνοής με την τεχνική της εμπέδησης, προσκολλούνται στο στήθος πρώιμων βρεφών, που συνήθως ζυγίζουν λιγότερο από 2500 g. Τα κοινά ηλεκτρόδια σε αυτήν την περίπτωση δεν ενδείκνυται επειδή δε μπορούν να προσαρμοστούν στο σχήμα του στήθους των νηπίων και μπορεί να προκαλέσουν έντονη εξέλκωση του δέρματος στα σημεία επαφής. Ο Νιούμαν (Newman) ανέπτυξε εύκαμπτα, λεπτής στρώσης ηλεκτρόδια για χρήση σε βρέφη που ελαχιστοποιούν αυτά τα προβλήματα. Το βασικό ηλεκτρόδιο αποτελείται από λεπτό στρώμα μίλαρ (Mylar) πάχους 13  $\mu\text{m}$  στο οποίο έχουν επικολληθεί λεπτές επιστρώσεις Ag και AgCl, όπως φαίνεται στο σχήμα 3.3.2.4(b). Η πραγματική δομή του ηλεκτροδίου φαίνεται σε τομή στο σχήμα 3.3.2.4(c). Ένα ευέλικτο καλώδιο ενώνεται με το υπόστρωμα μίλαρ μέσω αγωγίμης συγκόλλησης, ενώ ένα λεπτό στρώμα αργύρου πάχους περίπου 1  $\mu\text{m}$  τοποθετείται ανάμεσα στο καλώδιο και το υπόστρωμα μίλαρ. Ένα στρώμα AgCl αναπτύσσεται στην επιφάνεια του στρώματος αργύρου με ηλεκτρολυτική μέθοδο.

Τα εύκαμπτα ηλεκτρόδια που περιγράφηκαν απαιτούν κάποιου είδους κολλητική ταινία για να συγκρατηθούν έναντι του δέρματος. Νέα ηλεκτρολυτικά υδροζέλ έχουν αναπτυχθεί που είναι λεπτά, εύκαμπτα και έχουν τη μορφή ζελατίνας. Το υλικό αυτό έχει κολλώδη επιφάνεια που είναι παρόμοια με την κολλητική ταινία που χρησιμοποιείται για να κρατήσει τα ηλεκτρόδια στην θέση τους. Εξαιτίας των κινούμενων ιόντων που περιέχει, είναι επίσης ηλεκτρικά αγωγίμο. Ένα κομμάτι αυτού του υλικού στο ίδιο μέγεθος ενός εύκαμπτου ηλεκτροδίου μπορεί να στερεωθεί στην επιφάνεια του ηλεκτροδίου και να χρησιμοποιηθεί για να το κρατάει στην θέση του έναντι του δέρματος. Επειδή το ηλεκτρόδιο και αυτό το συνδετικό υλικό είναι και τα δύο εύκαμπτα, μια καλή, μηχανικά σταθερή, ηλεκτρική σύνδεση μπορεί να επιτευχθεί ανάμεσα στο ηλεκτρόδιο και το δέρμα. Ένα μειονέκτημα αυτού του υλικού είναι ότι έχει σχετικά μεγάλη ηλεκτρική αντίσταση, εάν τη συγκρίνουμε με αυτή του ηλεκτρολυτικού τζελ. Το πρόβλημα αυτό δεν είναι ιδιαίτερα σημαντικό, διότι στην περίπτωση αυτών των ηλεκτροδίων χρησιμοποιούνται ενισχυτές που έχουν αντίσταση εισόδου άνω των 10 M $\Omega$ , που είναι μεγαλύτερη από την αντίσταση του ηλεκτρολυτικού υλικού. Σε πολλές περιπτώσεις έχουμε λιγότερα παράσιτα κίνησης όταν μεταχειριζόμαστε τέτοια ηλεκτρόδια.

### 3.3.3 Υποδόρια ηλεκτρόδια

Τα ηλεκτρόδια αυτά μπορούν να χρησιμοποιηθούν μέσα στο σώμα για να μετρήσουν βιοδυναμικά. Μπορούν να πάρουν τη μορφή διαδερμικών ηλεκτροδίων, στα οποία το ηλεκτρόδιο ή το σύρμα μπαίνουν κατ' ευθείαν στο δέρμα. Αυτά τα ηλεκτρόδια διαφέρουν από τα ηλεκτρόδια επιφάνειας σώματος επειδή δεν απαιτείται η διασύνδεση του ηλεκτρολύτη με το δέρμα. το ρόλο του ηλεκτρολυτικού τζελ της διασύνδεσης αναλαμβάνει τώρα το εξωκυττάριο υγρό του σώματος.



Σχήμα 3.3.3.1 Διαδερμικά ηλεκτρόδια

#### α) Διαδερμικά ηλεκτρόδια

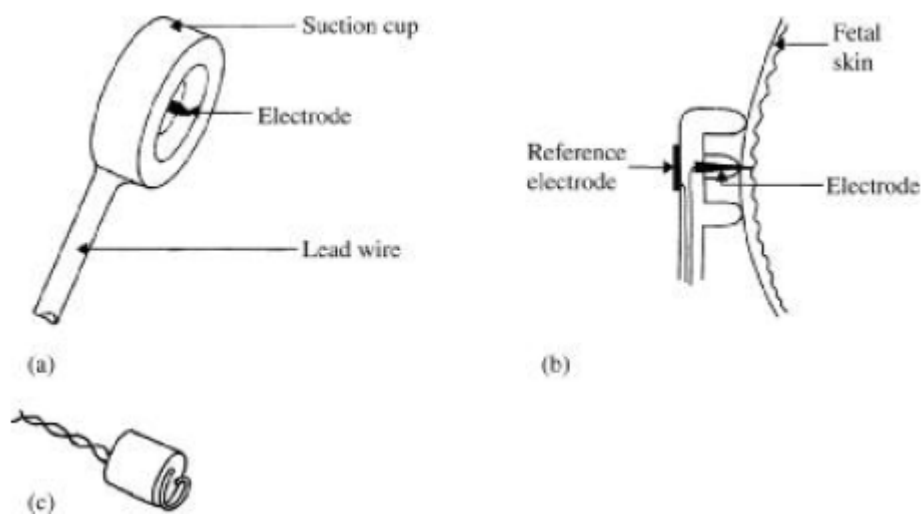
Στο σχήμα 3.3.3.1 παρατηρούμε διάφορους τύπους διαδερμικών ηλεκτροδίων τύπου βελόνας και σύρματος. Το βασικό ηλεκτρόδιο βελόνας αποτελείται από συμπαγή βελόνα, συνήθως από ανοξείδωτο ατσάλι, με αιχμηρή άκρη. Ο κορμός της βελόνας προστατεύεται με μια επίστρωση, ένα βερνίκι, ενώ η άκρη παραμένει εκτεθειμένη. Ένα καλώδιο προσαρμόζεται στην άλλη πλευρά της βελόνας και η σύνδεση εγκλείεται σε ένα πλαστικό περίβλημα για προστασία. Παράδειγμα τέτοιου ηλεκτροδίου είναι αυτό του σχήματος 3.3.3.1(a).

Ένα προστατευμένο διαδερμικό ηλεκτρόδιο μπορεί να κατασκευαστεί στην μορφή του σχήματος 3.3.3.1(b). Αποτελείται από μια μικρής διαμέτρου υποδερμικής βελόνας την οποία διατρέχει στο κέντρο της κοιλότητας της ένα προστατευμένο λεπτό σύρμα. Ανάμεσα στο σύρμα και στην υποδερμική βελόνα υπάρχει μονωτικό υλικό όπως η εποξική ρητίνη. Όταν η ρητίνη έχει τοποθετηθεί, η άκρη της βελόνας έχει γεμιστεί με μια αρχική λοξότητα,

αποκαλύπτοντας μια πλάγια τομή του κεντρικού σύρματος, το οποίο λειτουργεί σαν ενεργό ηλεκτρόδιο. Η βελόνα συνδέεται με τη γείωση μέσω της θωράκισης ενός ομοαξονικού καλωδίου, επεκτείνοντας την ομοαξονική δομή έως το άκρο της.

Πολλαπλά ηλεκτρόδια μπορούν να σχηματιστούν σε μία μόνο βελόνα όπως φαίνεται στο σχήμα 3.3.3.1(c). Σε αυτήν την περίπτωση δύο λεπτά σύρματα έχουν τοποθετηθεί στην κοιλότητα της βελόνας και μπορούν να συνδεθούν με τέτοιο τρόπο ώστε να είναι ευαίσθητα στην ηλεκτρική δραστηριότητα της περιοχής κοντά στην άκρη του ηλεκτροδίου.

Τα ηλεκτρόδια που μόλις περιγράφηκαν είναι για γρήγορες μετρήσεις, επειδή η ακαμψία και το μέγεθος τους τα κάνει ακατάλληλα για εμφυτεύσεις μακράς διάρκειας. Όταν απαιτούνται μετρήσεις μεγαλύτερης διάρκειας προτιμούνται διαδερμικά ηλεκτρόδια σύρματος. Υπάρχουν διάφορα είδη ηλεκτροδίων τέτοιου τύπου, όμως η αρχή τους μπορεί να περιγραφεί με τη βοήθεια του σχήματος 3.3.3.1(d). Ένα λεπτό καλώδιο, κατασκευασμένο συνήθως από ανοξείδωτο ατσάλι και διάμετρο μεταξύ 25 και 125  $\mu\text{m}$ , μονώνεται με προστατευτικό βερνίκι έως λίγα χιλιοστά από την άκρη του. Η μη μονωμένη άκρη του κάμπτεται έως ότου να πάρει το σχήμα ενός άγκιστρου. Η άκρη διεισδύει μέσα στην κοιλότητα της βελόνας όπως φαίνεται στο σχήμα 3.3.3.1(d).



Σχήμα 3.3.3.2 Ενδοδερμικά ηλεκτρόδια βελόνας για ανίχνευση εμβρυακού ΗΚΓ κατά τη διάρκεια της κύησης

#### β) Ενδοδερμικά ηλεκτρόδια

Χρησιμοποιούνται για να ληφθεί το ΗΚΓ των εμβρύων κατά την κύηση με απ' ευθείας σύνδεση στο κεφάλι του εμβρύου μέσω του τραχήλου της μήτρας. Το έμβρυο βρίσκεται σε ένα λουτρό αμνιακού υγρού που περιέχει ιόντα και είναι αρκετά αγωγίμο,

αχρηστεύοντας τα επιφανειακά ηλεκτρόδια. Σε αυτήν την περίπτωση για να ληφθεί το ΗΚΓ του εμβρύου χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια που διεισδύουν στο δέρμα του εμβρύου.

Ένα παράδειγμα ηλεκτροδίου αναρρόφησης τέτοιου τύπου φαίνεται στο σχήμα 3.3.3.2(a). Μια αιχμηρή ακίδα στο κέντρο της κοιλότητας αναρρόφησης μπορεί να εισχωρήσει στο σημείο επαφής με το έμβρυο, όπως βλέπουμε στο σχήμα 3.3.3.2(b). Όταν εφαρμόζεται αναρρόφηση στην κοιλότητα, που προγενέστερα έχει τοποθετηθεί έναντι του εμβρυακού δέρματος, η επιφάνεια του δέρματος έλκεται προς την κοιλότητα και το κεντρικό ηλεκτρόδιο διαπερνά την κερατίνη στιβάδα, δημιουργώντας επαφή με τα βαθύτερα στρώματα της επιδερμίδας. Στην πίσω πλευρά του ηλεκτροδίου αναρρόφησης βρίσκεται ένα ηλεκτρόδιο αναφοράς που έρχεται σε επαφή με το υγρό. Το σήμα που προέρχεται από τα δύο αυτά ηλεκτρόδια προέρχεται από την πώση τάσης της αντίστασης κατά μήκος της κερατίνης στιβάδας. Ενώ το αμνιακό υγρό τοποθετεί όλες τις επιφάνειες του σώματος του εμβρύου σε κοινό δυναμικό, τα δυναμικά κάτω από την κερατίνη στιβάδα μπορεί να διαφέρουν. Με αυτόν τον τρόπο μπορούμε να καταγράψουμε εμβρυακά ΗΚΓ που έχουν κορυφές πλάτους της τάξης των 50 με 700  $\mu\text{V}$ .

Ένα διαφορετικό ενδοδερμικό ηλεκτρόδιο που χρησιμοποιείται ευρύτατα στην ανίχνευση εμβρυακών ΗΚΓ κατά την κύηση είναι το ελικοειδές ηλεκτρόδιο του Χον (Hon). Απαρτίζεται από μια βελόνα ανοξειδωτού ατσάλιου, στο σχήμα ακριβώς μιας περιστροφής του έλικα προσαρτημένη σε ένα πλαστικό περίβλημα (σχήμα 3.3.3.2(c)). Η πίσω πλευρά του περιβλήματος περιέχει ένα επιπρόσθετο ηλεκτρόδιο αναφοράς πάλι από ανοξειδωτό ατσάλι. Όταν η κύηση είναι σε προχωρημένο στάδιο, το ηλεκτρόδιο μπορεί να τοποθετηθεί στο έμβρυο περιστρέφοντας το ώστε η βελόνα να στραφεί μόλις κάτω από την επιφάνεια του δέρματος. Το ηλεκτρόδιο παραμένει ακλόνητα συνδεδεμένο και λόγω του μικρού μήκους της ελικοειδούς βελόνας, δεν εισχωρεί βαθιά στο δέρμα για να προκαλέσει κάποιο κίνδυνο στο έμβρυο. Λειτουργεί με τις ίδιες βασικές αρχές του ηλεκτροδίου αναρρόφησης.

### **3.4 Αναλογικοί ενισχυτές σήματος**

Όπως είδαμε ως τώρα οι αισθητήρες και τα ηλεκτρόδια στην έξοδο τους εμφανίζουν ηλεκτρικά σήματα. Τα ηλεκτρικά αυτά σήματα είναι συνήθως χαμηλής στάθμης και παρουσιάζουν μεγάλες αντιστάσεις. Ενισχυτές χρησιμοποιούνται προκειμένου να αυξήσουμε την ισχύ του σήματος και να έχουμε υψηλό σηματοθορυβικό λόγο (SNR). Ενισχυτές που είναι σχεδιασμένοι ειδικά για τέτοιου είδους επεξεργασία είναι γνωστοί ως ενισχυτές βιοσημάτων. Στην συνέχεια εφαρμόζονται κατάλληλα φίλτρα στο σήμα ώστε να αφαιρεθεί ποσοστό θορύβου και να περιοριστεί το εύρος του ώστε να έρθει σε κατάλληλη μορφή για

μετατροπή από αναλογικό σε ψηφιακό (ADC) (την οποία θα εξετάσουμε στην επόμενη ενότητα).

### **3.4.1 Ενισχυτές βιοσημάτων**

Η βασική λειτουργία του ενισχυτή βιοσημάτων είναι όταν λαμβάνουν ένα ασθενές ηλεκτρικό σήμα, βιολογικής προέλευσης, να αυξήσουν το πλάτος του ώστε να μπορεί να επεξεργαστεί, καταγραφεί ή απεικονιστεί. Συνήθως τέτοιοι ενισχυτές είναι ενισχυτές τάσης, επειδή έχουν τη δυνατότητα να αυξήσουν το επίπεδο της τάσης του σήματος. Ωστόσο, οι ενισχυτές τάσης συμβάλλουν επίσης στην αύξηση της ισχύος, οπότε μπορούν ακόμη να θεωρηθούν και ενισχυτές ισχύος. Σε αρκετές περιπτώσεις, οι ενισχυτές βιοσημάτων χρησιμοποιούνται για να απομονώσουν το φορτίο από την πηγή. Σε αυτήν την περίπτωση έχουμε μόνο αύξηση της απολαβής ρεύματος, αφήνοντας το επίπεδο τάσης πρακτικά ανεπηρέαστο.

Για να είναι χρήσιμοι, όλοι οι ενισχυτές βιοσημάτων πρέπει να πληρούν κάποιες προϋποθέσεις. Πρέπει να έχουν υψηλή αντίσταση εισόδου, ώστε να παρουσιάζουν ελάχιστο φορτίο στο σήμα που μετράται. Για παράδειγμα, τα χαρακτηριστικά των ηλεκτροδίων μπορούν να επηρεαστούν από το ηλεκτρικό φορτίο που βλέπουν, που σε συνδυασμό με εκτεταμένα φορτία, μπορεί να προκαλέσει παραμόρφωση του σήματος. Η επίδραση του φορτίου ελαχιστοποιείται κατασκευάζοντας την αντίσταση εισόδου του ενισχυτή, όσο πιο μεγάλη γίνεται, μειώνοντας με αυτόν τον τρόπο την παραμόρφωση. Οι σύγχρονοι ενισχυτές βιοσημάτων έχουν αντιστάσεις εισόδου τουλάχιστον 10 MΩ.

Το κύκλωμα εισόδου των ενισχυτών πρέπει ακόμη να παρέχει προστασία στον ασθενή που εξετάζεται. Οποιοδήποτε ρεύμα ή τάση εμφανιστεί στους ακροδέκτες εισόδου του ενισχυτή και προέρχεται από αυτόν μπορεί να επηρεάσει τα βιολογικά σήματα που μετρώνται. Σε συστήματα κλινικής ιατρικής, ηλεκτρικά ρεύματα από τους ακροδέκτες εισόδου του ενισχυτή μπορούν να προκαλέσουν μικρά ή μεγάλα σοκ στον εξεταζόμενο ασθενή, με πολύ σοβαρές συνέπειες για την υγεία του. Για να αποφευχθούν τέτοια προβλήματα, οι ενισχυτές πρέπει να έχουν κυκλώματα απομόνωσης και προστασίας, ώστε το ρεύμα που περνά από τους αισθητήρες και τα ηλεκτρόδια να διατηρείται σε ασφαλή επίπεδα και τυχόν διαταραχές που προκαλούνται από τέτοια ρεύματα να ελαχιστοποιούνται. Ο κεντρικός στόχος είναι να εξαιρεθεί η πιθανότητα ρεύμα που ρέει με κατεύθυνση από τον ενισχυτή στους ιστούς του σώματος να υπερβαίνει τα 100  $\mu\text{V}$ , ακόμη και στην περίπτωση αποτυχίας των ηλεκτρονικών του συστήματος. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί τοποθετώντας κατάλληλες αντιστάσεις ανάμεσα στις εξόδους των ηλεκτροδίων ή των αισθητήρων και των

ακροδεκτών εισόδου του ενισχυτή. Εναλλακτικά μπορούν να χρησιμοποιηθούν οπτικοί αναμεταδότες ώστε να επιτευχθεί πλήρης ηλεκτρική απομόνωση.

Το κύκλωμα εξόδου του ενισχυτή βιοσημάτων δεν παρουσιάζει τόσα προβλήματα όσα το κύκλωμα εισόδου. Η κύρια λειτουργία του είναι να οδηγήσει το φορτίο ενίσχυσης της επόμενης βαθμίδας, ώστε να επιτευχθεί μέγιστη ακρίβεια αναπαραγωγής και εύρους στις ενδείξεις. Πρέπει λοιπόν η αντίσταση εξόδου του ενισχυτή να είναι χαμηλή σε σχέση με την αντίσταση φορτίου, και ο ενισχυτής να είναι ικανός να τροφοδοτήσει την ισχύ που απαιτείται από το φορτίο.

Οι ενισχυτές βιοσημάτων πρέπει να λειτουργούν στο εύρος του φάσματος συχνότητας που υπάρχουν τα βιοδυναμικά που ενισχύουν. Λόγω της χαμηλής έντασης αυτών των σημάτων, είναι σημαντικό να περιορισθεί το εύρος συχνοτήτων του ενισχυτή, ώστε να μπορεί να γίνει η επεξεργασία του σήματος επαρκώς. Με αυτόν τον τρόπο μπορούν να επιτευχθούν βέλτιστοι σηματοθορυβικοί λόγοι (SNRs). Τα βιοδυναμικά σήματα συνήθως έχουν πλάτη της τάξης των μερικών mV ή και λιγότερο, γι' αυτό πρέπει να ενισχυθούν σε επίπεδα κατάλληλα για την είσοδο της επόμενης βαθμίδας (πιθανότερα τον ADC). Το γεγονός αυτό έχει σαν αποτέλεσμα οι περισσότεροι ενισχυτές να έχουν υψηλή απολαβή, της τάξης του 1000 ή και περισσότερο.

Τα βιοδυναμικά σήματα πολλές φορές λαμβάνονται από διπολικά ηλεκτρόδια. Τα ηλεκτρόδια αυτά είναι συνήθως συμμετρικά ηλεκτρικά τοποθετημένα σε σχέση με τη γείωση. Υπό τέτοιες συνθήκες, ο πιο ενδεδειγμένος ενισχυτής βιοσημάτων είναι ο διαφορικός. Επειδή αυτά τα διπολικά ηλεκτρόδια έχουν τάση κοινού τύπου (common mode) σε σχέση με τη γείωση, μεγαλύτερη από το πλάτος σήματος, και επιπλέον η συμμετρία σε σχέση με τη γείωση μπορεί να διαταραχθεί, οι βιοδυναμικοί διαφορικοί ενισχυτές πρέπει να έχουν υψηλό λόγο απόρριψης κοινού σήματος (CMRR) για να ελαχιστοποιείται η παρεμβολή που οφείλεται στο σήμα κοινού τύπου.

Μια τελική απαίτηση για τους ενισχυτές βιοσήματος τόσο σε ιατρικές όσο και σε εργαστηριακές εφαρμογές είναι να γίνεται η βαθμονόμηση τους το δυνατόν γρηγορότερα. Κατά την καταγραφή βιοδυναμικών, οι επιστήμονες και οι ιατροί πρέπει να γνωρίζουν πέραν της κυματομορφής των σημάτων, το μέγεθος του πλάτους τους. Για να αποκτηθεί αυτή η πολύτιμη πληροφορία πρέπει η απολαβή των ενισχυτών να ρυθμιστεί κατάλληλα ώστε να γίνει σωστή βαθμονόμηση. Είναι σύνηθες, οι ενισχυτές βιοσημάτων να έχουν μια πηγή πρότυπου σήματος που μπορεί στιγμιαία να συνδεθεί στη είσοδο. Αυτό το σήμα αναφοράς μπορεί να σταλθεί αυτόματα κατά την αρχή της μέτρησης ή χειροκίνητα με το πάτημα ενός πλήκτρου για να γίνει έλεγχος της διαβάθμισης. Ενισχυτές βιοσημάτων που χρειάζεται να έχουν ρυθμιζόμενες απολαβές, έχουν ένα διακόπτη μέσω του οποίου μπορούν να επιλεγθούν

διαφορετικές, προσεκτικά βαθμονομημένες σταθερές απολαβές. Αυτή η μέθοδος επιλέγεται έναντι του συνεχούς ελέγχου, όπως στην περίπτωση του ελέγχου έντασης σε έναν ενισχυτή ήχου, για ρύθμιση της απολαβής. Με αυτόν τον τρόπο η απολαβή είναι πάντα γνωστή και δεν υπάρχει περίπτωση να μεταβληθεί εάν κάποιος ακουμπήσει τον έλεγχο απολαβής κατά λάθος.

### 3.4.2 Αναλογικά φίλτρα

Όπως φαίνεται τα αναλογικά φίλτρα είναι σημαντικά κομμάτια των ενισχυτών βιοσημάτων. Αναλαμβάνουν να εξαλείψουν το θόρυβο και να διαμορφώσουν κατάλληλα το σήμα για το μετατροπέα από αναλογικό σε ψηφιακό. Τα φίλτρα διαχωρίζονται ανάλογα με τον τύπο, το εύρος ζώνης και τα χαρακτηριστικά εξασθένησης τους

Τα αναλογικά φίλτρα χρησιμοποιούνται για να αφαιρέσουν επιλεγμένες συχνότητες από το σήμα. Τα φίλτρα συνήθως κατηγοριοποιούνται βάση του εύρους των συχνοτήτων που δεν καταπιέζουν. Τα χαμηλοπερατά φίλτρα επιτρέπουν χαμηλές συχνότητες να περάσουν με ελάχιστη εξασθένηση ενώ οι υψηλότερες συχνότητες αποκόπτονται. Αντίθετα τα υψηλοπερατά φίλτρα επιτρέπουν τη διέλευση σε υψηλές συχνότητες, αλλά αποκόπτον τις χαμηλές. Τα ζωνοπερατά φίλτρα αποκόπτον συχνότητες πάνω και κάτω από ένα συγκεκριμένο εύρος συχνοτήτων. Εξαιρέση σε αυτήν την ορολογία είναι τα ζωνοφρακτικά ή αποκοπής ζώνης, τα οποία επιτρέπουν τις συχνότητες πάνω και κάτω από ένα εύρος συχνοτήτων το οποίο αποκόπτεται.

Πέραν της πρώτης κατηγοριοποίησης, τα φίλτρα μπορούν να προσδιοριστούν από την οξύτητα με την οποία αυξάνεται ή ελαττώνεται η εξασθένηση τους ανάλογα με τη μεταβολή της συχνότητας. Η οξύτητα φάσματος μπορεί να προσδιοριστεί με δύο τρόπους. Ως μια αρχική οξύτητα στην περιοχή που η εξασθένηση πρώτα ξεκινά ή ως η κλίση κατά μήκος της καμπύλης εξασθένησης. Αυτές οι ιδιότητες των φίλτρων περιγράφονται καλύτερα με τα διαγράμματα συχνότητας (bode) με άξονες την απολαβή φίλτρου και τη συχνότητα. Η απολαβή φίλτρου δίνεται από τη σχέση τάσης εξόδου προς τάση εισόδου και μετράται σε db.

Ακόμη, η περιγραφή ενός φίλτρου γίνεται συνήθως στο πεδίο της συχνότητας, όπου περιγράφεται με την απόκριση πλάτους  $|H(\omega)|$  ή και με την απόκριση φάσης  $\angle H(\omega)$ . Τα αναλογικά δίκτυα των φίλτρων μπορεί να είναι ενεργά ή παθητικά. Τα παθητικά περιλαμβάνουν αντιστάσεις, πηνία και πυκνωτές ενώ τα ενεργά χρησιμοποιούν τελεστικούς ενισχυτές .

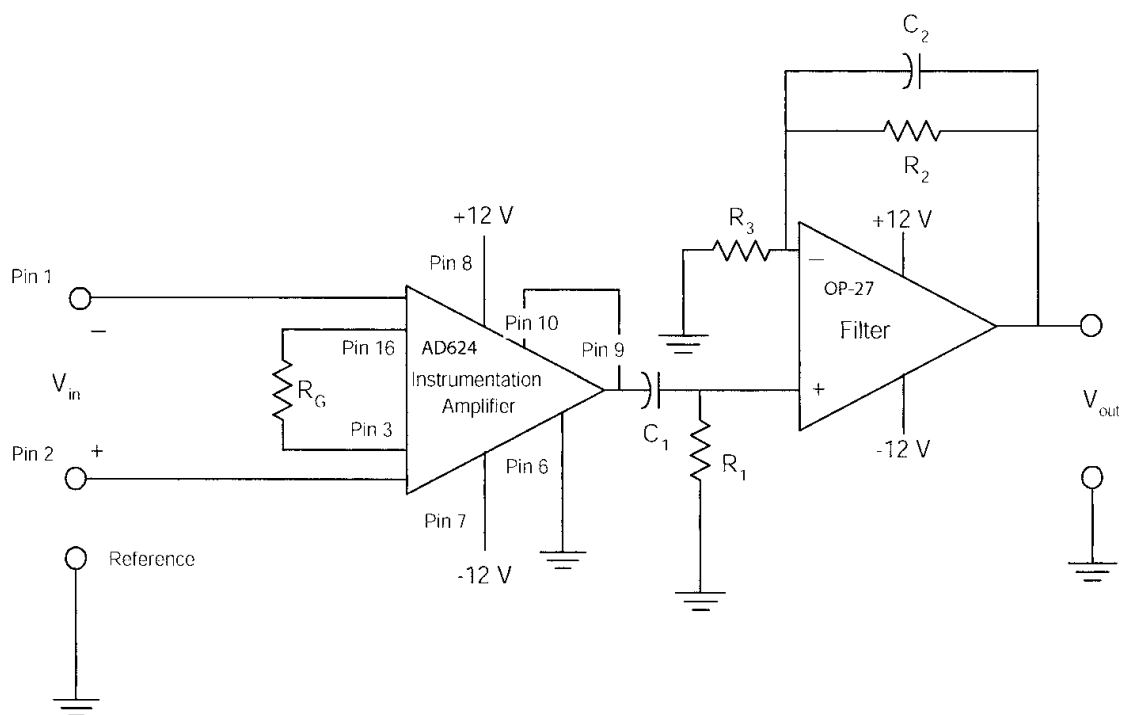
Τα ιδανικά φίλτρα, εξαιτίας της συνάρτησης μεταφοράς τους λέγονται και φίλτρα τοίχου (brickwall filters). Ωστόσο, στην πραγματικότητα δεν είναι δυνατή η υλοποίηση



τέτοιων φίλτρων. Τα πραγματικά φίλτρα προσεγγίζουν τα ιδανικά αυξάνοντας την τάξη του φίλτρου, η οποία καθορίζεται από την τάξη των πολωνύμων της συνάρτησης μεταφοράς του φίλτρου, ή αλλιώς από το αριθμό των στοιχείων χωρητικότητας και αυτεπαγωγής. Τόσο στα ιδανικά όσο και στα πραγματικά φίλτρα οι συχνότητες  $\omega_c$  είναι γνωστές ως συχνότητες αποκοπής. Στα μεν ιδανικά φίλτρα η συχνότητα αυτή είναι η συχνότητα πέραν ή πριν της οποίας συμβαίνει διέλευση της εισόδου, ενώ διαφορετικά η έξοδος είναι μηδενική. Στα πραγματικά όμως φίλτρα η συχνότητα αποκοπής ορίζεται ως η συχνότητα, στην οποία η ισχύς εξόδου είναι η μισή της ισχύος εισόδου. Πρακτικά αυτό σημαίνει η έξοδος είναι υποβιβασμένη κατά 3db της εισόδου ή απλούστερα ότι το πλάτος της συνάρτησης μεταφοράς

είναι το  $\frac{\sqrt{2}}{2}$  του μέγιστου πλάτους της συνάρτησης μεταφοράς.

### 3.4.3 Παράδειγμα ενισχυτή βιοσημάτων



Σχήμα 3.4.3 Ένα απλό κύκλωμα ενισχυτή βιοσημάτων

Οι ενισχυτές που προορίζονται για όργανα μέτρησης είναι συνήθως διαφορικοί ενισχυτές τάσεις που συνδυάζουν διάφορους τύπους λειτουργίας. Η χρήση τους μπορεί να απλοποιήσει το κύκλωμα που απαιτείται για ενίσχυση βιοσημάτων επειδή συνδυάζουν χαμηλό θόρυβο, υψηλή αντίσταση στο στάδιο εισόδου και υψηλής ποιότητας στάδιο διαφορικής ενίσχυσης.

Ο ενισχυτής μετρήσεων AD624 της Analog Devices Inc χρησιμοποιείται εδώ ως παράδειγμα, αλλά υπάρχουν τσιπ και από άλλους κατασκευαστές που μπορούν να εξυπηρετήσουν ανάλογα κυκλώματα. Το τσιπ αυτό έχει μεγάλη αντίσταση εισόδου (μεγαλύτερη των  $10^9 \Omega$ ) και δουλεύει ικανοποιητικά με ηλεκτρόδια και αισθητήρες μεγάλης αντίστασης. Η απολαβή του ενισχυτή μπορεί εύκολα να επιλεγθεί από ορισμένες σταθερές απολαβές μέσω διασυνδέσεων των επαφών στο ολοκληρωμένο ή εναλλακτικά με ρύθμιση μιας εξωτερικής αντίστασης.

Στο σχήμα 3.4.3 παρατηρούμε το κύκλωμα που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για παρακολούθηση πολλών διαφορετικών βιοσημάτων. Η απολαβή ρυθμίζεται πρακτικά μέσω της αντίστασης  $R_G$  για να επιλεγθεί μια απολαβή ενίσχυσης  $A$  σύμφωνα με τη σχέση  $A=(40k/R_G)+1$ . Μπορούν να επιλεγθούν απολαβές από 1 έως 1000, παρ' όλα αυτά επιδιώκεται να διατηρείται η απόσβεση σε αυτό το κομμάτι του κυκλώματος μικρότερη από 50. Υψηλότερες αποσβέσεις τήνουν να προκαλούν κορεσμό του ενισχυτή εάν η τάση αντιστάθμισης συνεχούς ρεύματος των ηλεκτροδίων ή των αισθητήρων γίνει μεγάλη.

Ο ενισχυτής συνδέεται με ένα ζωνοπερατό φίλτρο που αποτελείται από ένα απλό ενός πόλου υπερπερατού και χαμηλοπερατού φίλτρο. Οι τιμές των στοιχείων στο στάδιο του φίλτρου μπορούν να μεταβληθούν και είναι επιλεγμένες για αποκοπή συχνότητας κατάλληλης για συγκεκριμένη εφαρμογή παρακολούθησης βιοδυναμικών. Κοινοί αλλά καλής ποιότητας τελεστικοί ενισχυτές, όπως ο τυποποιημένος OP-27 χρησιμοποιούνται για το σκέλος του φίλτρου.

Η -3 db αποκοπή συχνοτήτων για το χαμηλοπερατό και υπερπερατό φίλτρο, εξαρτάται από τα στοιχεία  $R_2$ ,  $C_2$ ,  $R_1$ ,  $C_1$  και προκύπτει από τη σχέση  $f_c=1/(2\pi RC)$ . Τυπικές τιμές των στοιχείων για καταγραφή ΗΚΓ, για παράδειγμα, με χρήση αποκοπής περίπου στα 10 Hz για υπερπερατά και 30 KHz χαμηλοπερατά είναι  $R_1=10k\Omega$ ,  $C_1=1,6\mu F$ ,  $R_2=50k\Omega$ ,  $C_2=1nF$ ,  $R_3=10k\Omega$  για μια απολαβή ζώνης της τάξης του 5. Συνολικά, αυτό το κύκλωμα με μια αντίσταση  $R_G$  των  $800\Omega$  προσφέρει απολαβή της τάξης του 250, που σημαίνει ότι 1mV σήμα εισόδου μπορεί να δώσει 0,25 V έξοδο. Για βέλτιστη απόδοση οι αισθητήρες και τα ηλεκτρόδια πρέπει να είναι καλής ποιότητας.

Βελτίωση στο απλό αυτό κύκλωμα μπορεί να επιτευχθεί με προστασία των εισόδων του ενισχυτή. Αυτό μπορεί να γίνει τοποθετώντας μια ή περισσότερες αντιστάσεις των  $50k\Omega$  ή μεγαλύτερων σε σειρά στην είσοδο σε συνδυασμό με ζεύγη χωρητικοτήτων. Δίοδοι ζένερ στις επαφές των εισόδων προσφέρουν περαιτέρω προστασία από ηλεκτροπληξία και στατικό ηλεκτρισμό. Επιλεγόμενες απολαβές και πρόσθετες επιλογές φίλτρων θα μπορούσαν να δώσουν στον ενισχυτή μεγαλύτερο φάσμα εφαρμογών.

### 3.5 Μετατροπές από αναλογικό σε ψηφιακό

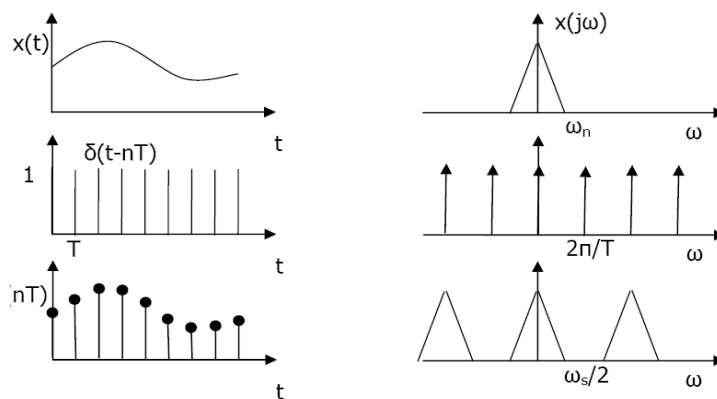
Όπως είδαμε τα περισσότερα βιοϊατρικά σήματα είναι σήματα συνεχούς χρόνου ή σήματα των οποίων το πλάτος μεταβάλλεται με το χρόνο και ονομάζονται αναλογικά σήματα. Για να επεξεργασθούμε τα αναλογικά σήματα με ψηφιακά μέσα, όπως είναι ο υπολογιστής πρέπει να τα μετατρέψουμε σε ψηφιακή μορφή, δηλαδή σε μία ακολουθία αριθμών δυαδικής μορφής. Η διαδικασία ονομάζεται αναλογική σε ψηφιακή μετατροπή και στην πράξη γίνεται από κατάλληλο κύκλωμα που ονομάζεται Αναλογικός σε Ψηφιακό Μετατροπέας (Analog to Digital Converter ή ADC). Η διαδικασία αυτή επιτελείται σε δύο στάδια, στο στάδιο της δειγματοληψίας και στο στάδιο του κβαντισμού και της κωδικοποίησης.

#### 3.5.1 Δειγματοληψία (Sampling)

Είναι η μετατροπή ενός σήματος συνεχούς χρόνου σε σήμα διακριτού χρόνου (discrete time signal) με τη λήψη δειγμάτων του αναλογικού σήματος, σε συγκεκριμένες χρονικές στιγμές ή στιγμές διακριτού χρόνου. Αν το αναλογικό σήμα είναι το  $x(t)$ , όπου  $t$  είναι ο συνεχής χρόνος, τότε το σήμα διακριτού χρόνου που θα προκύψει με δειγματοληψία κάθε  $T$  χρονικές στιγμές θα είναι  $x(nT)$ , όπου  $n$  είναι ο αριθμός των δειγμάτων  $T$ . Συνήθως το σήμα διακριτού χρόνου συμβολίζεται ως  $x(n)$ . Επομένως ένα συνεχές  $x(t)$  μετατρέπεται στην ακολουθία σε  $s(n)$  σύμφωνα με τη σχέση :

$$x(n) = x(t) \text{ όπου } t = nT, \quad n = \dots, -1, 0, 1, \dots$$

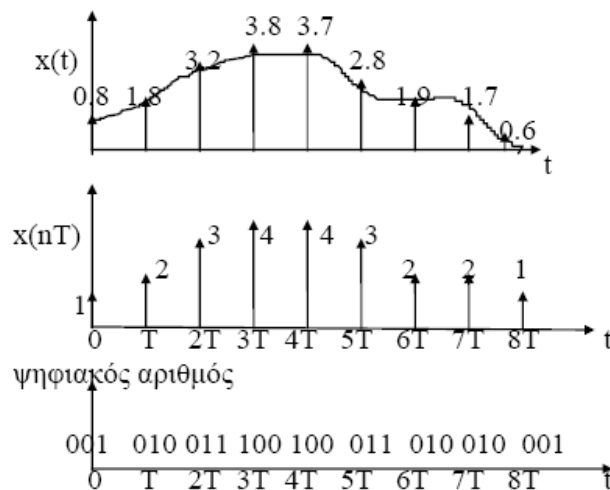
όπου  $T$  είναι η περίοδος δειγματοληψίας και  $f = 1/T$  είναι η συχνότητα δειγματοληψίας .



Σχήμα 3.5.1 Δειγματοληψία στο πεδίο του χρόνου και της συχνότητας

### 3.5.2 Κβαντισμός και Κωδικοποίηση (Quantization and Coding)

Είναι το δεύτερο στάδιο της ADC διαδικασίας κατά την οποία το σήμα διακριτού χρόνου  $s(n)$  με πλάτος πραγματικό αριθμό (αναλογικό πλάτος), μετατρέπεται τη στιγμή  $n$  σε σήμα διακριτού πλάτους, δηλαδή το πλάτος του παίρνει μια τιμή  $n$ , η οποία ανήκει σ' ένα συγκεκριμένο σύνολο διακριτών τιμών (ή το πλάτος του εξισώνεται με ένα προεπιλεγμένο επίπεδο κβαντισμού. πχ. το πλάτος  $x(n)=2,8$  κατά την κβαντοποίηση γίνεται  $x^*(n)=3$  που είναι ο πλησιέστερος ακέραιος αν τα επίπεδα κβαντισμού είναι οι ακέραιοι αριθμοί. Η διαφορά μεταξύ  $x(n)$  και  $x^*(n)$ ,  $s(n) - x^*(n)=0,2$  ονομάζεται κβαντικό λάθος (quantization error). Κατά το επόμενο στάδιο, την κωδικοποίηση, κάθε κβαντισμένη τιμή πλάτους μετατρέπεται σε δυαδική μορφή. Οι πιο γνωστοί κώδικες είναι οι: BCD, Gray, κ.ά. Ο αριθμός των ψηφίων που χρησιμοποιούνται για κάθε ένα από τα δείγματα είναι σταθερός και ονομάζεται εύρος δείγματος. Αυτό καθορίζει τις τιμές που μπορεί να λάβουν τα δείγματα. Έτσι με εύρος δείγματος 12 ψηφίων, το σήμα μπορεί να έχει  $2^{12} = 4096$  διαφορετικές στάθμες.



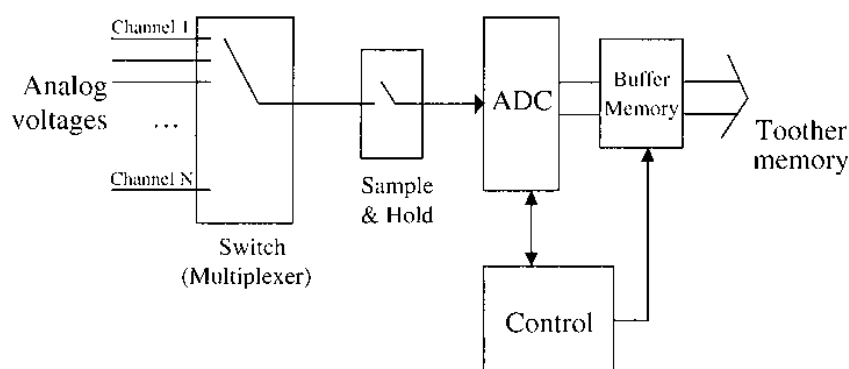
Σχήμα 3.5.2 Κβαντισμός και κωδικοποίηση

### 3.5.3 Στοιχεία ενός μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό

Ένα τυπικό σύστημα ADC περιέχει αρκετά εξαρτήματα επιπρόσθετα του στοιχείου που πραγματοποιεί τη μετατροπή, όπως φαίνεται στο σχήμα 3.5.3. Το πρώτο στοιχείο είναι ένας αναλογικός επιλογέας από  $N$  σε 1, που επιτρέπει τη μετατροπή σε πολλαπλές εξόδους. Τυπικά συστήματα ADC προσφέρουν 8 με 16 κανάλια και η μεταγωγή γίνεται συνήθως με τη βοήθεια λογισμικού. Επειδή ένα μόνο στοιχείο ADC κάνει τη μετατροπή για όλα τα κανάλια, ο ρυθμός μετατροπής για κάθε κανάλι ελαττώνεται ανάλογα με τον αριθμό των καναλιών που μετατρέπονται. Για παράδειγμα, ένα σύστημα ADC που έχει ρυθμό μετατροπής 50 kHz

μπορεί να κάνει δειγματοληψία σε κάθε ένα από τα 8 κανάλια εισόδου του με το θεωρητικά μέγιστο ρυθμό των  $50/8=6,25$  kHz.

Το κύκλωμα της δειγματοληψίας και συγκράτησης είναι ένας μεταγωγέας υψηλής ταχύτητας που στιγμιαία καταγράφει το σήμα εισόδου, και διατηρεί την τιμή του σήματος στην έξοδο του. Η χρονική στιγμή που ο μεταγωγέας κλείνει καθορίζει το χρόνο διαφράγματος. Λαμβάνει τιμές περίπου στα 150 ns και εκτός από πολύ γρήγορα σήματα, μπορεί να θεωρηθεί στιγμιαίος. Αυτή η στιγμιαία τιμή τάσης δειγματοληψίας διατηρείται (σαν φορτίο σε μια χωρητικότητα) ενώ το στοιχείο του ADC καθορίζει το δυαδικό αριθμό που της αντιστοιχεί. Τελικά το στοιχείο του ADC καθορίζει τη συνολική ταχύτητα της διαδικασίας μετατοπής.



Σχήμα 3.5.3 Μπλόκ διάγραμμα τυπικού συστήματος ADC

### 3.5.4 Ακρίβεια ψηφιοποίησης

Η ψηφιοποίηση γίνεται με ορισμένη ακρίβεια. Με τον όρο ακρίβεια υποδηλώνεται ο συνολικός αριθμός των υποδιαίρεσεων της κλίμακας των τιμών που μπορούν να αποδώσουν την ένταση (πλάτος) του σήματος. Π.χ. για την ένταση μπορεί να χρησιμοποιηθούν οι τιμές 0,1,2,3 κλπ. ή οι τιμές 0, 0.5,1,1.5,2,2.5 κλπ. Στη δεύτερη περίπτωση η ακρίβεια είναι μεγαλύτερη. Ο συνολικός αριθμός των υποδιαίρεσεων είναι καθορισμένος. Κάθε φορά καθορίζεται από την αρχή ότι θα χρησιμοποιηθούν πχ. 500 ή 300 υποδιαίρεσεις (ανεξάρτητα από τις συγκεκριμένες τιμές αυτών των υποδιαίρεσεων). Ο αριθμός καθορίζεται έτσι ώστε να αποτελεί αριθμητική δύναμη του 2 πχ.  $2^4 = 32$  υποδιαίρεσεις ή  $2^8 = 256$  υποδιαίρεσεις ή  $2^9 = 512$  υποδιαίρεσεις. Ανάλογα με την τιμή του εκθέτη του 2 ή ακρίβεια χαρακτηρίζεται ως ακρίβεια 4 bit, 8 bit, κλπ. Συχνά, αντί για τον όρο ακρίβεια χρησιμοποιείται ο όρος διακριτική ικανότητα.

Είναι γνωστό, ότι σε κάθε αναλογικό σήμα του οποίου το πλάτος μεταβάλλεται με το χρόνο, υπάρχει και μία άλλη παράμετρος, η συχνότητα που χαρακτηρίζει τον τρόπο με τον οποίο το αναλογικό σήμα, μεταβάλλεται με το χρόνο. Η συχνότητα περιγράφει τη μεταβολή

του πλάτους του σήματος στη μονάδα του χρόνου, επομένως έχουμε σήματα υψηλών συχνοτήτων όπου συμβαίνουν πολλές μεταβολές πλάτους στη μονάδα του χρόνου και σήματα χαμηλών συχνοτήτων όπου η μεταβολή του πλάτους σήματος είναι μικρή σε σχέση με το χρόνο. Η μονάδα συχνότητας είναι το Hz. Κάθε βιοϊατρικό σήμα συνήθως περιέχει πολλές συχνότητες χαμηλές και υψηλές.

Μέχρι τώρα έχουμε θεωρήσει ότι για την ADC μετατροπή πρέπει να ληφθούν δείγματα από το αναλογικό σήμα κάθε  $T$  χρονικό διάστημα που είναι το διάστημα δειγματοληψίας. Εάν το διάστημα δειγματοληψίας είναι πολύ μεγάλο (χαμηλή συχνότητα δειγματοληψίας) τότε προφανώς η διακριτή μορφή του σήματος δε θα αντιπροσωπεύει ικανοποιητικά το σήμα γιατί θα χάνει τις γρήγορες διακυμάνσεις του πλάτους. Αντίθετα αν το  $T$  είναι μικρό (υψηλή συχνότητα δειγματοληψίας) τότε το διακριτό σήμα θα αντιπροσωπεύει με ακρίβεια το αναλογικό σήμα μόνο που τότε θα έχουμε πολλά δείγματα να αποθηκεύσουμε και να επεξεργασθούμε. Για παράδειγμα, αν πάρουμε το σήμα ενός ΗΚΓ που επαναλαμβάνεται συνέχεια μία φορά το δευτερόλεπτο (καρδιακή συχνότητα 60 καρδιακοί παλμοί το λεπτό), παρουσιάζει όμως κάποιες μεταβολές στην κυματομορφή του που δε διαρκούν παραπάνω από 0,01 s. Αν κάνουμε δειγματοληψία μόνο 10 φορές το δευτερόλεπτο μερικές από τις λεπτομέρειες θα χαθούν. Ενώ εάν η δειγματοληψία είναι 100 φορές το δευτερόλεπτο δηλαδή 100 Hz τότε θα δώσει πλήρη αναπαράσταση των μεταβολών και καμία σημαντική λεπτομέρεια δε θα χαθεί.

Το βέλτιστο μέγεθος του διαστήματος δειγματοληψίας  $T$ , ώστε το σήμα να μπορεί να αντιπροσωπευτεί με ακρίβεια στην ψηφιακή μορφή του καθορίζεται με βάση το θεώρημα του Shannon και εξαρτάται από τη μέγιστη συχνότητα που υπάρχει στο αναλογικό σήμα σύμφωνα με την εξίσωση:

$$T = \frac{1}{2f_m}$$

Δηλαδή ένα αναλογικό σήμα που περιέχει συχνότητα μέχρι τη μέγιστη  $f_m$  είναι δυνατόν να αντιπροσωπευτεί τελείως ικανοποιητικά από τα δείγματά του εφ' όσον η συχνότητα δειγματοληψίας είναι τουλάχιστον διπλάσια της μέγιστης συχνότητας του σήματος. Η συχνότητα δειγματοληψίας  $f_m$  ονομάζεται ρυθμός δειγματοληψίας Nyquist, η δε μέγιστη συχνότητα του σήματος  $f_m$  καλείται συχνότητα Nyquist .

## **3.6 Ανάλυση και επεξεργασία σημάτων με τη χρήση**

### **μικροϋπολογιστών**

Στα συστήματα παρακολούθησης ασθενών του παρελθόντος η ανάλυση και η επεξεργασία των σημάτων γινόταν αποκλειστικά με αναλογικά μέσα. Στα σύγχρονα συστήματα παρακολούθησης ασθενών αυτές οι διεργασίες εκτελούνται με τη βοήθεια της ψηφιακής ανάλυσης και επεξεργασίας σημάτων μέσα σε μικροϋπολογιστές. Τα παρακλίνια συστήματα παρακολούθησης της εποχής μας, υλοποιούνται από πολλαπλούς μικροϋπολογιστές, που έχουν περισσότερη επεξεργαστική ισχύ και μνήμη από τα συστήματα του παρελθόντος. Προγράμματα λογισμικού καθορίζουν στον μικροϋπολογιστή πότε θα ξεκινήσει η απόκτηση δεδομένων, πόσο συχνά θα λαμβάνονται δείγματα και από πόσους αισθητήρες, πόσο θα διαρκεί η απόκτηση δεδομένων και που θα αποθηκεύονται τα ψηφιοποιημένα δεδομένα. Ο ρυθμός που το σύστημα αποκτά δείγματα εξαρτάται άμεσα από την ταχύτητα του ρολογιού και την αρχιτεκτονική του μικροεπεξεργαστή. Ορισμένοι υπολογιστές μπορούν να κάνουν έλεγχο της απολαβής στη είσοδο των ενισχυτών ώστε τα λαμβανόμενα σήματα να ρυθμίζονται κατά τη διάρκεια της απόκτησης δεδομένων.

#### **3.6.1 Πλεονεκτήματα συστημάτων παρακολούθησης με ενσωματωμένους**

##### **μικροϋπολογιστές**

Συγκριτικά τα συστήματα παρακολούθησης με ενσωματωμένους μικροϋπολογιστές έχουν τα εξής πλεονεκτήματα :

α) Η ικανότητα των ψηφιακών υπολογιστών για αποθήκευση πληροφοριών σε μορφή κυματομορφής, όπως το ΗΚΓ, επιτρέπει πολύπλοκες αναγνωρίσεις μοτίβων και εξαγωγή των χαρακτηριστικών των σημάτων φυσιολογίας. Τα σύγχρονα παρακλίνια συστήματα παρακολούθησης χρησιμοποιούν πολλαπλά κανάλια για μετρήσιμα μεγέθη και ειδικούς αλγόριθμους αναγνώρισης μοτίβων για να εντοπίσουν ανωμαλίες στις κυματομορφές. Αυτή η μεθοδολογία συμβάλει στην καταγραφή και ταξινόμηση των ανωμαλιών.

β) Στο ΗΚΓ η ποιότητα του σήματος από πολλαπλές απαγωγές μπορεί να παρακολουθηθεί και ο θόρυβος παρεμβολών να ελαχιστοποιηθεί. Για παράδειγμα, ο υπολογιστής μπορεί να επιβλέπει τη μείωση της αντίστασης μεταξύ του δέρματος και της επαφής του ηλεκτροδίου. Στην περίπτωση που η επαφή δεν είναι καλή, το σύστημα μπορεί να ειδοποιήσει τους νοσοκόμους προκειμένου να αλλάξουν το προβληματικό ηλεκτρόδιο.

γ) Τα βιοσήματα μπορούν να ανακτηθούν πιο αποτελεσματικά εάν μετατραπούν σε ψηφιακά χωρίς στην διαδικασία επεξεργασίας. Η επεξεργασία της κυματομορφής (όπως στην περίπτωση της βαθμονόμησης) μπορεί να γίνει στον μικροϋπολογιστή. Η ίδια διαδικασία μπορεί να απλοποιήσει το έργο του ιατρικού προσωπικού στην εγκατάσταση και λειτουργία των παρακλίνων συσκευών παρακολούθησης, ελαχιστοποιώντας το χρόνο της χειροκίνητης βαθμονόμησης.

δ) Η μετάδοση των ψηφιοποιημένων κυματομορφών βιοσημάτων είναι ευκολότερη και πιο αξιόπιστη. Η ψηφιακή μετάδοση δεδομένων εγγενώς είναι χωρίς θόρυβο. Συνεπώς, τα σύγχρονα συστήματα παρακολούθησης επιτρέπουν στους επαγγελματίες της υγειονομικής περίθαλψης να ελέγξουν τις κυματομορφές των ασθενών και την εξαγόμενη πληροφορία δίπλα στο κρεβάτι του ασθενή, σε έναν κεντρικό σταθμό της ΜΕΘ ή ακόμη και από το σπίτι.

ε) Επιλεγμένα δεδομένα μπορούν να αποκτηθούν πάλι εύκολα εάν έχουν πρωτίτερα ψηφιοποιηθεί. Για παράδειγμα, στο ΗΚΓ ενδιαφέρουσες ακολουθίες, όπως οι περίοδοι αρρυθμίας, μπορούν να αποθηκευθούν στο σύστημα για να εξεταστούν αργότερα. Τα σημερινά συστήματα τυπικά αποθηκεύουν όλες τις πληροφορίες που δέχονται (από αισθητήρες και και ηλεκτρόδια) για τουλάχιστον 24 ώρες.

ζ) Μετρούμενα μεγέθη όπως ο καρδιακός ρυθμός και η πίεση αίματος μπορούν να καταγραφούν για μεγάλα χρονικά διαστήματα για να βοηθήσουν στην ανίχνευση τάσεων απειλητικών για την υγεία των ασθενών.

η) Οι ειδοποιήσεις από τα συστήματα παρακολούθησης ασθενών είναι πιο “έξυπνες” και είναι λιγότερες φορές εσφαλμένες. Στο παρελθόν τα αναλογικά συστήματα συναγερμών χρησιμοποιούσαν μόνο υψηλά-χαμηλά όρια κατωφλίου και ήταν ευάλωτα σε παρασιτικά σήματα. Πλέον, μπορεί να γίνει διαχωρισμός ανάμεσα σε παράσιτα και πραγματικές καταστάσεις συναγερμού, χρησιμοποιώντας πληροφορίες από ένα σήμα προκειμένου να εξακριβωθεί ένα άλλο σήμα. Για παράδειγμα, ο καρδιακός ρυθμός μπορεί να διαπιστωθεί είτε από το ΗΚΓ είτε από την αρτηριακή πίεση αίματος. Εάν και τα δύο σήματα εμφανίζουν επικίνδυνη ταχυκαρδία, το σύστημα ενεργοποιεί μια ηχητική ειδοποίηση. Στην περίπτωση που τα δύο σήματα δε συμφωνούν, το σύστημα μπορεί να ειδοποιήσει το ιατρικό προσωπικό για πιθανό πρόβλημα ιατρικής φύσης ή όσων αφορά τον εξοπλισμό. Παρ' όλα αυτά παρά τις εξελίξεις στα παρακλίνια συστήματα παρακολούθησης, οι λάθος ειδοποιήσεις δεν έχουν απαλειφθεί πλήρως.

θ) Τα συστήματα μπορούν να αναβαθμιστούν εύκολα. Τώρα αρκεί μόνο η αλλαγή των προγραμμάτων λογισμικού σε μνήμες ανάγνωσης (ROM) προκειμένου να γίνει η αναβάθμιση. Αντίθετα τα αναλογικά συστήματα απαιτούσαν σε αυτήν την περίπτωση αντικατάσταση του τεχνικού εξοπλισμού.



### 3.6.2 Ανάλυση και επεξεργασία ψηφιακών σημάτων

Στα ψηφιακά σήματα τόσο το πλάτος όσο και ο χρόνος μπορούν να παίρνουν μόνο κάποιες συγκεκριμένες τιμές. Αυτή είναι η περίπτωση που ενδιαφέρει πρακτικά όταν θέλουμε να επεξεργαστούμε ένα σήμα με τη χρήση Η/Υ. Έχουμε ένα αριθμό κατ' ανάγκη περιορισμένο τιμών στο χρόνο και αποθηκευμένο σε μια συγκεκριμένης χωρητικότητας μνήμη. Εξάλλου, η κάθε λέξη της μνήμης περιέχει περιορισμένο αριθμό ψηφίων, έτσι ώστε τα πλάτη του σήματος να μπορούν να λάβουν περιορισμένο αριθμό τιμών. Κατά συνέπεια, στα ψηφιακά σήματα οι δυνατές χρονικές στιγμές επιλέγονται από το σύνολο των ακεραίων ενώ τα πλάτη είναι κβαντισμένα.

Ένα ψηφιακό σύστημα μπορεί να είναι απλούστατα ένα πρόγραμμα που “υλοποιεί” έναν αλγόριθμο. Το πρόγραμμα αυτό μπορεί να τρέχει σε έναν υπολογιστή γενικής χρήσης ή ακόμη και σε ειδικευμένο ψηφιακό τεχνικό εξοπλισμό (hardware) για τη συγκεκριμένη εφαρμογή. Έτσι ένα ψηφιακό φίλτρο μπορεί να μην έχει απαραίτητα υλική υπόσταση. Μπορούμε να πούμε ότι ένα ψηφιακό σύστημα είναι μια υπολογιστική διαδικασία (αλγόριθμος) που μετατρέπει μια ακολουθία αριθμών σε μια άλλη ακολουθία.

Η ψηφιακή επεξεργασία σήματος ασχολείται με την ψηφιακή αναπαράσταση των σημάτων και την ανάλυση, την τροποποίηση και εξαγωγή πληροφοριών από αυτά, με τη βοήθεια ψηφιακών επεξεργασιών. Περιπτώσεις κατά τις οποίες θέλουμε να αφαιρέσουμε το θόρυβο από ένα σήμα ή να βρούμε το μετασχηματισμό Fourier κάποιων δεδομένων ή να μετατρέψουμε ένα σήμα σε μια μορφή πιο κατάλληλη για επεξεργασία και ανάλυση της πληροφορίας που εμπεριέχει, αποτελούν παραδείγματα της ψηφιακής επεξεργασίας σήματος. Χρησιμοποιείται όλο και περισσότερο σε περιοχές εφαρμογών όπου παραδοσιακά χρησιμοποιούνταν αναλογικές μορφές επεξεργασίας, αλλά και σε νέες εφαρμογές στις οποίες οι αναλογικές μέθοδοι είναι δύσκολο ή και αδύνατο να χρησιμοποιηθούν. Το γεγονός αυτό οφείλεται στα πλεονεκτήματα που παρουσιάζει η ψηφιακή επεξεργασία σήματος.

Ένα ψηφιακό προγραμματιζόμενο σύστημα παρουσιάζει μεγάλη ευελιξία στην τροποποίηση των πράξεων ψηφιακής επεξεργασίας με μια απλή μετατροπή του προγράμματος. Η ακρίβεια (accuracy) παίζει επίσης πολύ σπουδαίο ρόλο. Στην περίπτωση ενός ψηφιακού συστήματος, ο έλεγχος των προδιαγραφών από άποψη ακρίβειας είναι πολύ πιο εύκολος.

Τα ψηφιακά σήματα αποθηκεύονται σε αποθηκευτικά μέσα χωρίς υποβάθμιση της πιστότητάς τους, πέραν αυτής που έχει υπεισέλθει εξαιτίας της διαδικασίας μετατροπής τους από αναλογικά σε ψηφιακά. Έτσι, δίνεται η δυνατότητα μεταφοράς και επεξεργασίας τέτοιων σημάτων σε μη πραγματικό χρόνο. Επιπλέον, δίνεται η δυνατότητα εφαρμογής πιο

περίπλοκων αλγορίθμων επεξεργασίας σήματος. Συνήθως η υλοποίηση μαθηματικών πράξεων μεγάλης ακρίβειας είναι δύσκολο να γίνει σε σήματα τα οποία βρίσκονται σε αναλογική μορφή πράγμα όμως που είναι συνηθισμένο και εύκολο για ένα ψηφιακό σήμα το οποίο επεξεργάζεται ένας υπολογιστής με κατάλληλο λογισμικό.

Σε πολλές περιπτώσεις, η ψηφιακή επεξεργασία ενός σήματος είναι χαμηλότερου κόστους από την αντίστοιχη αναλογική. Αυτό μπορεί να οφείλεται στο γεγονός ότι είτε ο τεχνικός εξοπλισμός (hardware) σήμερα είναι φθηνότερος, είτε στην ευελιξία που παρέχεται λόγω της ψηφιακής υλοποίησης.

Σημαντικά εργαλεία της ψηφιακής ανάλυσης είναι ο διακριτός μετασχηματισμός *fourier* καθώς και ο μετασχηματισμός *z*. Ο υπολογισμός της φασματικής πυκνότητας ισχύος είναι ιδιαίτερα σημαντικός και υπολογίζεται με τη βοήθεια του γρήγορου μετασχηματισμού *fourier*.

Η ανάπτυξη ψηφιακών φίλτρων βοηθά ιδιαίτερα στην ψηφιακή επεξεργασία. Με τον όρο ψηφιακά φίλτρα εννοούμε τα συστήματα των οποίων η έξοδος είναι μια ακολουθία αριθμών προκύπτουσα από τη διέλευση του σήματος εισόδου, που είναι επίσης μια ακολουθία αριθμών. Αν η έξοδος στην παρούσα χρονική στιγμή δεν εξαρτάται από την τιμή της στις προηγούμενες χρονικές στιγμές τότε τα φίλτρα καλούνται μη αναδρομικά. Σε αντίθετη περίπτωση, που είναι και γενικότερη, καλούνται αναδρομικά. Τα μη αναδρομικά φίλτρα συχνά αναφέρονται ως περιορισμένης κρουστικής απόκρισης (FIR) όταν έχουν πεπερασμένες μη μηδενικές τιμές. Άπειρης κρουστικής απόκρισης φίλτρα (IIR) έχουμε όταν υπάρχουν ταλαντώσεις μέχρι το άπειρο με μη μηδενικές τιμές.

### **3.7 Συστήματα απεικόνισης**

Σε ένα σύστημα παρακολούθησης ασθενών τα συστήματα απεικόνισης της πληροφορίας μπορούν να θεωρηθούν ως οι έξοδοι του συνολικού συστήματος. Στις πρώτες συσκευές που υλοποιήθηκαν, οι κυματομορφές αποτυπώνονταν σε καταγραφικό χαρτί. Με την έλευση της τεχνολογίας του καθοδικού σωλήνα και την υλοποίηση των πρώτων παλμογράφων δημιουργήθηκε ένας εναλλακτικός τρόπος αποτύπωσης σε οθόνες καθοδικού σωλήνα ή CRT. Οι οθόνες CRT ήταν σχετικά ογκώδης και απαιτούσαν την ύπαρξη ενός μετατροπέα ψηφιακού σε αναλογικό (DAC) προκειμένου να αντιληφθούν τα σήματα της εξόδου της βαθμίδας ανάλυσης και επεξεργασίας σήματος. Τα τελευταία χρόνια οι οθόνες CRT έχουν σταματήσει να παράγονται στα εργοστάσια παραγωγής οθονών και έχουν δώσει τη θέση του σε οθόνες υγρών κρυστάλλων (LCD). Οι οθόνες υγρών κρυστάλλων δέχονται

εξαρχής ψηφιακό σήμα και, το κυριότερο που έχει άμεση επίδραση στην βιοϊατρική, είναι ελαφριές και λεπτές άρα φορητές και ευέλικτες.

Οι απαιτήσεις ενός συστήματος παρακολούθησης ασθενών όσων αφορά τα χαρακτηριστικά των οθονών αυτών δεν είναι τόσο κρίσιμες όσο σε άλλες ιατρικές εφαρμογές. Υπάρχουν ιατρικές εφαρμογές που η σωστή γεωμετρία της οθόνης και η πιστότητα των χρωμάτων είναι κρίσιμη για τη λήψη σωστών ιατρικών αποφάσεων. Επειδή στον τομέα των συστημάτων παρακολούθησης ασθενών ο χρόνος αντίδρασης έχει ιδιαίτερη σημασία, αυτό που ενδιαφέρει είναι πρωτίστως να μην υπάρχει καθυστέρηση μεταξύ του μετρούμενου σήματος και του απεικονιζόμενου σήματος. Ακόμα σημαντικό είναι να έχουν καλή προστασία από ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές που μπορούν να επηρεάσουν τα αποτελέσματα των μετρήσεων.

Ο τρόπος λειτουργίας τους είναι ο παρακάτω:

### **3.7.1 Τεχνολογία LCD**

Οι αρχές λειτουργίας των οθονών LCD στηρίζονται στην πόλωση του φωτός. Το φως είναι ένα εγκάρσιο κύμα, ταλαντεύεται δηλαδή κάθετα από τη διεύθυνση μετάδοσης του. Η διεύθυνση της ταλάντωσης (η πόλωση) στο φυσικό ή τεχνητό φως είναι τυχαία προς κάθε διεύθυνση, αλλά πάντα στο κάθετο προς τη διεύθυνση μετάδοσης επίπεδο. Δηλαδή μπορεί να ταλαντεύεται πάνω-κάτω, δεξιά-αριστερά, διαγώνια, αλλά ποτέ εμπρός-πίσω.

Ένα φίλτρο πόλωσης, επιτρέπει τη διέλευση του φωτός που ταλαντεύεται προς μία μόνο διεύθυνση, μόνο κάθετα ή μόνο οριζόντια, για παράδειγμα, αποκλείοντας το φως που ταλαντεύεται προς κάθε άλλη διεύθυνση. Αν κατασκευαστεί μία διάταξη με δύο φίλτρα διαφορετικής πόλωσης, ένα κάθετης και ένα οριζόντιας, τότε το φως δε μπορεί να διέλθει ανάμεσά τους. Όσο φως περνά από το πρώτο φίλτρο, παγιδεύεται στο δεύτερο. Αν ωστόσο, τα φίλτρα έχουν την ίδια πόλωση, τότε μπορεί να διέλθει όσο φως έχει την ίδια πόλωση με αυτά.

Ένας υγρός κρύσταλλος είναι μία ελεγχόμενη από ηλεκτρικό πεδίο διάταξη, η οποία μπορεί να αλλάζει ή να μην αλλάζει την πόλωση του φωτός που περνά μέσα απ' αυτό, ανάλογα με τον προσανατολισμό των μορίων του και ο οποίος ελέγχεται από την εφαρμογή ενός ηλεκτρικού πεδίου. Αν μία δέσμη πολωμένου φωτός περάσει μέσα από έναν υγρό κρύσταλλο, ο κρύσταλλος "συστρέφει" το ήδη πολωμένο φως κατά 90 μοίρες αν δεν εφαρμοστεί πεδίο ή δε το συστρέφει αν εφαρμοστεί. Μία οθόνη υγρών κρυστάλλων είναι ο συνδυασμός δύο φίλτρων πόλωσης και μίας διάταξης υγρών κρυστάλλων. Σ' αυτή την οθόνη, μία διάταξη υγρών κρυστάλλων τοποθετείται ανάμεσα σε δύο πολωτικά φίλτρα, σε κάθετη μεταξύ τους διάταξη. Το ηλεκτρικό πεδίο δημιουργείται από την εφαρμογή μίας τάσης

ελέγχου στα γυάλινα πλακίδια, και χρησιμοποιείται μία πηγή φωτός στο πίσω μέρος της οθόνης (backlight).

Αν δεν εφαρμοστεί ηλεκτρικό πεδίο (τάση ελέγχου), το πρώτο φίλτρο, πλησιέστερα στην πηγή φωτός, επιτρέπει τη διέλευση μόνο του κάθετα πολωμένου φωτός, ο υγρός κρύσταλλος αλλάζει την πόλωση σε οριζόντια και τελικά το φως περνά μέσα από "οριζόντιο" δεξί φίλτρο. Αν εφαρμοστεί τάση, από το πρώτο φίλτρο θα περάσει κάθετα πολωμένο φως, ο υγρός κρύσταλλος δε θα αλλάξει την πόλωση, η οποία θα παραμείνει έτσι κάθετη και το φως δε θα περάσει από το δεύτερο φίλτρο. Επομένως σ' αυτή τη διάταξη, η οθόνη φωτοβολεί αν δεν εφαρμοστεί τάση και παραμένει σκοτεινή, αν εφαρμοστεί. Αλλάζοντας τη διάταξη των φίλτρων, μία οθόνη υγρών κρυστάλλων θα μπορούσε να συμπεριφέρεται ακριβώς αντίθετα. Επειδή ωστόσο οι οθόνες των υπολογιστών, τηλεοράσεων εκπέμπουν φως στο μεγαλύτερο διάστημα της λειτουργίας τους και για να εξοικονομείται ενέργεια, προτιμάται η πρώτη διάταξη.

Ένα εικονοστοιχείο (pixel) είναι το δομικό στοιχείο μιας οθόνης. Μία διάταξη 1024x768, για παράδειγμα, τέτοιων στοιχείων σχηματίζουν μία μονόχρωμη οθόνη, 15 περίπου ιντσών. Για να παραχθεί χρώμα ωστόσο, απαιτούνται 3 τέτοια στοιχεία στην θέση του ενός. Κάθε τέτοιο στοιχείο ελέγχει ένα από τα 3 βασικά χρώματα του χρωματικού μοντέλου RGB, το κόκκινο, το πράσινο και το μπλε. Για το σκοπό αυτόν τοποθετείται ένα έγχρωμο φιλμ - φίλτρο μπροστά από τον υγρό κρύσταλλο, διαιρεμένο σε μικρές χρωματιστές λωρίδες. Επομένως, ένα έγχρωμο εικονοστοιχείο αποτελείται από 3 μονόχρωμα και η ποικιλία των χρωμάτων παράγεται από την ανάμειξη των τριών βασικών χρωμάτων.

Εφαρμόζοντας διαφορετικά επίπεδα τάσης, το ποσοστό της πόλωσης μπορεί να ελεγχθεί και να επιτευχθούν ενδιάμεσες καταστάσεις, περισσότερες από το περνά ή δεν περνά φως. Ουσιαστικά μπορεί να περνάει περισσότερο ή λιγότερο φως δια μέσου του κρυστάλλου και του έγχρωμου φίλτρου και έτσι να δημιουργούνται οι ενδιάμεσες διαβαθμίσεις του κόκκινου, του πράσινου και του μπλε .

Ένα ακόμα πρόβλημα που υπήρχε στις πρώτες γενιές οθονών LCD ήταν η "σκιά" που προκαλούν αναμμένα pixels, σε γειτονικά τους σβηστά. Για να ξεπεραστεί το πρόβλημα της αργής απόκρισης κυρίως και της σκιάς κατά δεύτερο λόγο, αναπτύχθηκαν οι οθόνες TFT (Thin Film Transistor) ή Active Matrix, όπως είναι αλλιώς γνωστές. Κάθε εικονοστοιχείο-κρύσταλλος δεν οδηγείται πλέον από ηλεκτρόδια, αλλά από μία τριάδα transistors, ένα για κάθε βασικό χρώμα. Ο χρόνος απόκρισης μειώνεται με τη χρήση αυτής της τεχνολογίας στο 1/10, περίπου στα 25 ms, και η αντίθεση (η διαφορά ανάμεσα στο απόλυτο μαύρο και στο απόλυτο λευκό) βελτιώνεται αισθητά. Στις σύγχρονες οθόνες LCD η πηγή φωτός έχει αλλάξει επίσης. Στις πρώτες οθόνες χρησιμοποιούνταν λαμπτήρες φθορισμού ψυχρής ή

θερμής καθόδου ενώ υπάρχει μια διαφαινόμενη τάση να αντικατασταθούν πλήρως από συστοιχίες διόδων εκπομπής φωτός (LED). Οι οθόνες με χρήση οπίσθιου φωτισμού τύπου LED είναι λεπτότερες, ελαφρύτερες, με καλύτερη απόδοση χρωμάτων και κυρίτερα πιο οικονομικές σε χρήση.

### 3.7.2 Οθόνες Αφής

Οι χρήστες συσκευών παρακολούθησης ασθενών παραδοσιακά χρησιμοποιούσαν είτε ανεξάρτητα πληκτρολόγια ή ποντίκια είτε κουμπιά και διακόπτες πάνω στις οθόνες προκειμένου να διαχειριστούν τις απεικονιζόμενες πληροφορίες. Η οθόνη αφής είναι μια συσκευή εισόδου που μπορεί να ανιχνεύσει την παρουσία και τη θέση από ένα άγγιγμα μέσα στην περιοχή της οθόνης.

Ο όρος αναφέρεται γενικά στην αφή ή άγγιγμα της οθόνης της συσκευής με ένα δάχτυλο ή χέρι. Οι οθόνες αφής έχουν δύο βασικά χαρακτηριστικά. Πρώτον, επιτρέπουν την απευθείας αλληλεπίδραση με τα στοιχεία που εμφανίζονται στην οθόνη, όπου και αν αυτή εμφανίζεται, και όχι έμμεσα όπως με ένα ποντίκι ή πινακίδιο αφής. Δεύτερον, επιτρέπει σε κάποιον να το κάνει χωρίς να απαιτείται οποιαδήποτε συσκευή ενδιάμεσα, όπως π.χ. μια γραφίδα που πρέπει να κρατείται με το χέρι. Η αλληλεπίδραση αυτή μπορεί και γίνεται όχι μόνο μέσω ενός σημείου επαφής αλλά πλέον μέσω πολλών επιτρέποντας καλύτερη διαδραστικότητα. Υπάρχουν διάφορες τεχνολογίες οθονών αφής:

Μια επιφάνεια αντιστασιακής (Resistive) οθόνης αφής αποτελείται από πολλά στρώματα. Τα πιο σημαντικά είναι δύο λεπτές μεταλλικές ηλεκτραγώγιμες και αντιστάσιμες επιφάνειες, που χωρίζονται από λεπτό διάστημα. Όταν κάποιο αντικείμενο αγγίζει αυτό το είδος της επιφάνειας αφής, τα στρώματα συνδέονται σε ένα ορισμένο σημείο, και στη συνέχεια η επιφάνεια αντιδρά ηλεκτρικά παρόμοια με δύο διαιρέτες τάσης που συνδέονται με τις εκροές τους. Αυτό προκαλεί μια αλλαγή στο ηλεκτρικό ρεύμα που καταχωρείται ως νέο γεγονός αφής και αποστέλλεται στον ελεγκτή για επεξεργασία.

Μια επιφάνεια χωρητικής (Capacitive) οθόνης αφής αποτελείται από μονωτικό υλικό, όπως είναι το γυαλί, καλυμμένο με ένα διαφανές αγωγίμο υλικό, όπως το οξειδίο ινδίου - κασσίτερου, που οδηγεί ένα συνεχές ηλεκτρικό ρεύμα στον αισθητήρα. Ο αισθητήρας ως εκ τούτου παρουσιάζει ένα ακριβώς ελεγχόμενο πεδίο από αποθηκευμένα ηλεκτρόνια τόσο στον οριζόντιο όσο και στον κατακόρυφο άξονα, η λειτουργία του δε βασίζεται στην χωρητικότητα. Το ανθρώπινο σώμα είναι επίσης μια ηλεκτρική "συσκευή" η οποία έχει αποθηκεύσει ηλεκτρόνια και κατά συνέπεια παρουσιάζει χωρητικότητα. Οι αισθητήρες χωρητικότητας δουλεύουν βασισμένοι στην εγγύτητα, και δε χρειάζεται να υπάρχει άμεση επαφή για να ενεργοποιηθούν. Είναι μια αξιόπιστη τεχνολογία που

χρησιμοποιείται σε ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών, έχει μεγαλύτερη ακρίβεια από την αντιστασιακή τεχνολογία, αλλά ανταποκρίνεται μόνο σε επαφή με δάχτυλο και δε θα λειτουργήσει με ένα χέρι καλυμμένο σε γάντι ή με στυλό ή γραφίδα.

Αρκετά διαδεδομένη είναι και η τεχνολογία των επιφανειακών ακουστικών κυμάτων (SAW) που χρησιμοποιεί υπερηχητικά κύματα που διασχίζουν την επιφάνεια της οθόνης. Όταν υπάρχει επαφή στην οθόνη, ένα ποσοστό από το κύμα απορροφάται. Αυτή η μεταβολή των υπερηχητικών κυμάτων καταχωρεί τη θέση του συμβάντος επαφής και στέλνει την πληροφορία στον ελεγκτή της διαδικασίας. Η ύπαρξη ανεπιθύμητων ουσιών ή άλλων παραγόντων στην επιφάνεια της οθόνης μπορεί να επηρεάσει τη λειτουργικότητα της συσκευής.

### **3.8 Δικτύωση συστημάτων παρακολούθησης ασθενών**

Πολλά σύγχρονα συστήματα παρακολούθησης ασθενών μας δίνουν τη δυνατότητα της διασύνδεσης με άλλα συστήματα ώστε να είναι εφικτή η ανταλλαγή δεδομένων. Η χρησιμότητα ενός τέτοιου συστήματος είναι πάρα πολύ σημαντική στην αποτελεσματικότητα ενός νοσοκομειακού περιβάλλοντος. Η γρήγορη ανταλλαγή πληροφοριών ανάμεσα σε διαφορετικές ιατρικές ομάδες που διαχειρίζονται διαφορετικούς νοσοκομειακούς πόρους (π.χ. μεταξύ της ΜΕΘ και αιματολογικών εργαστηρίων) συμβάλλει στην αύξηση της απόδοσης των μονάδων. Κατά συνέπεια οι συσκευές παρακολούθησης ασθενών πολλές φορές χρησιμοποιούνται ως μικρά συστήματα διαχείρισης πληροφοριών. Η δημιουργία ηλεκτρονικών φακέλων ασθενών που είναι διαδεδομένη σε όλα τα σύγχρονα ιατρικά κέντρα μπορεί να εμπλουτιστεί με πληροφορίες που αφορούν τα χαρακτηριστικά της φυσιολογίας των ασθενών κατά την παρακολούθηση. Με αυτόν τον τρόπο είναι εφικτή η περαιτέρω ανάλυση και επεξεργασία των δεδομένων είτε απαιτείται για καλύτερη κατανόηση των ιατρικών προβλημάτων ενός μόνο ασθενούς, είτε πραγματοποιείται στα πλαίσια εντοπισμού πανδημιών και τάσεων νόσων σε εύρος εξεταζόμενων ομάδων. Ένας περιορισμός που εντοπίζεται σε κέντρα ιατρικής περίθαλψης είναι η δυσκολία ειδοποίησης και παρουσίασης των ιατρικών δεδομένων έγκαιρα στο ιατρικό προσωπικό μέσα σε ένα νοσοκομειακό περιβάλλον που αλλάζει δυναμικά. Η χρήση φορητών δικτυωμένων συσκευών πληροφοριών (pda και tabletpc) μπορεί να συνδράμει στην άρση αυτών των περιορισμών. Τέλος, η διασύνδεση ενός κεντρικού σταθμού επιτήρησης με τα συστήματα παρακολούθησης μπορεί να διευκολύνει το έργο των νοσηλευτών και να συμβάλει στην ταχύτερη αντίδραση τους σε περίπτωση έκτακτης ανάγκης.

Όλα τα παραπάνω παραδείγματα καταδεικνύουν την ανάγκη για δικτύωση των συστημάτων παρακολούθησης ασθενών και αποθήκευσης των πληροφοριών που μπορούν να εξαχθούν από αυτές.

### **3.8.1 Αποθήκες Δεδομένων**

Τα τελευταία χρόνια τα συστήματα παρακολούθησης ασθενών έχουν αποτελέσει κεντρικό σημείο παραγωγής αλλά και λήψης δεδομένων. Αυτός ο μεγάλος όγκος πληροφοριών προκειμένου να αξιοποιηθεί αποθηκεύεται σε κεντρικές μονάδες αποθήκευσης δεδομένων. Είναι ιδιαίτερης σημασίας η οργάνωση και η ταξινόμηση αυτών των πληροφοριών. Στα σύγχρονα κεντρικά συστήματα αποθήκευσης δεδομένων μπορούν να καταγραφούν, ανάμεσα στις άλλες πληροφορίες, οι ψηφιοποιημένες κυματομορφές σε συχνή βάση και να αρχειοθετηθούν στον φάκελο του κάθε ασθενούς.

Ένα ζήτημα που συχνά εγείρεται είναι εάν οι καταγραφές πρέπει να είναι συνεχόμενες ή να λαμβάνονται διακοπτόμενα δείγματα. Η απάντηση στο παραπάνω ερώτημα δεν είναι εύκολη και εξαρτάται από το μετρούμενο μέγεθος. Επειδή η κρισιμότητα της διαδικασίας μέτρησης διαμορφώνεται πολλές φορές από το ίδιο το εποπτευόμενο σήμα της φυσιολογίας του οργανισμού, άλλες φορές επιβάλλεται η συνεχόμενη καταγραφή (π.χ καρδιακός παλμός) ενώ άλλες μας ενδιαφέρει περισσότερο η καταγραφή σε συγκεκριμένες κρίσιμες χρονικές περιόδους (π.χ η μέτρηση του Ph του αίματος)

Η ανάγκη για σωστή διαχείριση των πληροφοριών οδήγησε στην υιοθέτηση κεντρικών υπολογιστικών μονάδων (server ή mainframe) με αποκλειστική λειτουργία τη διατήρηση και διαχείριση βάσεων δεδομένων. Η τεχνολογία των βάσεων δεδομένων μας επιτρέπει την ενοποίηση και οργάνωση των δεδομένων και βοηθά το ιατρικό προσωπικό στην μεθοδευμένη είσοδο, ανάκτηση και αποθήκευση μακράς διάρκειας δεδομένων. Στην περίπτωση της περίθαλψης ασθενών είναι σημαντικό τα δεδομένα να είναι επαρκή και κυρίως δίχως λάθη.

Σε μια βάση δεδομένων επιπρόσθετα μας δίνεται η δυνατότητα όχι μόνο αποθήκευσης των τιμών των μετρήσεων αλλά επίσης της έννοιας τους αλλά και των σχέσεων τους με άλλα δεδομένα. Για παράδειγμα, ένα δεδομένο από μόνο του (π.χ. το νούμερο 37,7) είναι άχρηστο, εκτός εάν γνωρίζουμε ότι αντιπροσωπεύει τη θερμοκρασία σώματος σε βαθμούς Κελσίου και συνδέεται με άλλα δεδομένα απαραίτητα για να ερμηνευτεί η τιμή του (αντιστοιχεί σε ορισμένο ασθενή, ο οποίος έχει συγκεκριμένο ιατρικό φάκελο, η παρατήρηση έγινε ορισμένη χρονική περίοδο, με συγκεκριμένη μέθοδο κλπ). Πέρα από τις καταχωρήσεις που σχετίζονται με τους ιατρικούς φακέλους των ασθενών, οι βάσεις δεδομένων ενός συστήματος πληροφοριών περίθαλψης υγείας, μπορεί να περιλαμβάνουν ξεχωριστές

καταχωρίσεις όπως χρεώσεις ασθενών, μισθοδοσίες προσωπικού, απογραφή ιατρικού εξοπλισμού, φαρμάκων κλπ. Όπως αντιλαμβανόμαστε αυτές οι σχέσεις μπορεί να είναι αρκετά πολύπλοκες και εκτενείς όσο ο αριθμός των εμπλεκόμενων καταχωρήσεων αυξάνεται και εισάγονται καινούργιες συσχετίσεις ανάμεσα στα πεδία της βάσης δεδομένων.

Οι βάσεις δεδομένων παρέχουν τα εργαλεία που απαιτούνται για βελτιστοποίηση των αναζητήσεων, δημιουργία συγκεντρωτικών αναφορών και συνολικά τη διευκόλυνση των εργασιών του ιατρικού προσωπικού. Η σχεδίαση και υλοποίηση τους απαιτεί υψηλό βαθμό τεχνογνωσίας τόσο σε επίπεδο λογισμικού όσο και σε επίπεδο τεχνικού εξοπλισμού.

### **3.8.2 Ενσύρματα δίκτυα**

Όταν αναφερόμαστε σε δίκτυα τοπικής περιοχής (LAN) μια λέξη μας έρχεται στο μυαλό το Ethernet. Αν και κατά καιρούς είχαν αναπτυχθεί διάφορες τεχνολογίες LAN, το Ethernet έχει επικρατήσει και προβλέπεται να παραμείνει έτσι για το προσεχές μέλλον. Κάποιος μπορεί να ισχυριστεί ότι το Ethernet έχει γίνει για τη δικτύωση τοπικής περιοχής, αυτό που έχει γίνει το Διαδίκτυο για την παγκόσμια δικτύωση.

Το σημερινό Ethernet δίνεται σε πολλά σχήματα και μορφές. Ένα LAN Ethernet μπορεί να έχει τοπολογία διαύλου ή μια τοπολογία αστέρα. Ένα LAN Ethernet μπορεί να λειτουργεί επάνω σε ομοαξονικό καλώδιο, σε χάλκινο καλώδιο συνεστραμμένου ζεύγους, ή επάνω σε οπτικές ίνες. Ακόμη το Ethernet μπορεί να εκπέμπει δεδομένα σε διαφορετικούς ρυθμούς, συγκεκριμένα, σε ρυθμούς 10 Mbps, 100 Mbps, 1 Gbps ή ακόμη και 10 Gbps. Αλλά αν και το Ethernet παρέχεται σε διάφορες παραλλαγές, όλες οι τεχνολογίες έχουν μερικά κοινά σημαντικά χαρακτηριστικά.

Όλες οι τεχνολογίες Ethernet χρησιμοποιούν την ίδια δομή πλαισίου (η μορφή που αποστέλλονται τα δεδομένα). Το πλαίσιο αποτελείται από προκαθορισμένα πεδία σε συγκεκριμένη σειρά που περιέχουν δεδομένα, διεύθυνση προορισμού, διεύθυνση προέλευσης, τύπο πρωτοκόλλων, κυκλικό έλεγχο πλεονασμού (CRC), και το προοίμιο. Όλες οι τεχνολογίες Ethernet παρέχουν μια αναξιόπιστη υπηρεσία στο επίπεδο δικτύου. Αυτή η έλλειψη αξιόπιστης μεταφοράς βοηθά να είναι το Ethernet απλό και φθινό.

Βασικά δομικά στοιχεία για το στήσιμο ενός τέτοιου δικτύου πέραν των καλωδίων είναι οι συγκεντρωτές (hubs), οι γέφυρες (bridges), οι δρομολογητές (routers) και οι μεταγωγείς (switches). Αυτά που στην πράξη χρησιμοποιούνται είναι οι δρομολογητές και οι μεταγωγείς ενώ τα άλλα δύο χρησιμοποιούνται μόνο σε ειδικές περιπτώσεις.



### 3.8.3 Ασύρματα δίκτυα

Μια από τις πιο ελπιδοφόρες αναπτύξεις στη δικτύωση υπολογιστών είναι η ευρεία ανάπτυξη των ασυρμάτων τερματικών συστημάτων. Σήμερα, υπάρχουν πολλά πρότυπα και τεχνολογίες για ασύρματα LAN ή WLAN. Αλλά το πρότυπο που έχει μεγαλύτερη ανάπτυξη είναι το IEEE 802.11 (επίσης γνωστό σαν Wi-Fi). Υπάρχουν διάφορες εκδοχές αυτού του προτύπου όπως τα 802.11b, 802.11g, 802.11n τα περισσότερα εκπέμπουν σε ένα μη αδειοδοτημένο ραδιοφάσμα 2,4 GHz (το 802.11n μπορεί να εκπέμψει παράλληλα και στα 5 GHz) και μπορούν να φτάσουν ταχύτητες μετάδοσης δεδομένων 11, 54 και 150 Mbps αντίστοιχα.

Όλα τα πρότυπα έχουν την ίδια αρχιτεκτονική και χρησιμοποιούν το ίδιο πρωτόκολλο MAC. Το βασικό δομικό στοιχείο της αρχιτεκτονικής 802.11 είναι η κυψέλη, γνωστή σαν βασικό σύνολο υπηρεσίας (basic service set, BSS) στην ορολογία του 802.11. Ένα BSS περιέχει τυπικά έναν ή περισσότερους ασύρματους σταθμούς και έναν κεντρικό σταθμό βάσης, γνωστό σαν σημείο πρόσβασης (access point, AP) στην ορολογία του 802.11. Οι ασύρματοι σταθμοί, που μπορεί να είναι σταθεροί ή κινητοί και ο κεντρικός σταθμός βάσης επικοινωνούν μεταξύ τους χρησιμοποιώντας το πρωτόκολλο ασύρματου MAC IEEE 802.11. Πολλαπλά AP μπορούν να συνδέονται μεταξύ τους (για παράδειγμα μέσω Wi-Fi) για να δημιουργήσουν ένα σύστημα κατανομής (distribution system, DS)

Οι σταθμοί IEEE 802.11 μπορούν επίσης να ομαδοποιηθούν για να δημιουργήσουν ένα ad hoc δίκτυο δηλαδή ένα δίκτυο χωρίς κεντρικό έλεγχο και χωρίς συνδέσεις με τον “εξωτερικό κόσμο”. Σε αυτήν την περίπτωση το δίκτυο δημιουργείται “πρόχειρα”, απλώς επειδή συμβαίνει να υπάρχουν κινητές συσκευές, που βρίσκονται η μια κοντά στην άλλη και έχουν την ανάγκη να επικοινωνήσουν και οι οποίες δε βρίσκουν μια προϋπάρχουσα δομή δικτύου σε αυτήν την τοποθεσία. Ένα ad hoc δίκτυο μπορεί να δημιουργηθεί όταν συναντώνται άνθρωποι με φορητές ασύρματες συσκευές και θέλουν να ανταλλάξουν δεδομένα, ενώ δεν υπάρχει ένα κεντρικό AP.

Ένας άλλος τρόπος ασύρματης επικοινωνίας είναι το Bluetooth. Το Bluetooth έχει μια μεγάλη γκάμα πιθανών εφαρμογών, αλλά η πιο ονομαστή είναι η παροχή ενός βολικού, άνετου τρόπου διασύνδεσης ανάμεσα στις ηλεκτρικές συσκευές. Χρησιμοποιώντας ασύρματες επικοινωνίες ραδιοσυχνοτήτων, το Bluetooth δεν απαιτεί να υπάρχει οπτική επαφή και μπορεί να υποστηρίζει επικοινωνίες πολλαπλών σημείων εκτός της επικοινωνίας σημείου με σημείο.

Οι πομποδέκτες μικρής εμβέλειας που ενσωματώνονται στις συσκευές έχουν σχεδιαστεί να λειτουργούν στη ραδιοζώνη 2,45 GHz, που δε απαιτεί άδεια, παρέχοντας

ρυθμούς δεδομένων μέχρι 721 Kbps, καθώς και τρία κανάλια φωνής 64 Kbps. Το Bluetooth έχει σχεδιαστεί ώστε να λειτουργεί σε περιοχές 10 έως 100 μέτρα, με την περιοχή να εξαρτάται από τα επίπεδα ισχύος των συσκευών Bluetooth που συμμετέχουν. Κάθε συσκευή Bluetooth έχει μια μοναδική διεύθυνση 12 bit. Για να συνδεθεί η συσκευή A με τη συσκευή B, η A πρέπει να γνωρίζει τη διεύθυνση της B. Το Bluetooth υποστηρίζει πιστοποίηση συσκευής και κρυπτογράφηση επικοινωνίας.

## 4

## Θέματα αγοράς

Πέρα από τα θέματα που άπτονται τεχνολογικής ανάλυσης και εξετάστηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο, ιδιαίτερη σημασία έχει η ένταξη των τεχνολογιών στην αγορά. Με αυτό το σκεπτικό θα εξεταστούν στην πρώτη ενότητα τα κριτήρια επιλογής των συσκευών παρακολούθησης ασθενών. Στην δεύτερη ενότητα έχει καταρτιστεί ένας πίνακας με ελληνικές εταιρίες που δραστηριοποιούνται στην αγορά των συσκευών παρακολούθησης ασθενών καθώς και των προϊόντων που προσφέρουν. Στην συνέχεια γίνεται η σύγκριση τριών συσκευών από τρεις κορυφαίους κατασκευαστές και επιλέγεται η καλύτερη με βάση τεχνικά κριτήρια. Στην τελευταία ενότητα επιχειρείται μια πρώτη εκτίμηση των τάσεων που υπάρχουν αυτή τη στιγμή στην αγορά. Η προσέγγιση αυτή γίνεται σε παγκόσμιο αλλά και τοπικό επίπεδο (Ελλάδα).

### **4.1 Κριτήρια επιλογής συσκευών παρακολούθησης ασθενών**

Σε αυτήν την ενότητα θα αναζητήσουμε τις παραμέτρους που συμβάλλουν στην επιλογή συσκευών παρακολούθησης. Ο καθορισμός των παραμέτρων είναι ιδιαίτερα κρίσιμος και έχει άμεσο αντίκτυπο στην αγορά. Θα ασχοληθούμε με την αγορά καινούριων και μεταχειρισμένων συσκευών.

#### **4.1.1 Αγορά καινούριας συσκευής**

Στην αγορά του ιατρικού εξοπλισμού κυκλοφορούν πάρα πολλά είδη συσκευών παρακολούθησης ασθενών. Ανεξάρτητα από τον κατασκευαστή ένα πράγμα είναι σίγουρο, υπάρχουν άφθονες επιλογές, δυνατότητες και βελτιώσεις σε κάθε τομέα αυτής της τεχνολογίας. Στην πράξη, οι δυνατότητες που προσφέρουν οι κατασκευαστές μπορεί να φαίνονται ατελείωτες και μπερδεμένες, εάν δεν έχει γίνει προηγουμένως καθορισμός συγκεκριμένων αναγκών και στόχων. Μια καλή στρατηγική είναι πριν την αγορά να γίνεται ο

καθορισμός των οργανωτικών στόχων σχετικά με την τιμή, το σκοπό και τις απαιτήσεις απόδοσης του συστήματος παρακολούθησης ασθενών.

### ***Θεώρηση Τιμής***

Ο παράγοντας της επίδοσης της επένδυσης (return-of-investment, ROI) λαμβάνεται σοβαρά υπ' όψιν προκειμένου να γίνει μια συνετή αγορά. Η ποιοτική ιατρική περίθαλψη είναι αποδεκτή οικονομικά στο βαθμό που οι τωρινοί και μελλοντικοί ασθενείς μπορούν να υποβληθούν σε ικανοποιητικές θεραπείες. Με βάση το παραπάνω πρέπει να κατανοηθεί και ερμηνευτεί η τιμολόγηση προκειμένου να υπάρξει σωστή διαδικασία σύγκρισης προϊόντων και αποτίμησης των κατασκευαστών. Οι πληροφορίες που υπογραμμίζονται στην συνέχεια παρουσιάζουν ορισμένα από τα καίρια ζητήματα που πρέπει να αναδειχθούν προκειμένου να υπάρξει μια ισορροπημένη προσέγγιση στην αγορά εξοπλισμού συσκευών παρακολούθησης ασθενών.

### ***Θεώρηση σκοπού χρήσης***

Ένας σημαντικός λόγος που πρέπει να ληφθεί υπ' όψιν είναι ο σκοπός χρήσης της συσκευής. Τα συστήματα παρακολούθησης μπορούν να ενσωματωθούν στο υπάρχων δίκτυο συστημάτων ή να αγοραστούν ως πλήρως αυτόνομα συστήματα. Έτσι, οι δυνατότητες και τα οφέλη εξαρτώνται άμεσα από το περιβάλλον που θα εγκατασταθεί το σύστημα. Είναι σημαντικό να γίνει αναγνώριση των τωρινών και μελλοντικών αναγκών του εκάστοτε ιατρικού οργανισμού, ώστε να γίνει η κατάλληλη εκτίμηση αγοράς. Ορισμένα ερωτήματα που πρέπει να απαντηθούν είναι:

α) Που ακριβώς θα χρησιμοποιηθούν (ΜΕΘ, ασθενοφόρα κλπ.);

β) Με ποιόν τρόπο θα χρησιμοποιηθούν (φορητά, στερεωμένα σε βάσεις, συνδεδεμένα με υπάρχων εξοπλισμό ή ως αυτόνομα συστήματα);

γ) Ποιες δυνατότητες είναι απαραίτητες / απαιτούνται για κανονική χρήση (αυτοματοποιημένη μη επεμβατική μέτρηση πίεσης, ανάλυση ΗΚΓ 12 επαγωγών, παλμική οξυμετρία, καπνογραφία, επεμβατική παρακολούθηση πίεσης, κλπ);

δ) Ποιες είναι οι ελάχιστες προδιαγραφές που απαιτούνται (ζωή μπαταριών, μετρήσεις φυσιολογίας, λειτουργίες ανάλυσης, μήκη / τύποι καλωδίων);

ε) Είναι η τωρινή χρήση αντιπροσωπευτική της μελλοντικής κατεύθυνσης και χρήσης της συσκευής (για παράδειγμα ποιες δυνατότητες πρέπει να είναι δυνατές στο μέλλον);

### ***Θεώρηση Απόδοσης***

Η αξιοπιστία, η αντοχή, η ευκολία χρήσης η ποιότητα και η λειτουργικότητα διαφέρουν αρκετά ανάμεσα στους κατασκευαστές. Για αυτόν το λόγο είναι σημαντικό οι αγοραστές να αναπτύξουν διακριτική ικανότητα που να ελαττώνει την πιθανότητα λάθους με

βάση κριτήρια απόδοσης. Θέματα απόδοσης επηρεάζουν τις τιμές και δημιουργούν προβληματισμούς. Με βάση την απόδοση πρέπει να συνυπολογιστούν οι διαφορές στην ποιότητα, αξιοπιστία και άλλοι παράγοντες. Ένα προϊόν με άγνωστη πιστοποίηση αξιοπιστίας μπορεί να προσφέρεται με μεγαλύτερη εγγύηση και μεγαλύτερες εκπτώσεις σε μελλοντικές επισκευές (σε εξαρτήματα ή σε εργατικά). Αυτός ο παράγοντας μπορεί να είναι για ορισμένους αγοραστές καθοριστικός στην λήψη απόφασης. Η διαπραγμάτευση περισσότερης εκπαίδευσης όταν και όπου χρειάζεται μπορεί να κάμψει το πρόβλημα της δυσκολίας χρήσης. Όποιες κι αν είναι οι διαφορές με κριτήρια απόδοσης πρέπει να γίνεται κατάλληλη αξιολόγηση τους ώστε να διατηρείται ένα πλαίσιο ανταγωνιστικών κατασκευαστών στην διαδικασία εκτίμησης και επιλογής συσκευής. Ο συνυπολογισμός τιμής, σκοπού χρήσης και απόδοσης μπορεί να βοηθήσει στην πληρέστερη κατανόηση της αγοράς και των προσφερόμενων προϊόντων. Κριτήρια απόδοσης που πρέπει να συνυπολογιστούν λοιπόν περιλαμβάνουν:

- α) Δημιουργία ανταγωνιστικού πλαισίου κατασκευαστών
  - β) Στόχος απόδοσης της επένδυσης (ROI)
  - γ) Σχετιζόμενο κόστος επισκευής και ανταλλακτικών
  - δ) Κόστος εκπαίδευσης / επανεκπαίδευσης λόγω πρόσληψης προσωπικού
  - ε) Κόστος αναβάθμισης τεχνικού εξοπλισμού / λογισμικού για νέες δυνατότητες
  - ζ) Κόστος παρελκόμενων και αναλώσιμων
  - η) Διαθεσιμότητα δοκιμαστικού / χρησιμοποιημένου εξοπλισμού
  - θ) Διαθεσιμότητα / κόστος / χρήση προαιρετικών πακέτων εξοπλισμού
  - ι) Ευκαιρίες για επιδοτήσεις / εκπτώσεις
  - κ) Κόστος ενσωμάτωσης σε υπάρχουσα υποδομή
  - λ) Κόστος διαγνωστικής / βιοϊατρικής εκπαίδευσης
  - μ) Κόστος συντήρησης / συμφωνία συντήρησης/ θέματα εγγύησης
  - ν) Εναλλακτικοί τρόποι αγοράς / κόστος ενοικίασης
  - ξ) Κόστος μπαταριών
  - ο) Πίστωση ανταλλαγής σε υπάρχων εξοπλισμό
  - π) Κίνητρα αγοράς πολλαπλών συσκευών
- Ας δούμε μερικά περισσότερο αναλυτικά:

***Αναβαθμίσεις τεχνικού υλικού και λογισμικού***

Τα σημερινά συστήματα παρακολούθησης προσεγγίζουν περισσότερο την τεχνολογία των φορητών υπολογιστών παρά τα παλιά συστήματα με παλμογράφο. Αυτά τα συστήματα εξαρτώνται από το λογισμικό για αναβαθμίσεις, σε αντίθεση με τις συσκευές του παρελθόντος που ήταν επιβεβλημένη η αλλαγή τεχνικού εξοπλισμού. Οι αναβαθμίσεις σε λογισμικό είναι συχνές, άρα λίγες συσκευές παραμένουν σε λειτουργία με το αρχικό τους πρόγραμμα λογισμικού. Η σημερινή τεχνολογία συστημάτων παρακολούθησης βασίζεται σε αυτές τις αναβαθμίσεις για να διατηρήσει και βελτιώσει τις αποδόσεις των συστημάτων. Αναβαθμίσεις λογισμικού με νέες δυνατότητες επόπτευσης του τεχνικού εξοπλισμού διασφαλίζουν τη μέγιστη απόδοση του συστήματος.

### ***Συνυπολογισμός τωρινών και μελλοντικών αναγκών***

Πριν την επιλογή του συστήματος παρακολούθησης πρέπει να υπάρχει αντίληψη των δυνατοτήτων του ιατρικού προσωπικού και των αναγκών των ασθενών. Η τυπική ανάγκη είναι αυτής της γρήγορης εγκατάστασης, και η εύκολη μετάβαση στον επόμενο ασθενή. Με αναδρομή σε παλιότερα περιστατικά μπορούν να εξακριβωθούν οι μέσες ανάγκες ασθενών και να καθοριστούν τα χαρακτηριστικά που θα χρησιμοποιούνται περισσότερο στα συστήματα παρακολούθησης. Πολλές φορές η επιλογή συστήματος παρακολούθησης είναι δυσκολότερη από το να επιλεγεί απλά εάν μια συσκευή θα παρέχει καρδιομετρία, παλμική οξυμετρία ή κάποιο άλλο χαρακτηριστικό μέτρησης. Ακολουθώντας τις τάσεις της ιατροφαρμακευτικής περίθαλψης γενικότερα, όλο και περισσότερο υιοθετούνται ηλεκτρονικές ιατρικές αναφορές. Στα συστήματα παρακολούθησης πλέον δεν απαιτείται μόνο η απεικόνιση, αλλά η συλλογή, αποθήκευση και μετάδοση δεδομένων. Υπάρχει πιθανότητα σύνδεσης με συστήματα άλλων κατασκευαστών ώστε να διευκολυνθεί η μετάδοση πληροφορίας και να βελτιωθεί η φροντίδα ασθενών.

### ***Τοποθέτηση εξοπλισμού***

Η αγορά εξαρτάται από το χώρο τοποθέτησης των συστημάτων μέσα στο ιατρικό περιβάλλον. Τα συστήματα παρακολούθησης μπορούν να χωριστούν σε τρεις κατηγορίες ανάλογα με τις ικανότητες τους. Στην πρώτη κατηγορία, μικρής ικανότητας, εντάσσονται συσκευές που επιτηρούν τα βασικά ζωτικά σήματα, και μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε έξω-χειρουργικές εφαρμογές με χαμηλή προσδοκίες παρακολούθησης. Στην δεύτερη κατηγορία, μεσαίας ικανότητας, μπορούν να βρεθούν στο τμήμα των επειγόντων περιστατικών, στην μονάδα ενδιάμεσης φροντίδας, και γενικά ιατρικά / χειρουργικά τμήματα. Στην τρίτη κατηγορία, υψηλής ικανότητας, εντοπίζονται σε μονάδες εντατικής θεραπείας ή χειρουργεία. Σε αυτήν την περίπτωση μπορεί να είναι κατασκευασμένα σε τυποποιημένες βαθμίδες (modular design). Όπως είναι κατανοητό ανάλογα με την κατηγορία διαφοροποιούνται και οι απαιτήσεις.

### ***Χρήση κεντρικών σταθμών***

Κατά τη μελέτη αγοράς πρέπει να διαπιστωθεί εάν είναι αναγκαία η χρήση ενός κεντρικού σταθμού επιτήρησης. Οι κεντρικοί σταθμοί θα πρέπει να εμφανίζουν κυματομορφές, υπολογισμούς, πίνακες, αριθμητικές και γραφικές απεικονίσεις. Στην περίπτωση κεντρικών σταθμών παρακολούθησης, πρέπει να γίνεται απεικόνιση και έλεγχος των παρακλίνιων συστημάτων παρακολούθησης, ώστε στην περίπτωση αποτυχίας ενός εκ των δύο να μην επηρεάζεται η απόδοση ολόκληρου του συστήματος.

### ***Απαιτούμενη ποιότητα***

Μπορεί κατά την αναζήτηση συστημάτων παρακολούθησης ασθενών να υπάρχει μεγάλη γκάμα επιλογών, όμως πρέπει να δοθεί ιδιαίτερη προσοχή στις δυνατότητες που προσφέρει ο κάθε κατασκευαστής. Κατά την αγορά πρέπει να δίνεται προσοχή σε ανακατασκευασμένα προϊόντα ή σε κατασκευαστές που δε χρησιμοποιούν καινούργια εξαρτήματα. Τέτοιες περιπτώσεις μπορεί να επηρεάσουν δραματικά την απόδοση του εξοπλισμού και να δημιουργήσουν αρνητικό αντίκτυπο στον αγοραστή.

### ***Εγγύηση***

Οι εγγυήσεις των κατασκευαστών παίζουν καθοριστικό ρόλο στην επιλογή της κατάλληλης συσκευής παρακολούθησης. Απαιτείται προσεκτική ανάγνωση της εγγύησης που να συνοδεύεται από ερωτήσεις στον πωλητή για διασαφήνιση ύποπτων σημείων πριν την αγορά.

### ***Δοκιμή εξοπλισμού***

Η δοκιμή εξοπλισμού για ένα συγκεκριμένο χρονικό διάστημα μπορεί να καθορίσει εάν ανταποκρίνεται στις κλινικές ανάγκες και συμπεριφέρεται βέλτιστα. Η δοκιμή μπορεί να γίνει στα πλαίσια μιας ενοικίασης μικρής διάρκειας. Ορισμένες εταιρίες προσφέρουν ελεύθερο δανεισμό εξοπλισμού όταν υπάρχουν εξοπλισμός έχει αποσταλεί για συντήρηση προσφέροντας μια καλή ευκαιρία για δοκιμή καινούριου εξοπλισμού. Με τις δυνατότητες που υπάρχουν σήμερα τόσο σε επιλογή συστημάτων αλλά και προγράμματα αγοράς, η αγορά εξοπλισμού παρακολούθησης ασθενών δε χρειάζεται να γίνεται μια οικονομική πρόκληση. Όμως είναι σημαντικό να έχουμε άποψη για το προϊόν πριν την αγορά, γιατί πολλές φορές αυτό που διαχωρίζει μια καλή ή κακή συμφωνία δεν εξαρτάται μόνο από την τιμή.

### ***Ποιότητα οθόνης***

Ένα σύννηθες πρόβλημα με τις οθόνες είναι ότι υπάρχουν παράπονα ότι είναι δύσκολο να αναγνωστούν. Όταν οι πρώτες συσκευές παρακολούθησης έγιναν φορητές, χάθηκαν κάποια από τα οπτικά χαρακτηριστικά τους, όμως στις μέρες μας οι ενδείξεις είναι ευκολότερο να ρυθμιστούν και παρακολουθηθούν από ποτέ. Σε μερικές περιπτώσεις

απαιτείται να γίνεται ανάγνωση σε έντονα φωτεινά (π.χ. σε ασθενοφόρα) ή σκοτεινά περιβάλλοντα και με μεγάλες γωνίες θέασης. Οι ενδείξεις που κωδικοποιούνται με χρώματα, μια προσθήκη που πολλοί κατασκευαστές υιοθετούν στα συστήματα παρακολούθησης, επιτρέπουν γρήγορη διαφοροποίηση των ζωτικών σημάτων και αριθμητικών πληροφοριών. Οι έγχρωμες ενδείξεις υπηρετούν έναν πρακτικό σκοπό, επιτρέπουν στο μάτι του εξεταστή να εντοπίσει άμεσα την επιθυμητή ένδειξη και να επιστρέψει την προσοχή του γρηγορότερα στον ασθενή.

### ***Έγκυρες ειδοποιήσεις***

Οι αγοραστές πρέπει να κάνουν εκτίμηση των ειδοποιήσεων σε ένα σύστημα παρακολούθησης πριν την αγορά. Η υγεία των ασθενών μπορεί να διαταραχθεί εάν ένα σύστημα παρακολούθησης αποτύχει να ειδοποιήσει το προσωπικό στην περίπτωση ενός κρίσιμου περιστατικού. Από την άλλη πλευρά πρέπει να αποφεύγεται και η μεγάλη ευαισθησία στην συχνότητα των ειδοποιήσεων.

### ***Μικρότερος, περισσότερο φορητός σχεδιασμός***

Οι περισσότεροι κατασκευαστές χρησιμοποιούν τη φορητότητα και τη βολική σχεδίαση διαφημιστικά ως τους κεντρικούς λόγους αγοράς των συσκευών παρακολούθησης τους. Στα σύγχρονα συστήματα παρά τη μικρότερη, ελαφρύτερη σχεδίαση, μπορεί να πραγματοποιηθεί η ενσωμάτωση πολλών χαρακτηριστικών (ΗΚΓ, 12 απαγωγών, παλμική οξυμετρία, καπνογραφία, εκτυπωτής, κλπ). Ο μικρότερος όγκος μπορεί να συμβάλει στην ορθότερη κατανομή του χώρου σε ένα ιατρικό περιβάλλον.

### ***Πληροφορίες κατασκευαστών***

Οι κατασκευαστές νέων συστημάτων δεν πρέπει να αντιμετωπίζονται σαν “εχθροί” στην διαδικασία αγοράς. Οι υποψήφιοι αγοραστές μπορούν να τους χρησιμοποιήσουν ως πηγές πληροφοριών και τεχνολογιών για να τους βοηθήσουν να κάνουν ενημερωμένες και σωστές επιλογές κατά τη διαδικασία αγοράς νέου εξοπλισμού.

### ***Εκπαιδευτικές προσφορές***

Πολλοί κατασκευαστές προσφέρουν εκπαίδευση πάνω στα προϊόντα παρακολούθησης ασθενών που προσφέρουν. Η εκπαίδευση του ιατρικού προσωπικού και η συνεχιζόμενη υποστήριξη μπορεί να είναι ανεκτίμητη σε ένα ιατρικό κέντρο. Οι εκπαιδευτικές προσφορές μπορεί να περιλαμβάνουν κανονικά μαθήματα αλλά και εκπαίδευση σε εργαστήρια. Οι προσφορές αυτού του είδους είναι σημαντικές σε περίπτωση μεγάλων αγορών, και πρέπει να αναφέρονται στην συμφωνία αγοράς.

### ***Υποστήριξη προϊόντος***



Ο εξοπλισμός ενός συστήματος παρακολούθησης ασθενών αποτελεί μια σημαντική επένδυση. Όπως και οι περισσότερες χρηματικές δαπάνες, υπάρχει η ανάγκη για διαφύλαξη της επένδυσης όσο το δυνατόν περισσότερο. Η συμφωνία για μια υπηρεσία υποστήριξης βοηθάει στην προστασία της επένδυσης και προσφέρει μια γκάμα από εναλλακτικές προτάσεις. Τέτοιες προτάσεις μπορεί να είναι, ένα πρόγραμμα ανταλλαγής σε περίπτωση βλάβης, ένα πρόγραμμα συντήρησης όλο το 24ωρο που να περιλαμβάνει όλα τα εργατικά και εξαρτήματα, ή ακόμα και προληπτικό έλεγχο. Πολλοί κατασκευαστές προσφέρουν υψηλού επιπέδου επί τόπου συντήρηση από εργοστασιακά εκπαιδευμένους και έμπειρους τεχνικούς. Οι τεχνικοί αυτοί έχουν εξειδικευμένο εξοπλισμό δοκιμής, εξαρτήματα, λογισμικό για να διασφαλίσουν τη σωστή λειτουργία των συσκευών. Συνοπτικά στα θετικά συμπεριλαμβάνονται:

- α) Τοπικά κέντρα συντήρησης που αντιδρούν άμεσα
- β) Εκπαιδευμένο τεχνικό προσωπικό από τον κατασκευαστή με εξαρτήματα, εργαλεία, και εξοπλισμό για συντήρηση του εξοπλισμού
- γ) Δανεικός εξοπλισμός όταν απαιτείται
- δ) Πλήρη εγχειρίδια συντήρησης και προληπτικού ελέγχου
- ε) Συχνές ανανεώσεις λογισμικού ώστε να υπάρχει η τελευταία έκδοση
- ζ) 24ωρη τηλεφωνική τεχνική υποστήριξη
- η) Εκπαίδευση στις αλλαγές λογισμικού σε τεχνικό και ιατρικό προσωπικό
- θ) Πολυετή συμβόλαια συντήρησης που να επιτρέπουν πρόβλεψη προϋπολογισμού

#### ***Βοήθεια από πωλητές***

Οι πωλητές μπορεί να προσφέρουν πολύτιμες συμβουλές κατά τη διάρκεια της διαδικασίας αγοράς. Είναι χρήσιμη η συζήτηση με τοπικούς πωλητές πριν ξεκινήσει η διαδικασία αγοράς προκειμένου να αναπτυχθεί αντίληψη νέων προϊόντων και τεχνολογιών.

#### ***Βοήθεια από το ιατρικό προσωπικό***

Όταν ξεκινά η διαδικασία επιλογής συστήματος παρακολούθησης ασθενών δεν πρέπει να ξεχνάμε την άποψη του ίδιου του ιατρικού προσωπικού που θα τα μεταχειρίζεται. Το σύστημα που θα αγοραστεί πρέπει να βοηθά το προσωπικό να αποδίδει καλύτερα, όχι να το δυσκολεύει. Πρέπει να είναι εύκολο σε χρήση, αλλιώς μπορεί να αποσπά την προσοχή του ιατρικού προσωπικού από τους ασθενείς που παρακολουθούνται. Πρέπει να συμπληρώνει και να ενισχύει τις δεξιότητες του προσωπικού και να διευκολύνει την εκτίμηση της κατάστασης του ασθενή. Κρίσιμα ερωτήματα που μπορεί να τεθούν κατά την αγορά από το ιατρικό προσωπικό είναι:

- α) Υπάρχουν προκαθορισμένα πλήκτρα για αυτοματοποιημένες διαδικασίες, προσωρινή διακοπή των ειδοποιήσεων και έλεγχο της έντασης;
- β) Έχει το σύστημα παρακολούθησης ενσωματωμένο εκτυπωτή; Είναι το χαρτί που απαιτείται και τα αναλώσιμα (μελάνια) ακριβά; Είναι εύκολα στην τοποθέτηση;
- γ) Είναι οι επιλογές λειτουργίας στο λογισμικό εύκολο να κατανοηθούν και να χρησιμοποιηθούν από το προσωπικό; Μπορεί η παρακολούθηση να ξεκινήσει γρήγορα ακόμα και από μη πεπειραμένο χειριστή;
- δ) Υπάρχει κατάσταση αναμονής που θα σιγήσει το σύστημα ανάμεσα στα περιστατικά;
- ε) Πόσο καλά το σύστημα απομονώνει τι εξωτερικές παρεμβολές; Τα κινητά τηλέφωνα και τα ραδιοκύματα επηρεάζουν τις μετρούμενες κυματομορφές;
- ζ) Πόσο διαρκεί η βαθμονόμηση του καπνογράφου και ο χρόνος προθέρμανσης του; Πόσο συχνά συμβαίνει και μπορεί να διακόψει την καταγραφή μετά από διασωλήνωση;
- η) Πόσο βαρύ είναι το σύστημα παρακολούθησης και ποιο είναι το μέγεθος του αποτυπώματος του στο έδαφος;
- θ) Ποιο είναι το ιστορικό αξιοπιστίας της συσκευής; Ποιο είναι το μέσο κόστος επισκευής;
- ι) Είναι ασφαλής η δικτυακή ασύρματη σύνδεση; Πως μπορούν να εισαχθούν δεδομένα;
- κ) Είναι ο παλμικός οξυμετρητής ανεκτικός σε κινήσεις;

#### **4.1.2 Αγορά μεταχειρισμένης συσκευής**

Η ελάττωση του κόστους είναι σημαντική σε όλες τις αγορές, ιδιαίτερα στην βιομηχανία της ιατρικής επιστήμης. Επειδή το κόστος αγοράς μιας καινούριας συσκευής συχνά είναι απαγορευτικό, πολλές φορές οι ιατροί και τα νοσοκομεία καταφεύγουν σε μεταχειρισμένες συσκευές παρά στην αγορά καινούριων. Αυτός μπορεί να είναι ένας αποδεκτός τρόπος για οικονομία χρημάτων εάν ο εξοπλισμός είναι σωστά επιδιορθωμένος και ελεγμένος, αλλά δε συμβαίνει πάντα αυτό. Η επένδυση σε μεταχειρισμένα μηχανήματα είναι δύσκολη και απαιτεί γνώση της αγοράς εις βάθος.

Ιδανικά, πρέπει να επιλέγονται ανακατασκευασμένα συστήματα παρακολούθησης ασθενών. Πολλές φορές ανακατασκευασμένα μηχανήματα είναι σε κατάσταση εφάμιλλη των καινούργιων ή και καλύτερη. Ο λόγος που συμβαίνει αυτό είναι ότι ελέγχονται ενδελεχώς πριν πωληθούν ξανά. Έχουν δοκιμαστεί επανειλημμένα για λόγους ποιότητας, και γι' αυτό

είναι δύσκολο να είναι προβληματικά. Πολλές φορές είναι πολλές χιλιάδες ευρώ φθηνότερα από τα καινούρια, το οποίο σημαίνει ότι υπάρχει διπλό κέρδος εάν γίνει επένδυση σε αυτά.

Πριν την αγορά είναι σημαντικό να γίνει η επισήμανση κάποιων στοιχείων. Πρέπει να υπάρχει επίγνωση της κατάστασης της συσκευής και η αγορά να γίνεται από κάποιο προμηθευτή με καλή φήμη, που να διασφαλίζει ότι η συσκευή έχει πλήρως επιδιορθωθεί και ελεγχθεί σύμφωνα με πιστοποιημένες προδιαγραφές. Με κατάλληλη έρευνα αγοράς, μπορούν να βρεθούν προϊόντα που ταιριάζουν ιδανικά στις ανάγκες και απαιτήσεις αλλά και στον προϋπολογισμό για την αγορά. Θετικό είναι να καλύπτεται η αγορά από κάποια πιστοποίηση ελέγχου και καλής λειτουργίας καθώς και από εγγύηση και πολιτική επιστροφής από τον προμηθευτή της συσκευής.

Μια σημαντική παράμετρος κατά την αγορά μεταχειρισμένων συσκευών παρακολούθησης είναι το γεγονός ότι δεν είναι όλα τα μεταχειρισμένα ανακατασκευασμένα. Εκτός εάν υπάρχει διαφορετική ειδοποίηση, ο εξοπλισμός δεν έχει την ίδια μεταχείριση όπως ένας ανακατασκευασμένος. Σε αυτήν την περίπτωση πρέπει να αποφεύγεται η αγορά του. Δεν υπάρχει τρόπος να διασφαλιστεί η ποιότητα της συσκευής και η εύρυθμη λειτουργία της. Τελικά σε τι ωφελεί να γίνει αρχικά οικονομία χρημάτων εάν τελικά στην πορεία δαπανηθούν μεγαλύτερα ποσά για διόρθωση προβλημάτων;

## **4.2 Εταιρίες που δραστηριοποιούνται στην ελληνική αγορά και προϊόντα**

Εταιρίες	Συσκευές	Πληροφορίες
ΒΙΟΪΤΡΙΚΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΕΠΕ (συσκευές από mindray)	IPM 9800	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.mindray.com/en/products/2.html">http://www.mindray.com/en/products/2.html</a>
<a href="http://www.medicalservice.gr/">http://www.medicalservice.gr/</a>	MEC 1000	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.mindray.com/en/products/6.html">http://www.mindray.com/en/products/6.html</a>
	PM 6000_modular	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών
	PM 7000	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.mindray.com/en/products/5.html">http://www.mindray.com/en/products/5.html</a>
	PM 8000 express	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.mindray.com/en/products/4.html">http://www.mindray.com/en/products/4.html</a>
	PM 9000 express	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.mindray.com/en/products/3.html">http://www.mindray.com/en/products/3.html</a>
	Beeview T5/T6/T8	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών

		<a href="http://www.mindray.com/en/products/1.html">http://www.mindray.com/en/products/1.html</a>
	Hypervisor VI	Κεντρικός σταθμός παρακολούθησης <a href="http://www.mindray.com/en/products/11.html">http://www.mindray.com/en/products/11.html</a>
ΕΛΕΚΤΡΟΝ ΑΕ (συσκευές από Innomed Medical)	Innocare S	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://en.innomed.hu/innocare_s_en">http://en.innomed.hu/innocare_s_en</a>
<a href="http://www.eletron.gr/">http://www.eletron.gr/</a>	Innocare T	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://en.innomed.hu/innocare_t_en">http://en.innomed.hu/innocare_t_en</a>
	Innocare C/C	Κεντρικός σταθμός παρακολούθησης <a href="http://en.innomed.hu/innocare_cc_en">http://en.innomed.hu/innocare_cc_en</a>
ΕΥΡΟΤΕΧΝΙΚΗ ΕΛΛΑΣ (συσκευές από Philips Medical)	IntelliVue MP90	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/intellivue_mp90/index.wpd">http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/intellivue_mp90/index.wpd</a>
<a href="http://www.eurotechniques.com/">http://www.eurotechniques.com/</a>	IntelliVue MP60/MP70	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/intellivue_mp70_mp60/index.wpd">http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/intellivue_mp70_mp60/index.wpd</a>
	IntelliVue MX800	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/IntelliVue_MX800/index.wpd">http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/IntelliVue_MX800/index.wpd</a>
	IntelliVue MP40/MP50	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/intellivue_mp50_mp40/index.wpd">http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/intellivue_mp50_mp40/index.wpd</a>
	IntelliVue MP20/MP30	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/intellivue_mp20_mp30/index.wpd">http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/intellivue_mp20_mp30/index.wpd</a>
	IntelliVue MP5SC	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/IntelliVue_MP5SC/index.wpd">http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/IntelliVue_MP5SC/index.wpd</a>
	IntelliVue MP5	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/intellivue_mp5/index.wpd">http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/intellivue_mp5/index.wpd</a>
	IntelliVue MP5T	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών

		<a href="http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/intellivue_mp5t/index.wpd">http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/intellivue_mp5t/index.wpd</a>
	IntelliVue MMS X2	Βαθμίδα παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/intellivue_mms_x2/index.wpd">http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/intellivue_mms_x2/index.wpd</a>
	IntelliVue MP2	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/intellivue_mp2/index.wpd">http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/intellivue_mp2/index.wpd</a>
	SureSigns VM8	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/suresigns_vm8/index.wpd">http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/suresigns_vm8/index.wpd</a>
	SureSigns VM6	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/suresigns_vm6/index.wpd">http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/suresigns_vm6/index.wpd</a>
	SureSigns VM4	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/suresigns_vm4/index.wpd">http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/suresigns_vm4/index.wpd</a>
	SureSigns VM1	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/suresigns_vm1/index.wpd">http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/suresigns_vm1/index.wpd</a>
	SureSigns VS3	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/vital_signs_monitor_vs3/index.wpd">http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/vital_signs_monitor_vs3/index.wpd</a>
	SureSigns VS2	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/vs2/index.wpd">http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/vs2/index.wpd</a>
	SureSigns VSV	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/suresigns_vsv/index.wpd">http://www.healthcare.philips.com/main/products/patient_monitoring/products/suresigns_vsv/index.wpd</a>
ΠΙΝΟΗ ΑΕ	Accutorr Plus	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών

(συσκευές από Datascope, mindray)		<a href="http://www.pnoi.gr/accutorr-plus8482-p-119.html">http://www.pnoi.gr/accutorr-plus8482-p-119.html</a>
<a href="http://www.pnoi.gr/">http://www.pnoi.gr/</a>	BeneView T5	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.pnoi.gr/beneview-t5-p-65.html">http://www.pnoi.gr/beneview-t5-p-65.html</a>
	Beneview T8	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.pnoi.gr/beneview-t8-p-64.html">http://www.pnoi.gr/beneview-t8-p-64.html</a>
	Hypervision VI	Κεντρικό σύστημα παρακολούθησης <a href="http://www.pnoi.gr/hypervisor-vi-p-132.html">http://www.pnoi.gr/hypervisor-vi-p-132.html</a>
	IPM 9800	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.pnoi.gr/ipm9800-p-131.html">http://www.pnoi.gr/ipm9800-p-131.html</a>
	Panorama	Κεντρικό σύστημα παρακολούθησης <a href="http://www.pnoi.gr/panorama8482-p-127.html">http://www.pnoi.gr/panorama8482-p-127.html</a>
	Passport 2	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.pnoi.gr/passport-2reg-p-121.html">http://www.pnoi.gr/passport-2reg-p-121.html</a>
	PM 7000	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.pnoi.gr/pm7000-p-130.html">http://www.pnoi.gr/pm7000-p-130.html</a>
	PM 8000 Express	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.pnoi.gr/pm8000express-p-129.html">http://www.pnoi.gr/pm8000express-p-129.html</a>
	Spectrum	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.pnoi.gr/spectrumreg-p-125.html">http://www.pnoi.gr/spectrumreg-p-125.html</a>
	Trio	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.pnoi.gr/trio8482-p-120.html">http://www.pnoi.gr/trio8482-p-120.html</a>
Draeger Hellas AE (συσκευές από Draeger-Siemens)	Infinity CentralStation	Κεντρικό σύστημα παρακολούθησης <a href="http://www.draeger.com/US/en_US/products/medical_monitoring/infinity_central_monitoring/mon_infinity_centralstation.jsp?showBackButton=true">http://www.draeger.com/US/en_US/products/medical_monitoring/infinity_central_monitoring/mon_infinity_centralstation.jsp?showBackButton=true</a>
<a href="http://www.draeger.com/GR/el/">http://www.draeger.com/GR/el/</a>	Infinity Delta	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.draeger.com/US/en_US/products/medical_monitoring/infinity_bedside_solutions/mon_infinity_delta.jsp?showBackButton=true">http://www.draeger.com/US/en_US/products/medical_monitoring/infinity_bedside_solutions/mon_infinity_delta.jsp?showBackButton=true</a>
	Infinity Delta XL	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.draeger.com/US/en_US/products/medical_monitoring/infinity_bedside_solutions/mon_infinity_delta_xl.jsp?showBackButton=true">http://www.draeger.com/US/en_US/products/medical_monitoring/infinity_bedside_solutions/mon_infinity_delta_xl.jsp?showBackButton=true</a>
	Infinity Vista	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών
	Infinity Vista XL	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.draeger.com/media/10/02/45/10024513/">http://www.draeger.com/media/10/02/45/10024513/</a>

		<a href="#">infinity_vista_xl_ds_9051675_en.pdf</a>
	Infinity Gamma XL	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.draeger.com/US/en_US/products/medical_monitoring/infinity_bedside_solutions/mon_infinity_gamma_xl.jsp?showBackButton=true">http://www.draeger.com/US/en_US/products/medical_monitoring/infinity_bedside_solutions/mon_infinity_gamma_xl.jsp?showBackButton=true</a>
	Infinity Omega	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.draeger.com/US/en_US/products/medical_monitoring/infinity_omega_solutions/mon_Infinity_Omega.jsp?showBackButton=true">http://www.draeger.com/US/en_US/products/medical_monitoring/infinity_omega_solutions/mon_Infinity_Omega.jsp?showBackButton=true</a>
	Infinity Omega S	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.draeger.com/US/en_US/products/medical_monitoring/infinity_omega_solutions/mon_infinity_omega-s_solution.jsp?showBackButton=true">http://www.draeger.com/US/en_US/products/medical_monitoring/infinity_omega_solutions/mon_infinity_omega-s_solution.jsp?showBackButton=true</a>
HaMed Χαραλαμπάκης ΑΕΒΕ (συσκευές από Edan Instruments, G-Care Medical)	M9	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.edan.com.cn/Detail.aspx?D=34,50234,619,65">http://www.edan.com.cn/Detail.aspx?D=34,50234,619,65</a>
<a href="http://www.hamed.gr/">http://www.hamed.gr/</a>	M8	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.edan.com.cn/Detail.aspx?D=34,50236,619,65">http://www.edan.com.cn/Detail.aspx?D=34,50236,619,65</a>
	M3B	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.edan.com.cn/Detail.aspx?D=34,50270,619,65">http://www.edan.com.cn/Detail.aspx?D=34,50270,619,65</a>
	MFM-CMS	Κεντρικό σύστημα παρακολούθησης <a href="http://www.edan.com.cn/Detail.aspx?D=34,50028,619,65">http://www.edan.com.cn/Detail.aspx?D=34,50028,619,65</a>
	SP-800	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.gcaremedical.com/pages/products.html">http://www.gcaremedical.com/pages/products.html</a>
Intertronics Hellas AE (συσκευές από Pulsion Medical Systems)	Pulsion Picco2	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.intertronics.gr/gr/gr_products_e_1.html">http://www.intertronics.gr/gr/gr_products_e_1.html</a>
<a href="http://www.intertronics.gr/">http://www.intertronics.gr/</a>	Pulsion Caveox	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.intertronics.gr/gr/gr_products_e_2.html">http://www.intertronics.gr/gr/gr_products_e_2.html</a>
Y-LOGIMED AE (συσκευές από Smiths-Mediacal)	Advisor	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.smiths-medical.com/catalog/multi-parameter-monitors/advisor/advisor-vital-signs-monitor.html">http://www.smiths-medical.com/catalog/multi-parameter-monitors/advisor/advisor-vital-signs-monitor.html</a>
<a href="http://www.y-logimed.gr/">http://www.y-logimed.gr/</a>	Mini Torr Plus	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.smiths-medical.com/catalog/multi-">http://www.smiths-medical.com/catalog/multi-</a>

		<a href="http://www.bio-pro.gr/parameter-monitors/bedside/mini-torr-plus-non.html">parameter-monitors/bedside/mini-torr-plus-non.html</a>
ΒΙΟΠΡΟΜΗΘΕΥΤΙΚΗ ΕΠΕ (συσκευές από Emtel, Carewell medical equipment (Κίνα) , 3F medical (Κίνα))	Iris	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://bio-pro.gr/index.php?section=833">http://bio-pro.gr/index.php?section=833</a>
<a href="http://www.bio-pro.gr/">http://www.bio-pro.gr/</a>	CPM 9000 mini	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://bio-pro.gr/index.php?section=895">http://bio-pro.gr/index.php?section=895</a>
	MD 800	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://bio-pro.gr/index.php?section=848">http://bio-pro.gr/index.php?section=848</a>
	CPM 8000	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://bio-pro.gr/index.php?section=894">http://bio-pro.gr/index.php?section=894</a>
	FX 2000P	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://bio-pro.gr/index.php?section=835">http://bio-pro.gr/index.php?section=835</a>
	Phoebe Pro	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://bio-pro.gr/index.php?section=834">http://bio-pro.gr/index.php?section=834</a>
	FX 2000	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://bio-pro.gr/index.php?section=844">http://bio-pro.gr/index.php?section=844</a>
	FX 2000MD	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://bio-pro.gr/index.php?section=843">http://bio-pro.gr/index.php?section=843</a>
	FX 2000 central station	Κεντρικό σύστημα παρακολούθησης <a href="http://bio-pro.gr/index.php?section=850">http://bio-pro.gr/index.php?section=850</a>
Γ.Χριστοφιλόπουλος ιατρικά είδη και μηχανήματα ΑΕ (συσκευές από Biolight Meditech Co. (Κίνα))	M900	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.christofilopoulos.gr/htmlsite/productdetails.asp?id=508">http://www.christofilopoulos.gr/htmlsite/productdetails.asp?id=508</a>
<a href="http://www.christofilopoulos.gr/">http://www.christofilopoulos.gr/</a>	M7000	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.christofilopoulos.gr/htmlsite/productdetails.asp?id=509">http://www.christofilopoulos.gr/htmlsite/productdetails.asp?id=509</a>
	M9000/M9500	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.christofilopoulos.gr/htmlsite/productdetails.asp?id=455">http://www.christofilopoulos.gr/htmlsite/productdetails.asp?id=455</a>
	M69	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.christofilopoulos.gr/htmlsite/productdetails.asp?id=437">http://www.christofilopoulos.gr/htmlsite/productdetails.asp?id=437</a>
	A8	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.christofilopoulos.gr/htmlsite/productdetails.asp?id=437">http://www.christofilopoulos.gr/htmlsite/productdetails.asp?id=437</a>



		<a href="#">ails.asp?id=539</a>
	A6	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.christofilopoulos.gr/htmlsite/productdetails.asp?id=540">http://www.christofilopoulos.gr/htmlsite/productdetails.asp?id=540</a>
M.I. Πρινιωνάκης ΑΕΒΕ (συσκευές από Bionics (Κορέα), Medianna (Κορέα), Nonin	Matron	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.priniotakis.gr/index.php?lang=en&amp;section=product&amp;option=contents&amp;task=view_content&amp;category=15514&amp;id=4407">http://www.priniotakis.gr/index.php?lang=en&amp;section=product&amp;option=contents&amp;task=view_content&amp;category=15514&amp;id=4407</a>
<a href="http://www.priniotakis.gr/">http://www.priniotakis.gr/</a>	Guardian	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.priniotakis.gr/index.php?lang=en&amp;section=product&amp;option=contents&amp;task=view_content&amp;category=15514&amp;id=4404">http://www.priniotakis.gr/index.php?lang=en&amp;section=product&amp;option=contents&amp;task=view_content&amp;category=15514&amp;id=4404</a>
	Sentry	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.priniotakis.gr/index.php?lang=en&amp;section=product&amp;option=contents&amp;task=view_content&amp;category=15515&amp;id=4405">http://www.priniotakis.gr/index.php?lang=en&amp;section=product&amp;option=contents&amp;task=view_content&amp;category=15515&amp;id=4405</a>
	BMP200	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.priniotakis.gr/index.php?lang=en&amp;section=product&amp;option=contents&amp;task=view_content&amp;category=15514&amp;id=4406">http://www.priniotakis.gr/index.php?lang=en&amp;section=product&amp;option=contents&amp;task=view_content&amp;category=15514&amp;id=4406</a>
	M20	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.priniotakis.gr/index.php?lang=en&amp;section=product&amp;option=contents&amp;task=view_content&amp;category=15640&amp;id=5524">http://www.priniotakis.gr/index.php?lang=en&amp;section=product&amp;option=contents&amp;task=view_content&amp;category=15640&amp;id=5524</a>
	YM6000	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.priniotakis.gr/index.php?lang=en&amp;section=product&amp;option=contents&amp;task=view_content&amp;category=15640&amp;id=5528">http://www.priniotakis.gr/index.php?lang=en&amp;section=product&amp;option=contents&amp;task=view_content&amp;category=15640&amp;id=5528</a>
	YM9000	Κεντρικό σύστημα παρακολούθησης <a href="http://www.priniotakis.gr/index.php?lang=en&amp;section=product&amp;option=contents&amp;task=view_content&amp;category=15640&amp;id=5530">http://www.priniotakis.gr/index.php?lang=en&amp;section=product&amp;option=contents&amp;task=view_content&amp;category=15640&amp;id=5530</a>
	YM1000	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.priniotakis.gr/index.php?lang=en&amp;section=product&amp;option=contents&amp;task=view_content&amp;category=15641&amp;id=5525">http://www.priniotakis.gr/index.php?lang=en&amp;section=product&amp;option=contents&amp;task=view_content&amp;category=15641&amp;id=5525</a>
	2120	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.priniotakis.gr/index.php?lang=en&amp;section=product&amp;option=contents&amp;task=">http://www.priniotakis.gr/index.php?lang=en&amp;section=product&amp;option=contents&amp;task=</a>

		<a href="#">view_content&amp;category=15667&amp;id=5588</a>
GE Medical Systems Hellas	Carescape B850	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/carescape-monitors/b850.html">http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/carescape-monitors/b850.html</a>
	Solar 8000i	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών (modular) <a href="http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/solar/solar8000i.html">http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/solar/solar8000i.html</a>
	Dash 5000	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/dash/dash5000_info.html">http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/dash/dash5000_info.html</a>
	Dash 4000	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών
	Dash 3000	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/dash/dash3000_info.html">http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/dash/dash3000_info.html</a>
	Dash 2500	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/dash/dash2500_info.html">http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/dash/dash2500_info.html</a>
	Carescape V100	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/dinamap/v100.html">http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/dinamap/v100.html</a>
	Datex-Ohmeda Critical Care Monitor	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών (modular) <a href="http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/datex-ohmeda/criticalcare.html">http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/datex-ohmeda/criticalcare.html</a>
	Datex-Ohmeda Compact Critical Care Monitor	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών (modular) <a href="http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/datex-ohmeda/compact-critical-care-monitor/index.html">http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/datex-ohmeda/compact-critical-care-monitor/index.html</a>
	Datex-Ohmeda FM Monitor	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών (modular) <a href="http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/datex-ohmeda/fm-monitor/index.html">http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/datex-ohmeda/fm-monitor/index.html</a>

		<a href="http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/datex-ohmeda/flexible-monitoring/index.html">ing/products/imm-monitoring/datex-ohmeda/flexible-monitoring/index.html</a>
	Datex-Ohmeda B30	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών (modular) <a href="http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/datex-ohmeda/b30_patient_monitor.html">http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/datex-ohmeda/b30_patient_monitor.html</a>
	Datex-Ohmeda Cardiicap/5	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/datex-ohmeda/cardiicap.html">http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/imm-monitoring/datex-ohmeda/cardiicap.html</a>
	icentral	Κεντρικό σύστημα παρακολούθησης <a href="http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/icentral/icentral-network.html">http://www.gehealthcare.com/euen/patient_monitoring/products/icentral/icentral-network.html</a>
Πάνος Θ. Σκούτας ΑΕ (συσκευές από Nihon Kohden)	CNS-9601	Κεντρικό σύστημα παρακολούθησης <a href="http://www.skoutasmedical.gr/portal/index.php?page=shop.product_details&amp;flypage=ilvm_fly2_gre_en.tpl&amp;product_id=707&amp;category_id=5&amp;option=com_virtuemart&amp;Itemid=120&amp;lang=el">http://www.skoutasmedical.gr/portal/index.php?page=shop.product_details&amp;flypage=ilvm_fly2_gre_en.tpl&amp;product_id=707&amp;category_id=5&amp;option=com_virtuemart&amp;Itemid=120&amp;lang=el</a>
<a href="http://www.skoutasmedical.gr/">http://www.skoutasmedical.gr/</a>	CNS-9701	Κεντρικό σύστημα παρακολούθησης <a href="http://www.skoutasmedical.gr/portal/index.php?page=shop.product_details&amp;flypage=ilvm_fly2_gre_en.tpl&amp;product_id=4&amp;category_id=5&amp;option=com_virtuemart&amp;Itemid=120&amp;lang=el">http://www.skoutasmedical.gr/portal/index.php?page=shop.product_details&amp;flypage=ilvm_fly2_gre_en.tpl&amp;product_id=4&amp;category_id=5&amp;option=com_virtuemart&amp;Itemid=120&amp;lang=el</a>
	Life Scope A BSM-5105, BSM-5135	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.skoutasmedical.gr/portal/index.php?page=shop.product_details&amp;flypage=ilvm_fly2_gre_en.tpl&amp;product_id=9&amp;category_id=5&amp;option=com_virtuemart&amp;Itemid=120&amp;lang=el">http://www.skoutasmedical.gr/portal/index.php?page=shop.product_details&amp;flypage=ilvm_fly2_gre_en.tpl&amp;product_id=9&amp;category_id=5&amp;option=com_virtuemart&amp;Itemid=120&amp;lang=el</a>
	Life Scope i BSM-2301, BSM-2303	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.skoutasmedical.gr/portal/index.php?page=shop.product_details&amp;flypage=ilvm_fly2_gre_en.tpl&amp;product_id=12&amp;category_id=5&amp;option=com_virtuemart&amp;Itemid=120&amp;lang=el">http://www.skoutasmedical.gr/portal/index.php?page=shop.product_details&amp;flypage=ilvm_fly2_gre_en.tpl&amp;product_id=12&amp;category_id=5&amp;option=com_virtuemart&amp;Itemid=120&amp;lang=el</a>
	Life Scope J BSM-9101	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.skoutasmedical.gr/portal/index.php?page=shop.product_details&amp;flypage=ilvm_fly2_gre_en.tpl&amp;product_id=2&amp;category_id=5&amp;option=com_virtuemart&amp;Itemid=120&amp;lang=el">http://www.skoutasmedical.gr/portal/index.php?page=shop.product_details&amp;flypage=ilvm_fly2_gre_en.tpl&amp;product_id=2&amp;category_id=5&amp;option=com_virtuemart&amp;Itemid=120&amp;lang=el</a>

	Life Scope L BSM-2351, BSM-2353	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.skoutasmedical.gr/portal/index.php?page=shop.product_details&amp;flypage=ilvm_fly2_green.tpl&amp;product_id=11&amp;category_id=5&amp;option=com_virtuemart&amp;Itemid=120&amp;lang=el">http://www.skoutasmedical.gr/portal/index.php?page=shop.product_details&amp;flypage=ilvm_fly2_green.tpl&amp;product_id=11&amp;category_id=5&amp;option=com_virtuemart&amp;Itemid=120&amp;lang=el</a>
	Life Scope N OPV-1500	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.skoutasmedical.gr/portal/index.php?page=shop.product_details&amp;flypage=ilvm_fly2_green.tpl&amp;product_id=6&amp;category_id=5&amp;option=com_virtuemart&amp;Itemid=120&amp;lang=el">http://www.skoutasmedical.gr/portal/index.php?page=shop.product_details&amp;flypage=ilvm_fly2_green.tpl&amp;product_id=6&amp;category_id=5&amp;option=com_virtuemart&amp;Itemid=120&amp;lang=el</a>
	Life Scope TR BSM-6000	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών (modular) <a href="http://www.skoutasmedical.gr/portal/index.php?page=shop.product_details&amp;flypage=ilvm_fly2_green.tpl&amp;product_id=1&amp;category_id=5&amp;option=com_virtuemart&amp;Itemid=120&amp;lang=el">http://www.skoutasmedical.gr/portal/index.php?page=shop.product_details&amp;flypage=ilvm_fly2_green.tpl&amp;product_id=1&amp;category_id=5&amp;option=com_virtuemart&amp;Itemid=120&amp;lang=el</a>
	WEP-4204/4208	Κεντρικό σύστημα παρακολούθησης <a href="http://www.skoutasmedical.gr/portal/index.php?page=shop.product_details&amp;flypage=ilvm_fly2_green.tpl&amp;product_id=3&amp;category_id=5&amp;option=com_virtuemart&amp;Itemid=120&amp;lang=el">http://www.skoutasmedical.gr/portal/index.php?page=shop.product_details&amp;flypage=ilvm_fly2_green.tpl&amp;product_id=3&amp;category_id=5&amp;option=com_virtuemart&amp;Itemid=120&amp;lang=el</a>
ΠΑΠΑΠΟΣΤΟΛΟΥ ΚΕΝΤΡΟ ΙΑΤΡΙΚΟΥ ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΥ (συσκευές από Schiller, Mennen Medical (Ισραήλ), Smiths Medical)	Vitalogik 4000	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=860">http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=860</a>
<a href="http://www.papapostolou.gr/">http://www.papapostolou.gr/</a>	Vitalogik 5000	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=682">http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=682</a>
	Vitalogik 6000	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=861">http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=861</a>
	Argus Pro LifeCare	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών (modular) <a href="http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=525">http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=525</a>
	Argus Pro LifeCare2	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών

		<a href="http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=804">http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=804</a>
	Argus Pro Transport	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=526">http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=526</a>
	Argus VS 100	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=311">http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=311</a>
	Argus LCM	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=524">http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=524</a>
	Argus LCX	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=805">http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=805</a>
	Envoy & Vitalogik Central Station	Κεντρικό σύστημα παρακολούθησης <a href="http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=683">http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=683</a>
	Argus Pro Central Station	Κεντρικό σύστημα παρακολούθησης <a href="http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=528">http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=528</a>
	Envoy	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών (modular) <a href="http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=535">http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=535</a>
	Advisor	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=99">http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=99</a>
	Central Station Ensemble EN	Κεντρικό σύστημα παρακολούθησης <a href="http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=99">http://www.papapostolou.gr/default.asp?pid=269&amp;langid=13&amp;page=products&amp;mdl=eshop&amp;menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=99</a>

		<a href="#">menumode=sp&amp;subid=112&amp;itemid=534</a>
Webexo Laboratories (συσκευές από Edan Instruments)	M9	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.edan.com.cn/Detail.aspx?D=34,50234,619,65">http://www.edan.com.cn/Detail.aspx? D=34,50234,619,65</a>
<a href="http://www.webexo.com/">http://www.webexo.com/</a>	M9A	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.edan.com.cn/Detail.aspx?D=34,50234,619,65">http://www.edan.com.cn/Detail.aspx? D=34,50234,619,65</a>
	M8	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.edan.com.cn/Detail.aspx?D=34,50236,619,65">http://www.edan.com.cn/Detail.aspx? D=34,50236,619,65</a>
	M8A	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.edan.com.cn/Detail.aspx?D=34,50235,619,65">http://www.edan.com.cn/Detail.aspx? D=34,50235,619,65</a>
	M8B	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.edan.com.cn/Detail.aspx?D=34,50027,619,65">http://www.edan.com.cn/Detail.aspx? D=34,50027,619,65</a>
	M3	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.edan.com.cn/Detail.aspx?D=34,50271,619,65">http://www.edan.com.cn/Detail.aspx? D=34,50271,619,65</a>
	M3A	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.edan.com.cn/Detail.aspx?D=34,50355,619,65">http://www.edan.com.cn/Detail.aspx? D=34,50355,619,65</a>
	M3B	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.edan.com.cn/Detail.aspx?D=34,50270,619,65">http://www.edan.com.cn/Detail.aspx? D=34,50270,619,65</a>
	MFM-CMS	Κεντρικό σύστημα παρακολούθησης <a href="http://www.edan.com.cn/Detail.aspx?D=34,50028,619,65">http://www.edan.com.cn/Detail.aspx? D=34,50028,619,65</a>
Meditrust Ε.Γαβαλά -Λαριγκου ΕΠΕ (συσκευές από Criticare Systems Inc.)	nGenuity CO2 8100E	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.meditrust.gr/displayITM2.asp?ITMID=250">http://www.meditrust.gr/displayITM2.asp? ITMID=250</a>
<a href="http://www.meditrust.gr/">http://www.meditrust.gr/</a>	nGenuity 8100E	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.meditrust.gr/displayITM2.asp?ITMID=289">http://www.meditrust.gr/displayITM2.asp? ITMID=289</a>
Vast Medical (συσκευές από Biolight Meditech Co. (Κίνα),Infinium)	A8	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.vastmedical.gr/product_gr.php?id=224">http://www.vastmedical.gr/product_gr.php?id=224</a>

<a href="http://www.vastmedical.gr/">http://www.vastmedical.gr/</a>	A6	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.vastmedical.gr/product_gr.php?id=225">http://www.vastmedical.gr/product_gr.php?id=225</a>
	Module EMS	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.vastmedical.gr/product_gr.php?id=223">http://www.vastmedical.gr/product_gr.php?id=223</a>
	Omni	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.vastmedical.gr/product_gr.php?id=108">http://www.vastmedical.gr/product_gr.php?id=108</a>
	Omni II	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.vastmedical.gr/product_gr.php?id=212">http://www.vastmedical.gr/product_gr.php?id=212</a>
	Omni III	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.vastmedical.gr/product_gr.php?id=163">http://www.vastmedical.gr/product_gr.php?id=163</a>
	Omni Express	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.vastmedical.gr/product_gr.php?id=214">http://www.vastmedical.gr/product_gr.php?id=214</a>
	Omniview Central Station	Κεντρικό σύστημα παρακολούθησης <a href="http://www.vastmedical.gr/product_gr.php?id=192">http://www.vastmedical.gr/product_gr.php?id=192</a>
Santair ΑΕ Ιατρικών Εφαρμογών (συσκευές από Spacelabs Healthcare)	elance	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.santair.gr/el/a/3-proionta/15-syskeues-parakolouthisis-zotikon-parametron-monitors/13-elance">http://www.santair.gr/el/a/3-proionta/15-syskeues-parakolouthisis-zotikon-parametron-monitors/13-elance</a>
<a href="http://www.santair.gr/">http://www.santair.gr/</a>	SL2400	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.santair.gr/el/a/3-proionta/15-syskeues-parakolouthisis-zotikon-parametron-monitors/30-monitors-bysmatoumenou-tyrou/34-monitor-sl2400">http://www.santair.gr/el/a/3-proionta/15-syskeues-parakolouthisis-zotikon-parametron-monitors/30-monitors-bysmatoumenou-tyrou/34-monitor-sl2400</a>
	SL2600	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.santair.gr/el/a/3-proionta/15-syskeues-parakolouthisis-zotikon-parametron-monitors/30-monitors-bysmatoumenou-tyrou/35-monitor-sl2600">http://www.santair.gr/el/a/3-proionta/15-syskeues-parakolouthisis-zotikon-parametron-monitors/30-monitors-bysmatoumenou-tyrou/35-monitor-sl2600</a>
	SL2700	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.santair.gr/el/a/3-proionta/15-syskeues-parakolouthisis-zotikon-parametron-monitors/30-monitors-bysmatoumenou-tyrou/36-monitor-sl2700">http://www.santair.gr/el/a/3-proionta/15-syskeues-parakolouthisis-zotikon-parametron-monitors/30-monitors-bysmatoumenou-tyrou/36-monitor-sl2700</a>
	SL2800	Συσκευή παρακολούθησης ζωτικών λειτουργιών <a href="http://www.santair.gr/el/a/3-proionta/15-syskeues-parakolouthisis-zotikon-parametron-monitors/30-monitors-bysmatoumenou-tyrou/37-monitor-sl2800">http://www.santair.gr/el/a/3-proionta/15-syskeues-parakolouthisis-zotikon-parametron-monitors/30-monitors-bysmatoumenou-tyrou/37-monitor-sl2800</a>
	Ultraview SL3800	Κεντρικό σύστημα παρακολούθησης <a href="http://www.santair.gr/el/a/3-proionta/15-syskeues-parakolouthisis-zotikon-parametron-monitors/38-kentrikos-stathmos">http://www.santair.gr/el/a/3-proionta/15-syskeues-parakolouthisis-zotikon-parametron-monitors/38-kentrikos-stathmos</a>

## 4.3 Χαρακτηριστικά συσκευών τριών κορυφαίων

### κατασκευαστών

Σε αυτήν την ενότητα θα συγκρίνουμε τρεις συσκευές με παρόμοια χαρακτηριστικά από τρεις διαφορετικούς κορυφαίους κατασκευαστές. Ο στόχος είναι η επιλογή ενός φορητού (με χρήση μπαταρίας) συστήματος παρακολούθησης ασθενών με σύνδεση σε δίκτυο, οθόνη 12 in και πληθώρα χαρακτηριστικών. Οι τρεις επιλογές είναι τα Infinity Delta XL της Draeger, Dash 5000 της General Electric και IntelliVue MP50 της Philips.

#### 4.3.1 Infinity Delta XL



Σχήμα 4.3.1 Η συσκευή Infinity Delta XL

Η πρώτη συσκευή προέρχεται από την Draeger και αποτελεί την κορυφαία πρόταση της εταιρίας στις φορητές παρακλίνιες συσκευές. Ο κατασκευαστής διαφημίζει τις δυνατότητες της συσκευής για καθιέρωση ενός καθολικού πρότυπου λειτουργίας μέσα στο ιατρικό περιβάλλον. Μέσω της τεχνολογίας Pick and Go αναφέρει ότι υποστηρίζεται μεγάλη αποτελεσματικότητα στην μετακίνηση με ταυτόχρονη αδιάλειπτη δικτύωση από ενσύρματη



σε ασύρματη και αντίστροφα. Μια σύνοψη των ποιοτικών χαρακτηριστικών που υποστηρίζει η συσκευή είναι η παρακάτω:

- ΗΚΓ έως 12 απαγωγών (με ανίχνευση QRS,ST κυματομορφών και αρρυθμιών)
- Ρυθμός αναπνοής (με τη μέθοδο σπироγραφίας αντίστασης)
- Παλμική οξυμετρία SpO<sub>2</sub> (με αισθητήρες Massimo SET, Nellcor Oximax και Draeger Oxisure)
- Θερμοκρασία (απόλυτη και δέλτα)
- Μη επεμβατική πίεση αίματος (NBP) (συστολική, μέση και διαστολική)
- Επεμβατική πίεση αίματος ( με αισθητήρες πίεσης παραμόρφωσης αντίστασης)
- Καρδιακή έξοδος, θερμοκρασία αίματος, ενέσιμης περιοχής (με τη μέθοδο της θερμοαραίωσης)
- Οθόνη LCD-TFT 12,2 in ανάλυσης 800x600 pixel με δυνατότητα απεικόνισης 6 καναλιών (8 προαιρετικά)
- Ειδολοιήσεις χωρισμένες σε τρία επίπεδα επικινδυνότητας
- Αναλογική έξοδος (ΗΚΓ, αρτηριακή πίεση αίματος)
- Δικτύωση ενσύρματη – ασύρματη 802.11g με δυνατότητες κρυπτογράφησης
- Δυνατότητα αποθήκευσης στην συσκευή έως 24h καταγεγραμμένων πληροφοριών
- Διάρκεια μπαταρίας 3 ώρες, με χρόνο φόρτισης 6,5 ώρες και δυνατότητα σύνδεσης εξωτερικής μπαταρίας διάρκειας 50 λεπτών.
- Επικοινωνία με κεντρικό σταθμό Infinity Central Station

Προαιρετικά υποστηρίζονται με τη σύνδεση εξωτερικών βαθμίδων στην πλάγια όψη της συσκευής:

- Βαθμίδα μέτρησης καπνογραφίας etCO<sub>2</sub>
- Καταγραφικό χαρτιού τοπικό ή δικτύου
- βαθμίδα βάθους αναισθησίας BIS
- βαθμίδα EEG (SEF, BSR, συνολική ισχύς, ισχύς σημάτων άλφα, βήτα, δέλτα και θήτα)

### 4.3.2 Dash 5000



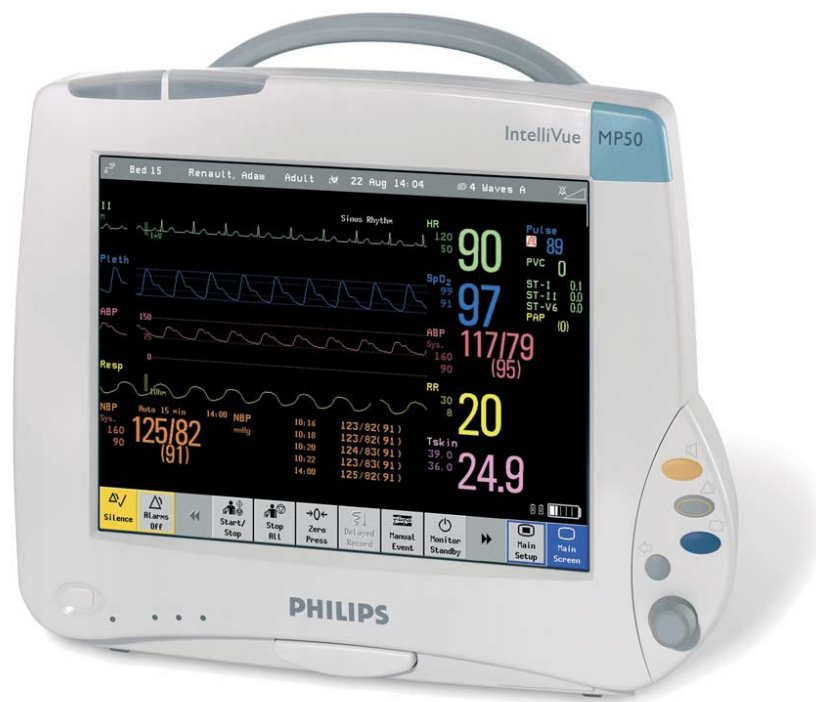
Σχήμα 4.3.2 Η συσκευή Dash 5000

Η δεύτερη συσκευή προέρχεται από την General Electric Medical και αποτελεί μια ολοκληρωμένη πρόταση στην αγορά των φορητών συσκευών παρακολούθησης. Υιοθετεί προχωρημένους αλγόριθμους για παρακολούθηση των ιατρικών παραμέτρων και συνδυάζεται με μικρού βάρους, ανθεκτικό και εργονομικό σχεδιασμό. Ένα από τα αντιπροσωπευτικά χαρακτηριστικά της συσκευής είναι η δημιουργία προσωπικών παραμετροποιήσεων στις ειδοποιήσεις. Ας όμως δούμε τα κυριότερα χαρακτηριστικά της:

- ΗΚΓ έως 12 απαγωγών (με αναγνώριση προβληματικών απαγωγών)
- Ρυθμός αναπνοής (με μέθοδο διαφοροποίησης της αντίστασης)
- Παλμική οξυμετρία SpO<sub>2</sub> και περιφερειακός ρυθμός σφυγμού PPR (με αισθητήρες Massimo , Nellcor και GE Ohmeda)
- Θερμοκρασία (σε 2 κανάλια)
- Μη επεμβατική πίεση αίματος (NBP) τεχνολογίας DINAMAP classic και SuperSTAT (συστολική, μέση, διαστολική, χρόνος τελευταίας μέτρησης)
- Επεμβατική πίεση αίματος (σε 1-4 κανάλια)
- Καρδιακή έξοδος, θερμοκρασία αίματος και ενέσιμης περιοχής

- CO<sub>2</sub> (εισπνεόμενο και εκπνεόμενο CO<sub>2</sub> σε % συγκεντρώσεις mmHg ή kPa, ρυθμός αναπνοής, συνεχής κυματομορφή CO<sub>2</sub>)
- Οθόνη LCD-TFT 12,1 in ανάλυσης 800x600 pixel με δυνατότητα απεικόνισης 7 καναλιών
- Ειδοποιήσεις χωρισμένες σε τέσσερα επίπεδα επικινδυνότητας στις κατηγορίες ασθενής και σύστημα
- Αναλογική έξοδος (ΗΚΓ, αρτηριακή πίεση αίματος)
- Δικτύωση ενσύρματη – ασύρματη 802.11b
- Ενσωματωμένος καταγραφέας χαρτιού ταυτόχρονης εκτύπωσης 4 κυματομορφών
- Διάρκεια μπαταρίας 4-5 ώρες, με χρόνο φόρτισης 4 ώρες και δυνατότητα σύνδεσης 2ης μπαταρίας
- Επικοινωνία με κεντρικό σταθμό iCentral Central Station
- Βάθος αναισθησίας BIS

### 4.3.3 IntelliVue MP50



Σχήμα 4.3.3 Η συσκευή IntelliVue MP50

Η συσκευή προέρχεται από τη Philips και συνδυάζει φορητότητα και ευελιξία στις μετρήσεις. Περιλαμβάνει πολλές δυνατότητες για παραμετροποίηση των λειτουργιών της

ανάλογα με τις ανάγκες που παρουσιάζονται με ευέλικτο διαχειρισμό της επιφάνειας εργασίας, εκτενές μενού μετρήσεων, ενσωματωμένα κλινικά εργαλεία λογισμικού, αναλύσεις μετρούμενων μεγεθών και πολλά άλλα. Ένα πολύ σημαντικό πλεονέκτημα της συγκεκριμένης συσκευής είναι η οθόνη αφής που διαθέτει. Τα βασικά χαρακτηριστικά της είναι:

- ΗΚΓ έως 12 απαγωγών (με ανίχνευση QRS,ST κυματομορφών και αρρυθμιών)
- Ρυθμός αναπνοής (θωρακική αντίσταση ανάμεσα σε 2 ηλεκτρόδια του ΗΚΓ)
- Παλμική οξυμετρία SpO<sub>2</sub> (με αισθητήρες Massimo LNOP, Nellcor Oximax ή Oxisensor II και Philips)
- Θερμοκρασία
- Μη επεμβατική πίεση αίματος (NBP) (συστολική, μέση, διαστολική, ρυθμός σφυγμού)
- Επεμβατική πίεση αίματος ( με αισθητήρες πίεσης παραμόρφωσης αντίστασης)
- Καρδιακή έξοδος, θερμοκρασία αίματος, ενέσιμης περιοχής
- Οθόνη LCD-TFT touch screen 12 in ανάλυσης 800x600 pixel με δυνατότητα απεικόνισης 4 κυματομορφών (6 προαιρετικά)
- Ειδοποιήσεις χωρισμένες σε τρία επίπεδα (δύο για τον ασθενή και ένα για τεχνικά προβλήματα)
- Αναλογική έξοδος (ΗΚΓ, αρτηριακή πίεση αίματος)
- Δικτύωση ενσύρματη – ασύρματη 802.11b
- Διάρκεια μπαταρίας 5 ώρες, με χρόνο φόρτισης 4-12 ώρες ανάλογα εάν είναι σε λειτουργία ή όχι (σύνολο 2 μπαταρίες)
- Καταγραφικό χαρτιού όλων των αριθμητικών μετρήσεων και έως τριών κυματομορφών
- Επικοινωνία με κεντρικό σταθμό Intellivue Information Center

Προαιρετικά υποστηρίζονται με τη σύνδεση εξωτερικών βαθμίδων στην πλάγια όψη της συσκευής:

- CO<sub>2</sub> (κυματομορφή CO<sub>2</sub>, τιμή etCO<sub>2</sub>, εισπνεόμενο ελάχιστο CO<sub>2</sub>, αναπνευστικός ρυθμός αεραγωγού awRR)
- Σπιρομετρία (ρυθμός αναπνοής, όγκος κύματος αναπνοής, PEEP, PIP, αντίσταση αεραγωγού)

- tcGas
- ΗΕΓ (2 κανάλια ΗΚΓ κυμάτων, SEF ,MDF ,PPF TP, ποσοστά κυμάτων άλφα, βήτα, θήτα, δέλτα)
- Βάθος αναισθησίας BIS
- Συγκεντρώσεις SO<sub>2</sub>, SvO<sub>2</sub> ScvO<sub>2</sub>

#### 4.3.4 Σύγκριση και επιλογή

Παρατηρούμε ότι οι τρεις συσκευές έχουν κάποια κοινά χαρακτηριστικά και δυνατότητες. Όλες υποστηρίζουν ασύρματη και ενσύρματη δικτύωση με κεντρικούς σταθμούς, είναι φορητές ελαφριές και ευέλικτες, έχουν παρόμοιες διαστάσεις και επιπλέον διαθέτουν καταγραφικά. Έχουν τη δυνατότητα μετρήσεων ΗΚΓ 12 απαγωγών, ρυθμού αναπνοής, παλμικής οξυμετρίας, επεμβατικής και μη επεμβατικής πίεσης του αίματος, καρδιακής εξόδου και συγκεντρώσεων CO<sub>2</sub>.

Υπάρχουν όμως και χαρακτηριστικά που τις διαφοροποιούν και τις κάνουν να ξεχωρίζουν από τις άλλες. Η συσκευή Dash 5000 αν και παλιότερη από τις άλλες δύο έχει το πιο εξελιγμένο και παραμετροποιήσιμο σύστημα ειδοποιήσεων, ενώ οι περισσότερες δυνατότητες τις παρέχονται δίχως την προσθήκη βαθμίδων. Επιπλέον έχει τη δυνατότητα απεικόνισης των περισσότερων κυματομορφών ταυτόχρονα στην οθόνη. Ένα αρνητικό της συσκευής είναι ότι ενώ υποστηρίζει βάθος αναισθησίας δε μπορεί να κάνει καταγραφή ΗΕΓ. Η συσκευή Infinity Delta XL έχει τις καλύτερες ασύρματες δυνατότητες αφού περιέχει ασύρματη κάρτα 802.11g που επιτρέπει μεγαλύτερη ροή δεδομένων. Αρνητικό αυτής της συσκευής είναι ότι έχει τη μικρότερη αυτονομία και το μεγαλύτερο χρόνο φόρτισης από τις άλλες δύο συσκευές. Η καλύτερη πρόταση είναι αυτή της συσκευής Intellivue MP50. Όλες οι δυνατότητες μέτρησης της παρέχονται σε βαθμίδες που είναι εύκολο να τοποθετηθούν και να αντικατασταθούν. Παρέχει τις περισσότερες δυνατότητες μετρήσεων από τις άλλες δύο συσκευές ενώ η οθόνη αφής κάνει ευκολότερη τη χρήση της. Στα αρνητικά μπορούμε να αναφέρουμε το γεγονός ότι μπορούν να απεικονιστούν μόλις τέσσερις κυματομορφές ταυτόχρονα στην οθόνη της.

## **4.4 Τάσεις αγοράς**

### **4.4.1 Παγκόσμιες τάσεις αγοράς**

Η αγορά των συστημάτων παρακολούθησης ασθενών βρίσκεται σε άνθηση παγκοσμίως. Αυτή η άνθηση οφείλεται στο παγκόσμιο φαινόμενο της γήρανσης του πληθυσμού, την αύξηση των υγειονομικών δαπανών, και στην προσπάθεια των κυβερνήσεων να αναβαθμίσουν την παροχή ιατροφαρμακευτικής περίθαλψης. Μια άλλη σημαντική παράμετρος είναι η μετακίνηση ασθενών από τις μονάδες εντατικής θεραπείας σε λιγότερο κρίσιμες μονάδες όπου η παρακολούθηση των ζωτικών σημείων συνδράμει αποτελεσματικά στην αντιμετώπιση προβλημάτων υγείας.

Τα ασύρματα συστήματα παρακολούθησης αποτελούν τον κύριο αντιπρόσωπο αυτής της τάσης. Εν έτη 2011 τα ασύρματα συστήματα με δυνατότητα παρακολούθησης πολλών ζωτικών παραμέτρων αποτελούν το πιο “καυτό” προϊόν της αγοράς. Οι λόγοι εντοπίζονται στο γεγονός ότι υπάρχουν πολλαπλά οφέλη με τη χρήση τους. Η δυνατότητα παρακολούθησης των ασθενών από απόσταση, η αυξημένη παραγωγικότητα και η χρηστική οικονομία είναι μερικοί από αυτούς τους λόγους. Οι ιατροί και οι φορείς των νοσοκομείων στην προσπάθεια οικονομίας χρημάτων, ανακαλύπτουν ότι τα ασύρματα συστήματα παρακολούθησης μπορούν να συμβάλλουν αποφασιστικά σε αυτήν την κατεύθυνση.

Μια άλλη σημαντική τάση είναι η εδραιοποίηση των ηλεκτρονικών φακέλων ασθενών και η κατάργηση των χάρτινων μέσων. Η αύξηση σε δεδομένα που αποθηκεύονται ηλεκτρονικά, ανάγκασε τους οργανισμούς ιατρικής περίθαλψης να διασφαλίσουν ότι τα δεδομένα αυτά γίνονται διαθέσιμα όταν απαιτείται. Δημιουργήθηκε η τάση τα συστήματα παρακολούθησης ασθενών να επικοινωνούν με πληροφοριακά συστήματα. Το πρόβλημα που δημιουργείται σε αυτήν την περίπτωση είναι ότι υπάρχουν πολλές συσκευές που παράγουν πληροφορίες (άρα και δεδομένα) και πρέπει να γίνει κατάλληλη ταξινόμηση προκειμένου να αξιοποιηθούν από τους ιατρούς.

Η αγορά μικρών συσκευών που εστιάζονται στην συνεχή παρακολούθηση ενός μόνο ασθενή επίσης αναπτύσσεται. Ασθενείς με χρόνιες παθήσεις (όπως με διαβήτη, άσθμα ή δυσλειτουργίες της καρδιάς) ενθαρρύνονται από ιατρικές ομάδες να δώσουν μεγαλύτερη προσοχή στην πρόληψη χρησιμοποιώντας τέτοιες μικρές και ευέλικτες συσκευές,

Η αυξανόμενη ανάγκη για διαχείριση δεδομένων σε πραγματικό χρόνο και η αυξημένη χρήση τους στα σύγχρονα συστήματα παρακολούθησης οδηγούν την αγορά συστημάτων διαχείρισης δεδομένων (DMS). Επιτρέπουν τη διαχείριση τεράστιων ποσοτήτων δεδομένων και βοηθούν στην ελάττωση λαθών που προκαλούνται από τη χειροκίνητη

εισαγωγή δεδομένων. Τα νοσοκομεία κάνουν εστιασμένες προσπάθειες για καλύτερη αξιοποίηση των πόρων, μεθόδευση των διαδικασιών παρακολούθησης και διάγνωσης και βέλτιστη αποθήκευση των δεδομένων. Τα DMS που χρησιμοποιούνται στην παρακολούθηση ασθενών συντελούν στην άμεση συμπλήρωση δεδομένων, σε πραγματικό χρόνο, του ηλεκτρονικού φακέλου των ασθενών.

Μια άλλη τάση που παρατηρείται είναι η διασύνδεση πολλών διαφορετικών τμημάτων του ιατρικού κέντρου ώστε να υπάρχει άμεση και γρήγορη ανταλλαγή πληροφοριών όπου αυτή χρειάζεται. Τα περισσότερα σύγχρονα συστήματα παρακολούθησης ασθενών προσφέρουν πλήρη επικοινωνία με άλλες συσκευές ώστε η ανταλλαγή δεδομένων να είναι ευκολότερη. Σε αυτήν την κατεύθυνση συντελεί και η υιοθέτηση κοινών προτύπων επικοινωνίας από όλο και περισσότερους κατασκευαστές.

#### **4.4.2 Τάσεις αγοράς στην Ελλάδα**

Από ότι αντιλαμβανόμαστε υπάρχει παγκόσμια μια τάση για εξυπνότερες δικτυωμένες συσκευές που να διαχειρίζονται και να παράγουν δεδομένα. Δε χρειάζεται ιδιαίτερη έρευνα για να διαπιστώσουμε ότι η Ελλάδα είναι πολύ πίσω στις εξελίξεις και ότι οι δικτυακές εφαρμογές είναι πολύ περιορισμένες. Η παγκόσμια τάση για εξυπνότερα δικτυωμένα συστήματα δε μπορεί να εφαρμοστεί στην Ελλάδα για πολλούς λόγους. Πολλά ελληνικά νοσοκομεία είναι παλιά δεν έχουν ούτε καν ενσύρματο δίκτυο πόσο μάλλον να γίνει πρόβλεψη για ασύρματο. Αρκεί να σημειώσουμε πως ένα από τα πιο σύγχρονα πανεπιστημιακά νοσοκομεία όπως αυτό της Αλεξανδρούπολης, το Δημοκρίτειο πανεπιστήμιο Θράκης δε φέρει την παραμικρή αξιοποίηση ασύρματων τεχνολογιών. Στο συγκεκριμένο ίδρυμα έχει γίνει εγκατάσταση ενσύρματης δικτύωσης, ενώ πρόβλεψη οποιασδήποτε υποδομής ουδέποτε υπήρξε.

Μια αξιοσημείωτη προσπάθεια εντοπίζεται στο πανεπιστημιακό νοσοκομείο της Πάτρας με τη χρησιμοποίηση του προγράμματος PRAXIS. Το σύστημα PRAXIS έχει εγκατασταθεί και χρησιμοποιείται σε ορισμένα νοσοκομεία στην χώρα. Το αξιοσημείωτο, στην περίπτωση που εξετάζουμε, είναι ότι μπορεί να παράσχει τις βάσεις για μια καλά δομημένη ύπαρξη ολοένα και περισσότερων συσκευών, όχι μόνο εγκαταστημένων στον χώρο αλλά και κινούμενων στο χώρο, όπως επιβάλει η σύγχρονη ιατρική. Παρόμοια προγράμματα ιατρικής μηχανογράφησης είναι τα CLE-MANTIS και MASO-POINT.

Γενικά στην Ελλάδα έχει αργήσει αρκετά η αξιοποίηση των νέων τεχνολογιών στον τομέα της περίθαλψης, και αυτό κυρίως λόγω του περιορισμένου κεφαλαίου επένδυσης.





### **5.1 Το μέλλον των συστημάτων παρακολούθησης ασθενών**

Πρέπει να αναγνωρίσουμε ότι συμβαίνουν μεγάλες αλλαγές σε κάθε τομέα του συστήματος ιατρικής περίθαλψης. Σε αυτήν την ανάπτυξη συμβάλλει ο συνδυασμός τεχνολογικών, οικονομικών, δημογραφικών και νομοθετικών δυνάμεων. Είναι σημαντικό οι μηχανικοί να αφουγκραστούν το πνεύμα της εποχής τους και να οραματιστούν το μέλλον.

Δεν είναι δύσκολο να αναλογιστεί κανείς το μέλλον των συστημάτων παρακολούθησης ασθενών. Η ανάπτυξη της τεχνολογίας θα οδηγήσει καινούργια υλικά και νέες κατασκευαστικές τεχνικές σε μικρότερα, καλύτερα, πιο εύχρηστα και πιο αξιόπιστα εξαρτήματα. Αισθητήρες της τάξης των μικρο και νάνο μπορούν να λειτουργήσουν ως ανιχνευτές σε επίπεδο οργάνων, ιστών, κυττάρων ή ακόμη και μορίων. Αυτές οι τεχνολογίες θα κατασκευαστούν να είναι ελάχιστα επεμβατικές, προκαλώντας τη μικρότερη ενόχληση στους ασθενείς και εάν είναι δυνατόν να μιμούνται το φυσικό σύστημα του σώματος.

Η κυριαρχία της κοινωνίας της πληροφορίας είναι αναμενόμενη τα επόμενα χρόνια. Οι περισσότερες σύγχρονες ιατρικές συσκευές όπως άλλωστε και τα συστήματα παρακολούθησης ασθενών βασίζονται σε υπολογιστικές μηχανές. Η μείωση του κόστους και η αύξηση της υπολογιστικής δύναμης με ταυτόχρονη αύξηση της χωρητικότητας αποθήκευσης θα βοηθήσουν περισσότερο την ανάπτυξη και εδραίωση πληροφοριακό-κεντρικών ιατρικών κέντρων. Η ενσωμάτωση τέτοιων τεχνολογικών εξελίξεων έχει αυξήσει εντυπωσιακά τα δεδομένα διάγνωσης και θεραπείας που μπορούν αυτά τα συστήματα να συλλέξουν, αποθηκεύσουν και επεξεργαστούν. Τα δεδομένα αυτά θα αξιοποιούνται καλύτερα ώστε να μπορούν να συνδράμουν με αποφασιστικό τρόπο στο έργο των ιατρών. Δίκτυα υψηλών ταχυτήτων θα επιτρέπουν ταχύτερη μετάδοση δεδομένων μεταξύ των ιατρικών συσκευών και των πληροφοριακών συστημάτων. Εξυπνότερα προγράμματα θα εκτελούν αυτόματα διαδικασίες που σήμερα απαιτούν ανθρώπινη παρέμβαση ενώ αποτελεσματικοί

αλγόριθμοι θα προσομοιώνουν καλύτερα την ανθρώπινη φυσιολογία. Η χρήση αυτοματοποιημένων συστημάτων είναι καθοριστική προκειμένου να αντιμετωπιστεί η αυξανόμενη τεχνολογική πολυπλοκότητα. Χωρίς τις δυνατότητες αυτοματοποίησης το ιατρικό προσωπικό θα καταβαλλόταν από της ανάγκες για διαχείριση και υποστήριξη των συστημάτων.

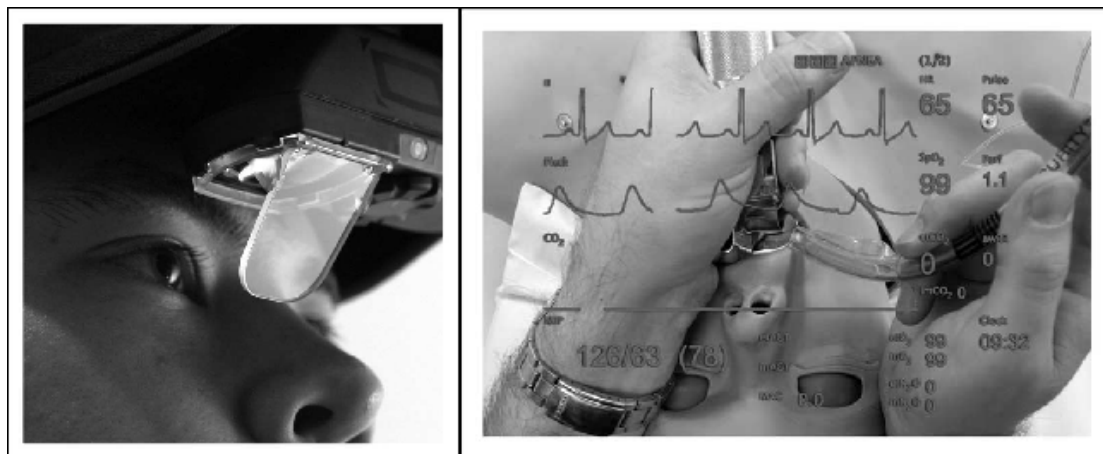
Η υιοθέτηση καινούργιων τεχνολογιών έχει συντελέσει στην αύξηση του κόστους της βιομηχανίας παραγωγής ιατρικών συσκευών. Χωρίς καινοτόμο σχεδιασμό (π.χ. αυτοματοποιημένα συστήματα) και προσεκτική διαχείριση, η αντιστρόφως ανάλογη σχέση μεταξύ του κόστους αρχικής αγοράς και του κόστους συντήρησης θα αυξηθεί όσο νέες και πιο πολύπλοκες τεχνολογίες υιοθετούνται. Σαφώς, αυτές οι τάσεις δεν πρέπει να συνεχιστούν προκειμένου να επιτευχθούν οι στόχοι μιας υγιούς οικονομίας και ταυτόχρονα ενός πρώτης τάξης συστήματος ιατρικής περίθαλψης. Πρέπει να βρεθούν τρόποι ελάττωσης του κόστους για το επίπεδο της λαμβανόμενης ιατρικής περίθαλψης. Εάν δεν κατορθώσουμε να ελαττώσουμε το κόστος πρέπει να προετοιμαστούμε να μετριάσουμε τις απαιτήσεις μας και να συμβιβαστούμε με ένα επίπεδο περίθαλψης που μπορούμε να συντηρήσουμε.

Ένας άλλος σημαντικός παράγοντας που επηρεάζει το μέλλον των συστημάτων παρακολούθησης ασθενών και κατ' επέκταση των ιατρικών συσκευών είναι οι δημογραφικές, πολιτισμικές δυνάμεις. Ανάμεσα στο 2011 και στο 2030 ο αριθμός των ατόμων από 65 και πάνω αναμένεται ότι σχεδόν θα διπλασιαστεί. Αυτές οι ομάδες ατόμων θα έχουν την προοπτική να ζήσουν πολύ περισσότερο από ότι προηγούμενες γενιές, με χρήση της προόδου στην ιατρική επιστήμη και τεχνολογία. Εξ' αιτίας της γήρανσης του πληθυσμού θα υπάρχει μια αναπτυσσόμενη μετακίνηση σε αντιμετώπιση και περίθαλψη χρόνιων περιστατικών. Η ανάγκη για συστήματα παρακολούθησης γίνεται πιο έντονη εάν αναλογιστούμε ότι στο μέλλον θα εστιαστούν οι προσπάθειες στην ανάπτυξη ιατρικών συστημάτων περίθαλψης που θα προσφέρουν προγράμματα θεραπείας μακράς διάρκειας σε ασθενείς με πολλαπλές χρόνιες ασθένειες.

Η πορεία της ιατρικής περίθαλψης γενικότερα εξαρτάται από τις προσαγές των εκάστοτε κυβερνήσεων και των νομοθετικών ρυθμίσεων που αφορούν ιατρικές διατάξεις. Στόχος αυτών των ρυθμίσεων πρέπει να είναι η μείωση του κόστους και η αύξηση της ποιότητας των παρεχόμενων ιατρικών υπηρεσιών. Είναι σημαντικό να υπάρχουν θεσμοθετημένα πρότυπα για να διασφαλιστεί η εύρυθμη λειτουργία των συστημάτων και να προχωρήσει η περαιτέρω ανάπτυξη τους με βάση κανόνες. Η υιοθέτηση στην πράξη πρότυπων, όπως το HL7 για ανταλλαγή ιατρικών δεδομένων μπορεί να συμβάλλει σε αυτήν την κατεύθυνση. Τα μελλοντικά νομοθετήματα πρέπει να συμβάλλουν στην προώθηση της ιατρικής επιστήμης και τη διασφάλιση των δικαιωμάτων των περιθαλπόμενων.

Ας δούμε όμως αναλυτικά δύο καινοτόμες πολλά υποσχόμενες τεχνολογίες με άμεση εφαρμογή στα συστήματα παρακολούθησης ασθενών

### 5.1.1 Οθόνες προσαρτημένες στο κεφάλι (*Head Mounted Displays HMDs*)



Σχήμα 5.1.1 Παράδειγμα οθόνης προσαρτημένης στο κεφάλι και εξομοίωση της εικόνας που θα βλέπει ο ιατρός φορώντας μια τέτοια συσκευή.

Οι οθόνες προσαρτημένες στο κεφάλι (HMDs) είναι συσκευές απεικόνισης που φοριούνται στο κεφάλι και προβάλλουν πληροφορίες στο οπτικό πεδίο των ιατρών. Στον χώρο του χειρουργείου μέσω των HMD οι ιατροί μπορούν να παρακολουθήσουν τις ζωτικές μετρήσεις των ασθενών και συγχρόνως το χειρουργικό πεδίο, χωρίς να στρέφουν την προσοχή τους στην οθόνη του συστήματος παρακολούθησης ασθενών. Οι HMD μπορούν να απεικονίσουν όλες τις πληροφορίες που εμφανίζονται στις κανονικές συσκευές παρακολούθησης ασθενών. Για παράδειγμα τον καρδιακό ρυθμό, την κυματομορφή του ΗΚΓ, συγκεντρώσεις εισπνεόμενων αερίων και μηνύματα ειδοποίησης όπως φαίνεται στο σχήμα 5.1.1.

Οι έρευνες έχουν δείξει ότι τα οφέλη χρήσης τέτοιων συσκευών είναι πολλαπλά. Κατά τη διάρκεια εγχειρήσεων όπου η επόπτευση μιας κανονικής οθόνης παρακολούθησης είναι δύσκολη, οι ιατροί με τη χρήση HMD μπορούν να αντιληφθούν ταχύτερα καταστάσεις ανάγκης των ασθενών. Υπάρχουν όμως περιπτώσεις όπου η προσοχή των ιατρών διαταράσσεται με τη χρήση HMD, εάν ο τρόπος που παρουσιάζεται η πληροφορία είναι λανθασμένος.

Η ελάττωση της οπτικής ανίχνευσης που υπεισέρχεται από τη χρήση HMD έχει μελετηθεί με την αύξηση και μείωση του χρόνου που δαπανούν οι ιατροί κοιτάζοντας τον ασθενή και την οθόνη αντίστοιχα. Στις έρευνες ενώ υπήρχαν αναφορές για παρεμβολές στο οπτικό πεδίο λόγω χρήσης HMD όλοι οι συμμετέχοντες κατόρθωσαν να εκπληρώσουν τις

εργασίες τους με ευκολία. Αυτές οι αναφορές μπορεί να οφείλονται στην εξοικείωση με τις HMD σε κάθε περίπτωση τα προβλήματα μπορούν να λυθούν εάν οι πληροφορίες απεικονίζονταν στην περιφερειακή όραση και όχι κεντρικά (στο βόθριο) όπως έγινε στις μελέτες. Ένα άλλο πρόβλημα που μπορεί να παρουσιαστεί είναι αυτό της εστίασης του ματιού. Με κατάλληλη εκπαίδευση, σωστές τεχνικές εστίασης και κατανόηση του τρόπου που αντιδρά το μάτι με το βάθος πεδίου της HMD η επίδραση τέτοιων προβλημάτων μπορεί να ελαττωθεί στο ελάχιστο.

Ένα θέμα που πρέπει να απαντηθεί είναι το σημείο απεικόνισης των ζωτικών πληροφοριών. Υπάρχουν πολλές επιλογές του σημείου στο χώρο που μπορούν να εμφανιστούν αυτές οι πληροφορίες. Η πιο απλή επιλογή είναι η εμφάνιση των πληροφοριών σε καθορισμένο σημείο των HMDs, ώστε τα δεδομένα να εμφανίζονται στην ίδια τοποθεσία ανεξάρτητα το σημείο που κοιτάει ο χρήστης. Υπάρχει όμως η δυνατότητα οι πληροφορίες να εμφανίζονται στην περιφερειακή όραση του χρήστη, σαν αντικείμενα σε ένα πραγματικό περιβάλλον ή ως σύμμορφες εικόνες όπου τα απεικονιζόμενα μεγέθη επικαλύπτουν σημεία του πραγματικού κόσμου. Επιπλέον έρευνα επίσης απαιτείται για να διευκρινιστεί εάν οι επιδόσεις βελτιώνονται με διαφορετικούς τρόπους απεικόνισης των πληροφοριών ή όταν η HMD συνοδεύεται με μηχανισμούς δόνησης και ακουστικών ερεθισμάτων.

Όσον αφορά το σχεδιασμό αυτών των συσκευών πρέπει να είναι μικρές και ελαφριές. Η οθόνες τους μπορούν να υλοποιηθούν άμεσα με την τεχνολογία OLED. Η τεχνολογία OLED επιτρέπει πολύ λεπτές οθόνες (πολύ λεπτού στρώματος), χαμηλής κατανάλωσης, και κυρίως με τη δυνατότητα να είναι διαφανής. Με την ανάπτυξη της τεχνολογίας στο μέλλον μπορεί να δούμε και οθόνες που να περιέχονται ακόμα και σε φακούς επαφής. Η σύνδεση τους θα είναι ασύρματη κυρίως γιατί τα καλώδια περιορίζουν τις δυνατότητες κίνησης στο χώρο των ιατρών. Ένα άλλο σημαντικό θέμα που αφορά το σχεδιασμό τους είναι η αυτονομία τους. Πρέπει να είναι χαμηλής συνολικά κατανάλωσης ώστε οι μπαταρίες τους να μην είναι ογκώδεις και να διαρκούν περισσότερο.

Τα συστήματα παρακολούθησης ασθενών με HMDs είναι μια πολύ ενδιαφέρουσα πρόταση που μπορεί να βοηθήσει στην αμεσότερη αξιοποίηση των ζωτικών πληροφοριών σε κρίσιμες ιατρικές διεργασίες. Πρέπει όμως πριν οι HMDs δοκιμαστούν σε κλινικά περιβάλλοντα να διευθετηθούν αρκετά θέματα υλοποίησης και σχεδιασμού.

### **5.1.2 Ασύρματα δίκτυα σώματος και έξυπνα ρούχα**

Οι πρόσφατες ανακαλύψεις σε αισθητήρες, ολοκληρωμένα κυκλώματα, και ασύρματα δίκτυα διευκολύνουν τη χρήση ασύρματων δικτύων αισθητήρων σε πολλές ιατρικές εφαρμογές. Η συμβολή τους είναι καθοριστική ιδιαίτερα στην παρακολούθηση

ασθενών. Οι σύγχρονες τεχνολογικές και οικονομικές τάσεις θα επιτρέψουν τη δημιουργία νέων γενεών ασύρματων δικτύων αισθητήρων με μικρότερους και ελαφρύτερους κόμβους αισθητήρων, περισσότερη επεξεργαστική ισχύ και περισσότερες δυνατότητες αποθήκευσης. Επιπρόσθετα η γρήγορη εξάπλωση τους θα ελαττώσει το κόστος κατασκευής.

Τα ασύρματα δίκτυα σώματος (Wireless Body Area Networks WBANs) αποτελούνται από πολλούς κόμβους που μπορούν να μετρήσουν και να καταγράψουν την κατάσταση της φυσιολογίας των ασθενών. Μπορούν ακόμη να περιλαμβάνουν ενεργές συσκευές ελέγχου της κατάστασης της φυσιολογίας των ασθενών όπως η χορήγηση φαρμάκων. Αυτοί οι αισθητήρες τοποθετούνται σε στρατηγικά σημεία στο ανθρώπινο σώμα. Η ακριβής θέση και προσαρμογή των αισθητήρων στο ανθρώπινο σώμα εξαρτάται από τον τύπο, το μέγεθος και το βάρος τους. Κάθε κόμβος του WBAN είναι ικανός να μετρήσει, κάνει δειγματοληψία, επεξεργαστεί και μεταδώσει ασύρματα ένα ή περισσότερα σήματα της φυσιολογίας. Ο ακριβής αριθμός και ο τύπος των σημάτων αυτών εξαρτάται από τη χρήση και μπορεί να περιλαμβάνει όλα τα μετρούμενα μεγέθη που αναλύθηκαν σε προηγούμενο κεφάλαιο. Επιπρόσθετα ένα WBAN μπορεί να περιλαμβάνει πληροφορίες όπως η τοποθεσία του ασθενή, να γίνεται διάκριση της κατάστασης θέσης του ασθενή (πχ αν είναι ξαπλωμένος, κάθεται, περπατάει, τρέχει) ή να γίνεται εκτίμηση του τύπου και του επιπέδου ενέργειας της φυσικής δραστηριότητας του ασθενή. Ακόμη πολλές φορές οι συνθήκες του περιβάλλοντος επηρεάζουν τη φυσιολογική κατάσταση των ασθενών ή την ακρίβεια των αισθητήρων. Τα WBANs μπορούν να επωφεληθούν με την ενσωμάτωση ενός τρίτου είδους αισθητήρων που να παρακολουθούν συνθήκες του περιβάλλοντος όπως η υγρασία, το φως, η θερμοκρασία, η ατμοσφαιρική πίεση και ο θόρυβος.

Ένας τυπικός αισθητήρας κόμβου WBAN εκτελεί τέσσερις βασικές λειτουργίες. Μέτρηση και δειγματοληψία του σχετιζόμενου σήματος της φυσιολογίας του οργανισμού ή του περιβάλλοντος, ψηφιακή επεξεργασία των σημάτων εισόδου, προσωρινή αποθήκευση δεδομένων και ασύρματη αποστολή τους. Πρέπει να περιλαμβάνει δηλαδή εξαρτήματα όπως αισθητήρες, κυκλώματα προσαρμογής σήματος, μετατροπείς αναλογικό σε ψηφιακό, μονάδες επεξεργασίας, μνήμη, συσκευές επικοινωνίας εισόδου/εξόδου και τροφοδοσία. Η οργάνωση των τεχνικών εξαρτημάτων του κάθε κόμβου επηρεάζεται από τις κεντρικές σχεδιαστικές απαιτήσεις του WBAN. Τέτοιες απαιτήσεις μπορεί να είναι η ευχρηστία, η ευκολία τοποθέτησης, η αντοχή, η αξιοπιστία/ασφάλεια της επικοινωνίας και η διαλειτουργικότητα.

Όλες οι τεχνολογικές τάσεις και η δυνατότητα μέτρησης μεγάλου εύρους σημαντικών σημάτων της φυσιολογίας δείχνουν ότι τα WBANs θα διαδραματίσουν μεγάλο ρόλο στην συνεχή, διακριτική και προσιτή παρακολούθηση ασθενών.

Μια ενδιαφέρουσα εφαρμογή αυτής της τεχνολογίας είναι τα έξυπνα ρούχα. Τα έξυπνα ρούχα μπορεί να μην είναι ευρέως διαδεδομένα σήμερα, αλλά μόλις επιλυθούν προβλήματα παραγωγής, χρηστικότητας και κόστους, αναμένεται μεγαλύτερη αποδοχή. Με τη χρήση τους δεν είναι υποχρεωτική η φυσική παρουσία των χρηστών σε ιατρικά κέντρα, οπότε η ιατρική παρακολούθηση μπορεί να γίνεται από απόσταση. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν για παρακολούθηση ασθενών, αθλητών, εργατών υψηλού κινδύνου όμως εφαρμογές και στην καθημερινή ζωή μπορούν να ακολουθήσουν στην συνέχεια. Στα πλεονεκτήματα τους εντοπίζουμε ότι είναι βολικά, προσωπικά και κοντά στην πηγή των περισσότερων βιοϊατρικών σημάτων. Επιπλέον, μπορούν να φορεθούν χωρίς να αποκαλύπτουν τις πιθανές ιατρικές παθήσεις των χρηστών τους.

Στην πιο απλή μορφή τους προσφέρουν διασύνδεση ανάμεσα σε αισθητήρες, ηλεκτρόδια και εξωτερικά ηλεκτρονικά. Βέβαια για να γίνουν τα έξυπνα ρούχα πραγματικά κατάλληλα να φορεθούν πρέπει τα ηλεκτρονικά να ενσωματωθούν στα ρούχα. Ιδανικά, ένα ολοκληρωμένο σύστημα έξυπνων ρούχων πρέπει να επικοινωνεί ασύρματα με ηλεκτρονικές συσκευές που οι χρήστες χρησιμοποιούν καθημερινά. Για παράδειγμα, ένα σύγχρονο κινητό τηλέφωνο μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να εμφανίσει την κατάσταση του συστήματος των έξυπνου ρούχου, να στείλει προειδοποιήσεις ή να διαβιβάσει πληροφορίες σε κατάλληλα ιατρικά συστήματα.

Υπάρχουν κάποια σημαντικά προβλήματα που πρέπει να επιλυθούν πριν την ευρεία διάδοση τους. Κάποια χαρακτηριστικά που προσδιορίζουν την ευκολία να φορεθούν (όπως η δυνατότητα να πλυθούν, να είναι διακριτικά, να μπορούν να τεντωθούν) έρχονται σε αντιπαράθεση με τις απαιτήσεις για αυξημένη λειτουργικότητα (περισσότεροι ενσωματωμένοι αισθητήρες στο ρούχο, κλπ). Οι αισθητήρες, τα ηλεκτρόδια και τα αγώγιμα νήματα κατασκευάζονται με διαφορετικές τεχνολογίες. Μπορεί να δημιουργηθούν προβλήματα ηλεκτρικής διασύνδεσης τους και να γίνουν συμβιβασμοί στην ευκαμψία των νημάτων προκειμένου να διατηρηθούν οι απαραίτητες μηχανικές ιδιότητες. Η ακεραιότητα των σημάτων είναι σημαντική σε κάθε ιατρικό σύστημα και αποκτά ακόμη μεγαλύτερη σημασία στα συστήματα που μπορούν να φορεθούν. Τα έξυπνα ρούχα, από τη φύση τους, είναι επιρρεπή σε διάφορους τύπους ηλεκτρονικών παρεμβολών αλλά και παράσιτων λόγω της κίνησης. Τέτοια παράσιτα μπορούν να ελαττωθούν με προσεκτικό σχεδιασμό των αισθητήρων και των διασυνδέσεων, πλεόνασμα αισθητήρων, προσαρμογή και επεξεργασία σήματος. Δυστυχώς οι απαιτήσεις για ακεραιότητα των σημάτων συχνά έρχονται σε αντίθεση με τα επιτρεπόμενα επίπεδα άνεσης των έξυπνων ρούχων.

Υπάρχουν διαθέσιμα εμπορικά προϊόντα όμως πανεπιστήμια και ιατρικά κέντρα επικεντρώνονται μέσω εκτενών ερευνών στην επίλυση των προβλημάτων και στην περαιτέρω ανάπτυξη τους.

## **5.2 Σύνοψη και συμπεράσματα**

Στην εργασία αυτή πραγματοποιήθηκε μια εισαγωγή στον κόσμο των συστημάτων παρακολούθησης ασθενών. Η επόπτευση έγινε από διάφορα σημεία αναφοράς ώστε να αποδοθεί μια πληρέστερη εικόνα τους και να κατανοηθούν καλύτερα. Η κατανόηση των μετρούμενων μεγεθών καθώς και οι μεθοδολογίες των μετρήσεων δημιούργησαν το υπόβαθρο της μελέτης αυτής. Η μελέτη των επιμέρους εξαρτημάτων ανέδειξαν την τεχνολογική πλευρά και υλοποίηση των συστημάτων. Το στίγμα της αγοράς προσδιόρισε πρακτικά ζητήματα και παράγοντες που επηρεάζουν την εμπορική εκμετάλλευση και χρήση τους.

Μέσα από αυτήν τη διαδικασία έγινε άμεσα αντιληπτή η μεγάλη τους συμβολή στην ανάπτυξη της ιατρικής επιστήμης. Στο μέλλον, όπως είδαμε, αναμένεται ακόμα μεγαλύτερη αξιοποίηση τους ενώ δεν αποκλείεται κάποτε να ενταχθούν και στην καθημερινότητα μας,





## 6

## Βιβλιογραφία

- [EBB05] John D. Enderle, Susan M. Blanchard, Joseph D. Blanchard “Introduction to Biomedical Engineering Second edition” Elsevier Academic Press, 2005
- [SC06] Edward H. Shortliffe, James J. Cimono “Biomedical Informatics : Computer Applications in Health Care and Biomedicine” Springer, 2006
- [Chr09] Barbara L. Christie “Intoduction to Biomedical Instrumentation: The Technology of Patient Care” Cambridge University Press, 2009
- [Web10] John G. Webster “Medical Instrumentation Application and Design” Wiley, 2010
- [Leck10] Tom Lecklider “Temperature Measurement Improves Patient Care” 2010
- [Kod10] Brahavi Shankar Kodali MD “Physiologia of Capnography” Harvard Medical School, edition 4
- [AB00] Cynthia T. Anderson, Peter Breen “Carbon dioxide kinetics and capnography during critiac care” Critical care, 2000
- [Pap99] Γιώργος Χ Παπαδόπουλος “ Ο εγκέφαλος που (δεν) ξέρουμε” Ελευθεροτυπία Μαρτιος 1999
- [MZ04] James Moore, George Zoridakis “Biomedical Technology and Devices” CRC Press LLC, 2004
- [Sem04] John L. Semmlow “Biosignal and Biomedical Image Processing” Marcel Dekker Inc, 2004
- [Kut09] Myer Kutz “Biomedical Engineering and Design Handbook” McGraw Hill companies, 2009
- [KT03] Γ.Καραγιάννης, Κ.Τζιτζιράχου “Εισαγωγή στα Σήματα & Συστήματα” Εκδόσεις Παπασωτηρίου, 2003  
<http://en.wikipedia.org/wiki/Lcd>, 2011  
<http://en.wikipedia.org/wiki/Touchscreen>, 2011
- [KR03] James F. Kurose, Keith W. Ross “Δικτύωση Υπολογιστών” Εκδόσεις Μ. Γκιούρδας, 2003

- [Dyr04] Joseph Dyro "The Clinical Engineering Handbook" Elsevier Academic Press, 2004
- [LJS09] David Liu, Simon A Jenkins, Penelope M Sanderson "Patient monitoring with head mounted displays" 2009
- [Fen08] David Dagan Feng "Biomedical Information Technology" Elsevier Academic Press, 2008

# 7

## Τεχνικές πληροφορίες

### 7.1 Τεχνικές πληροφορίες Draeger Infinity Delta XL

#### TECHNICAL DATA

---

#### SUPPORTED PARAMETERS

---

#### ECG

---

Displays up to 12 leads

Available leads	I, II, III, aVR, aVF, aVL, V, V+, V1 – V6 [V, aVR aVF, aVL only with 5- and 6-lead sets, V+ only with 6-lead set, V1 to V6 only with 12-lead pod (12-lead not intended for neonates)], TruST® 12-lead with reduced lead-set (6-wire): I, II, III, aVL, aVR, aVF, dV1, V2, dV3, dV4, V5 and dV6 (indicated for adults and pediatrics). <sup>1</sup>
-----------------	--

Measuring range	15 to 300 bpm
-----------------	---------------

(heart rate)

Accuracy	± 2 bpm or ± 1% (whichever is greater)
----------	--

Frequency ranges	Filter off: 0.05 to 40 Hz display; 0.05 to 125 Hz printer Monitoring filter: 0.5 to 40 Hz; ESU filter: 0.5 to 16 Hz
------------------	--

<sup>1</sup> Optimum performance of TruST leads is based on a minimum 0.3mV amplitude and QRS duration <180 milliseconds on patients with a body surface area (BSA) of 1.5 – 2.5 m<sup>2</sup>. TruST 12-lead reduced lead-set ECG algorithm provides 12-lead monitoring using a standard 6-wire lead-set and standard lead placement for limb leads, V2 and V5. ARIES software option enhances TruST 12-lead monitoring with the addition of 12-lead ST Analysis.

## CONTINUING TECHNICAL DATA

### QRS Detection Range

Amplitude	0.5 to 5 mV
Duration	Adult and pediatric: 70 to 120 msec Neonatal: 40 to 120 msec
Alarms	User-selectable upper and lower limits
Pacer detection (adult/pediatric)	Leads: I, II or III Amplitude: $\pm 2$ to $\pm 700$ mV Width (d.): 0.2 to 2.0 msec
Accessories	3-, 5- or 6-lead electrode set or 12-lead pod

### ST (not intended for neonates)

Available leads	With 3-lead ST option: Choice of any 3 available leads With ARIES option: Up to 12 leads
ST complex length	892 msec (-300 to +600 msec from fiducial point)
Sample rate	225 samples/sec
Frequency response	0.05 – 40 Hz

### Isoelectric measurement point

Measuring range	Start of ECG complex to fiducial point
Default	QRS onset – 28 msec

### ST measurement point

Adjustment range	Fiducial point to end of ECG complex
Point default	QRS offset +80 msec
Update interval	15 sec, 1 normal beat required
Resolution	$\pm 0.1$ mm
Trends	Graphical, tabular and graphical mini-trends
INOP Alarm	Yes
Upper and lower ST alarms	$\pm 15$ mm, $\pm 0.1$ mm increments
Duration of ST event to trigger alarm	None, 15, 30, 45, 60 seconds

### Arrhythmia Detection

Adult and Pediatric	Yes
Neonatal	No, only bradycardia is available as a low heart rate alarm in neonatal mode
ARR Mode	User Selectable; OFF, Basic or Advanced
Basic ARR (standard)	Asystole, ventricular fibrillation, ventricular tachycardia and artifact (ARR label displayed to register arrhythmia occurrence)
Advanced ARR (option)	Ventricular run, accelerated idioventricular rhythm, supra-ventricular tachycardia, couplet, bigeminy, tachycardia, bradycardia, pause and also supports PVC/min parameter output.

### Respiration

Sensing leads	I, II (user-selectable)
Measuring method	Impedance pneumography
Auxiliary current	$\leq 10\mu\text{A}$ for any active electrode
Detection threshold	0.15 $\Omega$ to 4.0 $\Omega$ in manual mode (user adjustment) 0.2 $\Omega$ to 1.5 $\Omega$ in auto mode (automatic adjustment)
Measuring range	0 to 155 breaths per min
Accuracy	$\pm 1$ breath/min or 2% of rate (whichever is greater)
Apnea detection	For neonatal and pediatric patients
Alarms	User-selectable upper and lower respiration rate

### Pulse Oximetry (SpO<sub>2</sub>)

SpO <sub>2</sub> Algorithm	Masimo® SET® (Signal Extration Technology) Masimo provides the industry "gold standard" for motion tolerant pulse oximetry. See additional product datasheet for more detailed specifications.
SpO <sub>2</sub> Algorithm	Nellcor™ OxiMax™ <sup>2</sup> See additional product datasheet for more detailed specifications.
SpO <sub>2</sub> Algorithm	Dräger's OxiSure® SpO <sub>2</sub> <sup>3</sup>

<b>Dräger's OxiSure® SpO<sub>2</sub></b>	
Connection	MultiMed pods (SpO <sub>2</sub> , port) <sup>4</sup>
Displayed parameters	Saturation (fraction of oxyhemoglobin to functional hemoglobin) and pulse (rate and waveform)
Measuring method	Transmission spectrophotometry
Measuring range	SpO <sub>2</sub> : 1 to 100% Pulse: 30 to 250 bpm
Accuracy	SpO <sub>2</sub> : 0 to 69% not specified SpO <sub>2</sub> : 70 to 100%: ± 2% (± 3% for neonates; Masimo® LNOP-Ear: ± 3.5%; Nellcor® DS100A: ± 3%) Pulse: ± 3 bpm or ± 3% (whichever is greater)
Alarms	User-selectable upper and lower limits for SpO <sub>2</sub> and pulse rate Life-threatening desaturation alarm in neonatal mode only
Accessories	Dräger Medical-approved Masimo or Nellcor sensors Dräger Medical reusable SpO <sub>2</sub> sensors (not intended for neonates).

### Temperature

Displayed parameters	Absolute and delta temperatures
Measuring range	Absolute: -5° C to 50° C Delta: 0° C to 55° C
Resolution	0.1° C
Accuracy	Absolute: ± 0.1° C Delta: ± 0.2° C
Alarms	User-selectable upper and lower limits for absolute and delta values
Accessories	Dräger Medical-approved core and skin probes

### Noninvasive Blood Pressure (NBP)

Displayed parameters	Systolic, Mean and Diastolic pressures
Measuring method	Oscillometric utilizing step deflation
Modes of operation	Manual (single measurement); Continuous (5 minutes) and Interval
Interval times	1, 2, 2.5, 3, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 45, 60, 120 and 240 minutes
Heart rate measuring range	30 to 240 bpm

### Pressure measuring range

Adult	Systolic: 30 to 250 mmHg Mean: 20 to 230 mmHg Diastolic: 10 to 210 mmHg
Pediatric	Systolic: 30 to 170 mmHg Mean: 20 to 150 mmHg Diastolic: 10 to 130 mmHg
Neonatal	Systolic: 30 to 130 mmHg Mean: 20 to 110 mmHg Diastolic: 10 to 100 mmHg

### Cuff pressure

Default inflation pressure	
Adult	160 mmHg ± 10 mmHg
Pediatric	120 mmHg ± 10 mmHg
Neonatal	110 mmHg ± 10 mmHg

### Inflation pressure after a valid measurement

Adult	(Last Systolic +25 mmHg) ± 10 mmHg
Pediatric	(Last Systolic +25 mmHg) ± 10 mmHg
Neonatal	(Last Systolic +30 mmHg) ± 5 mmHg
Maximum inflation pressure	
Adult	265 mmHg ± 5 mmHg
Pediatric	180 mmHg ± 10 mmHg
Neonatal	142 mmHg ± 10 mmHg

## CONTINUING TECHNICAL DATA

Minimum inflation pressure	
Adult	110 mmHg $\pm$ 10 mmHg
Pediatric	90 mmHg $\pm$ 10 mmHg
Neonatal	70 mmHg $\pm$ 10 mmHg
Connector	Quick-release connector with single airway

### Invasive Blood Pressure

Displays up to 8 pressures	
Measuring method	Resistive strain gauge transducer
Display resolution	1 mmHg
Measuring range	-50 to 400 mmHg (after zeroing)
Frequency ranges	DC to 8 Hz, DC to 16 Hz, or DC to 32 Hz (user-selectable)
Zero balance range	$\pm$ 200 mmHg
Transducer specifications	Dräger Medical-approved transducers with a resistance of 200 to 3000 $\Omega$ and an equivalent pressure sensitivity of 5 $\mu$ V/V/mmHg $\pm$ 10%
Accuracy	$\pm$ 1 mmHg or $\pm$ 3%, exclusive of transducer (whichever is greater)
IBP alarms	User-selectable upper and lower limits for systolic, mean and diastolic pressures
Accessories	Dräger Medical-approved pressure transducers

### Cardiac Output

Parameter display	Cardiac output, Blood Temperature, Injectate Temperature
Measuring method	Thermodilution
Connection	Hemo2, Hemo4 or HemoMed pods

### Measuring range

Cardiac output	0.5 to 20 L/min
Blood temperature	25° C to 43° C (77° F to 109° F)
Injectate temperature	-5° C to +30° C (23° F to 86° F)

### Accuracy

Cardiac output	$\pm$ 5% (with 0° C injectate)
Injectate temperature	$\pm$ 0.25° C
Degree of protection against electric shock	Type CF
Defibrillation protection	Defibrillation-Proof Applied Part per IEC 60601-1

## DISPLAY SPECIFICATIONS

Type	Thin Film Transistor-Liquid Crystal Display Active Matrix (TFT-LCD)
Size (Delta)	264 mm (10.4 in.) diagonal
Channels	5 standard, 6, 8 optional
Viewing area	211 x 158 mm (8.3 x 6.2 in.)
Resolution	640 x 480 pixels
Size (Delta XL)	310 mm (12.2 in.) diagonal
Channels	6 standard, 8 optional
Viewing area	246 x 184.5 mm (9.7 x 7.3 in.)
Resolution	800 x 600 pixels
Rotary knob	Easy-to-use menu structure and fixed keys

### Alarms

Priorities	3; High (Life Threatening), Medium (Serious), Low (Advisory)
Audio Alarm Tones	User Selectable: Infinity, IEC 1 <sup>2</sup> or IEC 2 <sup>2</sup>

---

**Connections**

---

MultiMed® cables, Masimo SET® SmartPod®, Nellcor OxiMax SmartPod<sup>2</sup>, HemoMed™ Pod, Pod Communication ports (Delta: 1 standard, 2<sup>nd</sup> optional; Delta XL: 2 standard), NBP Input, etCO<sub>2</sub> module, Infinity Docking Station, analog output, QRS sync output, RS 232, remote keypad, and Scio® Four modules.

**Analog Output**

Signals	ECG, arterial blood pressure
Delay	≤25 msec

**Infinity Network**

Networking Method	DirectNet, wireless or via Infinity Docking Station
Wireless Encryption	None, WEP, WPA2 <sup>2</sup>

Some connections are only accessible via the IDS connection, see individual product datasheets for detailed information.

**Physical Specifications**

Cooling	Convection
Size (Delta) H x W x D	253 x 365 x 190 mm (10.0 x 14.4 x 7.5 in.)
Weight (Delta)	5.8 kg (12.7 lbs.)
with external battery	6.4 kg (14.0 lbs.)
Size (Delta XL) H x W x D	272 x 384 x 190 mm (10.7 x 15.1 x 7.5 in.)
Weight (Delta XL)	6.2 kg (13.6 lbs.)
with external battery	6.8 kg (14.9 lbs.)

**Information Management Capabilities**

Data storage	24 hours of trended parameter information
Data resolution	30-second sampling
Trend tables	1-, 5-, 15-, 30- or 60-minute display formats
Trend graphs	1-, 2-, 4-, 8-, 12- or 24-hour display formats

**Electrical Specifications**

Input voltage	11 to 15 V DC
Power consumption	≤70 Watts (fully loaded)
Patient leakage current	≤10 µA
Protection class	Internally powered (per IEC 60601-1) and for use with specified Class 1 power supplies.
Power requirements	100 to 240 V AC, 3 A
Frequency	50 to 60 Hz
Chassis leakage current	<300 µA @ 120 V AC <500 µA @ 220 V AC

**BATTERY SPECIFICATIONS**

Internal battery	Battery type: lithium-ion Battery capacity: 180 minutes
Charging time	6.5 hours at 25° C
External auxiliary battery	Battery type: sealed lead-acid Battery capacity: 50 minutes Charging time: 3.5 hours at 25° C
Size (external auxiliary battery)	62 x 182 x 24 mm
H X W X D	(2.4 x 7.2 x .9 in.)
Weight	0.635 kg (1.4 lbs.)

Battery capacity varies with parameter configuration. The battery capacity specified above is under the following load conditions: MultiMed with SpO<sub>2</sub> sensors, 2 temperature probes, HemoMed pod with 4 IBP transducers and a catheter, NBP taking measurements every 15 minutes, LCD Transport Brightness at 50%, and no continuous tone being generated.

Battery capacity may diminish after extended use.

## CONTINUING TECHNICAL DATA

### Environmental Requirements

#### Temperature range

Operating	10° C to 40° C (50° F to 104° F)
Storage	-20° C to 40° C (-4° F to 104° F)

#### Relative humidity

Operating	20% to 90%, non-condensing
Storage	10% to 95% (with packaging)

#### Atmospheric pressure

Operating	525 to 795 mmHg (70 to 106 kPa)
Storage	375 to 795 mmHg (50 to 106 kPa)

### Standards

IEC 60601-1(2<sup>nd</sup> edition) and applicable particular and collateral standards,  
IEC 60601-1-2:2007, Electromagnetic compatibility CISPR 11, Class B  
The Delta and Delta XL monitors comply with Medical Devices Directive  
(MDD) 93/42 EEC and bear the CE mark.

## ORDERING INFORMATION

Delta Monitor	MS18597
---------------	---------

Delta XL Monitor	MS18596
------------------	---------

Note: Infinity Docking Station/monitor power supply, MultiMed, and all patient connection and intermediate cables must be ordered separately.

### Power Cables

Europe, CEE 7, 2.5 m	4321712
North America, 5-15R, 2.25 m	4321720
Switzerland, SEV 1 01 1, 2.25 m	4321613
Great Britain, BS 1363, 3 m	1851713
Australia, New Zealand, AS3112, 3 m	1851705
China, AS 3112, 3 m	1859714
Denmark, 3 m	1851721

### Docking Stations

Infinity Docking Station (IDS) Provides mechanical mounting as well as interfaces for monitor's electrical, network, video, recorder, and RS 232 data export and serial communications.	5206110
Mounting Docking Station For use in standalone configurations	4715319
Infinity Docking Station with integrated MIB	7489375
Infinity Docking Station/Monitor Power Supply Note: Powers monitor directly or via Infinity Docking Station	MS18284
Docking Station Interface and Power	5732388
Monitor Handle Hook Mount	MS15202

### MultiMed Pods and Cables

Multi-parameter cables to monitor  
ECG (3, 5 or 6 lead-wires), impedance respiration, SpO<sub>2</sub>\* and one temperature  
(two temperatures with Y-cable)

MultiMed Plus, 2.5 m	MS20093
MultiMed Plus OR, 2.5 m	MS20094
Includes integrated ESU filter for operating room environments.	
MultiMed 5, 2.5 m	3368391
MultiMed 6, 2.5 m	5191221



## CONTINUING ORDERING INFORMATION

NeoMed, 2.5 m	5590539
ECG (3 lead-wires), impedance respiration, two temperatures, SpO <sub>2</sub> * and FIO <sub>2</sub> .	
MultiMed or NeoMed Pole/Rail Mount	MP00721
MultiMed 12 Pod <sup>5</sup>	5589663

For diagnostic 12-lead ECG and SpO<sub>2</sub>\*<sup>4</sup>

\*SpO<sub>2</sub> measurements are not available from the MultiMed pods and cables if you are using an alternate source of SpO<sub>2</sub>.

### SpO<sub>2</sub> Pods

Masimo SET SpO <sub>2</sub> SmartPod <sup>5</sup>	MS16901
Nellcor OxiMax SpO <sub>2</sub> SmartPod <sup>2, 5</sup>	MS23997

### Software Options

Available with Delta only	
6 waveform channel option	5597914
2nd Pod Comm port option	5597203

### Delta and Delta XL

6 - 8 waveform channel option	5597922
Physiological Calculations option <sup>5</sup>	5201996
Arrhythmia II option (ACE)	4322967
Wireless option**	7498087
3-lead ST Analysis Option (not required with 12-lead option)	5201988
ARIES 12-lead ST analysis option	5597328
ARIES/Physiological Calcs/Arrhythmia package	5443910

OR mode option (stored in the monitor)	MS17653
OR mode IDS option (stored in the IDS)	MS17034

\*\*Wireless LAN PC card (MS25009<sup>2</sup>), and access point installation is required for wireless monitoring.

### Optional Modules and Hardware Accessories

Invasive Blood Pressure Adapters	
2 IBP Y-adapter, 10-pin	5731281
2 IBP Y-adapter, 7-pin	5592147

### Hemodynamic Pods

HemoMed Pod <sup>5</sup>	5588822
Provides management of up to 4 invasive blood pressures and cardiac output.	
Hemo2 <sup>®</sup> Pod <sup>5</sup>	4319435
Provides management of up to 2 invasive blood pressures, cardiac output and 1 additional temperature.	
Hemo4 <sup>®</sup> Pod <sup>5</sup>	4315961
Provides management of up to 4 invasive blood pressures, cardiac output and 1 additional temperature.	

### PiCCO<sup>®</sup> SmartPod Kit

PiCCO SmartPod Kit <sup>5</sup>	MS16734
---------------------------------	---------

PiCCO technology uses quantitative parameters that are determined both intermittently through PULSION's transpulmonary thermodilution technique and continuously through arterial pulse contour analysis.

Provides management of up to 4 invasive blood pressures.

PULSIONCATH arterial thermodilution catheters can be procured from Pulsion directly.

### etCO<sub>2</sub>, Transcutaneous O<sub>2</sub>/CO<sub>2</sub> Gas Monitoring

etCO <sub>2</sub> module (Mainstream/Sidestream) <sup>5</sup>	4319310
etCO <sub>2</sub> pod (Mainstream/Sidestream) <sup>5</sup>	5740738
etCO <sub>2</sub> Microstream <sup>®</sup> pod <sup>5</sup>	7870947
etCO <sub>2</sub> + Respiratory Mechanics pod <sup>5</sup>	5740704

## CONTINUING ORDERING INFORMATION

tcpO <sub>2</sub> /CO <sub>2</sub> pod <sup>5</sup>	5592535
Scio Four Modules <sup>5</sup>	6871810
Scio Four Oxi plus, Scio Four plus, Scio Four Oxi and Scio Four modules	

### Neurological Monitoring

EEG Pod <sup>5</sup>	5736744
Trident <sup>6</sup> (NMT) SmartPod <sup>5</sup>	MS15007
BISx™ SmartPod <sup>5</sup>	MS14796

### Printing/Recording Options

R50 recorder <sup>5</sup>	5952630
R50N network recorder <sup>5</sup>	5740068
Infinity Network laser printer (115 V)	6556513
Infinity Network laser printer (220 V)	6556539

### Other Accessories

Remote keypad	5203042
External battery (sealed lead acid)	5592097
External battery charging station (charges four batteries simultaneously)	5597377

<sup>1</sup> Requires VFB software.

<sup>2</sup> Certain markets do not offer this algorithm.

<sup>4</sup> Only available with Dräger's OxiSure algorithm.

<sup>5</sup> Refer to individual module or pod datasheet for additional information.

BISx is a trademark of Aspect Medical Systems, Inc., and is registered in the USA, EU and other countries. The Infinity BISx pod is manufactured by Aspect Medical Systems. Masimo and SET are registered trademarks of Masimo Corporation. MicroStream is a registered trademark of Oridion. Nellcor and OxiMax are trademarks of Covidien; Covidien with logo and TM marked brands are trademarks of Covidien AG or its affiliate.

PICCO, Pulsion, and PULSIOCATH are registered trademarks of PULSION Medical Systems AG

## 7.2 Τεχνικές πληροφορίες GE Dash 5000

Product specifications	
<b>Display</b>	
Size	Dash 3000 – 8.4 in., Dash 4000 – 10.4 in., Dash 5000 – 12.1 in.
Type	Active-matrix color LCD
Resolution	Dash 3000 and 4000: 640 by 480 dpi, Dash 5000: 800 by 600 dpi
Number of traces	7 (maximum)
Number of seconds/trace	4.9 at 25 mm/sec
Sweep speed	6.25, 12.5, 25 mm/sec (with erase bar)
<b>Controls</b>	
TrimKnob® control	
Five hard keys	Standard Silence Alarm, Print, NBP Go/Stop, Zero All and Power On/Off. Dash 5000 adds Trends, NBP Auto, Admit/Discharge, Standby and Main View
Remote control option	Available
<b>Alarms</b>	
Categories	Patient status and system status
Priority	4 levels – Crisis, Warning, Advisory and Message
Notification	Audible and visual
Setting	Default and individual
Silencing	1 minute, current alarm only
Pause	5 minutes in Adult ICU mode, 3 minutes in Neonatal ICU mode and 5 minute, 15 minute, or permanent pause in OR mode
Volume	Default 70 dB measured at 1 meter
<b>Invasive blood pressure</b>	
Number of channels	1 to 4 (optional)
Transducer sites	Arterial, femoral artery, pulmonary arterial, central venous, right atrial, left atrial, intracranial and special
Transducer requirements	Excitation voltage: 5 V dc $\pm$ 0.1%
Transducer output	5 $\mu$ V/mmHg
<b>Input specifications</b>	
Range	-25 mmHg to 300 mmHg
Offset	$\pm$ 150 mmHg
<b>Output specifications</b>	
Frequency response	dc to 50 Hz (-3 dB)
Zero balance range	$\pm$ 150 mmHg
Zero balance accuracy	$\pm$ 1 mmHg
Zero balance drift	$\pm$ 1 mmHg over 24 hours
Accuracy	$\pm$ 2% or $\pm$ 1 mmHg, whichever is greater (exclusive of transducer)
Alarms	User-selectable upper and lower limits for systolic, diastolic and mean pressures

ECG	
Standard leads available	I, II, III, V, aVR, aVL and aVF
3 leadwire	I, II, or III
5 leadwire	I, II, III, V, AVR, AVL, and AVF
10 leadwire	I, II, III, AVR, AVL, AVF, V1, V2, V3, V4, V5 and V6
Leads analyzed simultaneously	I, II, III and V (multi-lead mode)
Lead fail	Identifies failed lead
Alarms	User-selectable upper and lower heart rate limits
Input specifications	
Voltage range	$\pm 0.5$ mV to $\pm 5$ mV
Signal width	40 ms to 120 ms (Q to S)
Heart rate range	30 to 300 bpm
Input impedance	Common mode > 10 M $\Omega$ at 50/60 Hz Differential > 2.5 M $\Omega$ from dc to 60 Hz Common mode rejection 90 dB minimum at 50 or 60 Hz
Output specifications	
Impulse response	For an impulse of 3 mV applied for 100 ms Displacement following impulse < 0.1 mV Slope following impulse < 0.3 mV/s
Frequency response	Response of non-permanent displays is limited by resolution to 40 Hz (-3 dB) @25 mm/s. Specified upper frequency limits may vary by $\pm 2$ Hz.
Diagnostic mode	0.67 Hz (+0.4 dB) to 100 Hz (-3 dB)
For compliance with China National Standard	1.0 Hz (+0.4dB) to 75 Hz (-3 dB)
Monitoring mode	0.67 (+0.4 dB) to 40 Hz (-3 dB)
Moderate mode	0.67 (+0.4 dB) to 25 Hz (-3 dB)
Maximum mode	5.0 Hz (-0.3 dB) to 25 Hz (-3 dB)
Noise	< 30 $\mu$ V (referred to input)
Pacemaker detection / rejection	
Input voltage range	$\pm 2$ mV to $\pm 700$ mV
Input pulse width	0.1 ms to 2 ms
Rise time	10 $\mu$ s to 100 $\mu$ s
Over/under shoot	2 mV (max)
Baseline drift	< 0.5 mV per hour with a $\pm 700$ mV, 2 ms
Pacemaker pulse	Applied
Respiration	
Measurement technique	Impedance variation detection
Range	0-200 breaths per minute for variations of 1.0 – 10.0 $\Omega$
Respiration rate	0-200 breaths per minute
Base impedance	100-1000 $\Omega$ at 52.6 kHz
Detection sensitivity	0.4 to 10 $\Omega$ variation
Waveform display bandwidth	0.1 to 1.8 Hz (-3 dB)
Alarms	User-selectable upper and lower respiration rate limits, and user-selectable apnea limit

Temperature	
Number of channels	2
Input specifications	
Probe type	YSI Series 400 or 700 (determined by input cable)
Temperature range	0°C to 45°C (32°F to 113°F)
Resolution	± 0.1°C
Output specifications	
Parameters displayed	T1, T2
Accuracy	(independent of source) ± 0.1°C for YSI series 400; ± 0.3°C for YSI series 700 probes
Alarms	User-selectable upper and lower limits for T1, T2

Cardiac output	
Input specifications	
Probe type	In-line or bath probe
Catheter size	5F, 6F, 7F, 7.5F and 8F
Injectate volume	3, 5 or 10 cc
Output specifications	
Parameters displayed	Cardiac output, blood temperature, injectate temperature and trial number
Range	
Cardiac output	0.2- 15 (liters per minute)
Blood temperature	30-42°C
Injectate temperature	0-30°C
Accuracy	
Cardiac output	± 5%
Blood temperature	± 0.2°C
Injectate temperature	± 0.3°C
Frequency response	dc to 15 Hz ± 2 Hz

Pulse oximetry	
Parameters monitored	Arterial oxygen saturation (SpO <sub>2</sub> ) and peripheral pulse rate (PPR)
SpO <sub>2</sub> range	Nellcor 1-100%; Masimo 30-100%; GE Ohmeda 30-100%
PPR range	Nellcor 20-300 BPM; Masimo 25-240 BPM; GE Ohmeda 30-250
Accuracy	Actual accuracy depends on probe. Please reference manufacturer's specifications.
Nellcor	SpO <sub>2</sub> ± 2 digits (70-100% SpO <sub>2</sub> )
Masimo	SpO <sub>2</sub> ± 2% Adults/Pediatric (70-100% SpO <sub>2</sub> )
GE Ohmeda	SpO <sub>2</sub> ± 2% (70-100% SpO <sub>2</sub> ), SpO <sub>2</sub> ± 3% Neonates, ≤ 69% unspecified
PPR	± 3 beats per minute
Alarms	User-selectable upper and lower limits for SpO <sub>2</sub> and PPR

<b>DINAMAP non-invasive blood pressure</b>	
Technology	DINAMAP® classic and SuperSTAT™ (SuperSTAT only available with Masimo and Nellcor SpO <sub>2</sub> )
Measurement technique	Oscillometric
Displayed parameters	Systolic, diastolic and mean pressures, time of last measurement
Measurement modes	Adult ICU and OR modes; manual, auto and stat, neonatal mode; manual and auto
<b>Systolic</b>	
Adult	30-285 mmHg
Pediatric	30-235 mmHg
Neonate	30-140 mmHg
<b>Map</b>	
Adult	20-260 mmHg
Pediatric	20-220 mmHg
Neonate	20-125 mmHg
<b>Diastolic</b>	
Adult	10-220 mmHg
Pediatric	10-210 mmHg
Neonate	10-110 mmHg
<b>Pulse rate, as displayed in tabular trends or 3 wave form display</b>	
Adult	30-200 bpm
Pediatric	30-200 bpm
Neonate	30-200 bpm
<b>Other specifications</b>	
Overall system accuracy	Meets or exceeds SP 10-1992 AAMI standards
Automatic cycle times	0-4 hours
Tubing length	12 feet adult, 8 feet neonatal
Automatic cuff deflation	Cycle time exceeding 3 minutes (90 seconds neonatal), French mode – Cycle time exceeding 2 minutes (60 seconds neonatal), power off, or cuff pressure exceeds 294 mmHg ( $\pm$ 6 mmHg) adult, 250 ( $\pm$ 5 mmHg) pediatric, 147 ( $\pm$ 3 mmHg) neonatal
Cuff sizes	Thigh, large adult, adult, small adult, child, infant and neonatal, sizes #5 - #1 and assorted long sizes
Alarms	User-selectable upper and lower limits for systolic, diastolic and mean pressures

<b>CO<sub>2</sub></b>	
<b>Technology</b>	
Supports Novametrix CapnoStat (mainstream) and CapnoFlex LF (low-flow sidestream) CO <sub>2</sub> technologies	
Principle of operation	Non-dispersive infrared (NDIR) single beam optics, dual wavelength and no moving parts
Warm-up time	2 minutes warm-up time to meet accuracy specifications; waveform immediate upon power up, calculated end tidal after two breaths
Cable length (mainstream)	8 foot (2.4 m)
Sample line length (low-flow sidestream)	7 foot (2.1 m)
<b>Information displayed</b>	
Inspired and expired CO <sub>2</sub> concentrations in %, mmHg or kPa; respiratory rate, continuous CO <sub>2</sub> waveform	
<b>Measurement range (at 760 mmHg at an ambient temperature of 25°C)</b>	
0-100 mmHg, 0-13%, 0-12.5 kPa	
PiCO <sub>2</sub> /FiCO <sub>2</sub> 0-50 mmHg, 0-6.5%, 0-6.25 kPa	
Respiration rate range	Low-flow SS 0-150 breaths/min Mainstream 0-120 breaths/min
<b>Accuracy (at 760 mmHg at an ambient temperature of 25°C)</b>	
MS	±2 mmHg or 5%, whichever is greater
SS	0-40 mmHg ± 2 mmHg; 41-70 mmHg ± 5% of reading; 71-100 mmHg ± 8% of reading; all specifications ± 12% of actual from 80-150 BrPM
Display resolution	1 mmHg
Rise time	Less than 200 ms (low-flow sidestream); less than 60 ms (mainstream adult reusable or SPU); less than 50 ms (mainstream infant reusable or SPU)
Respiration rate accuracy	± 1 breath/min
<b>Compensations</b>	
Automatic barometric pressure	± 25 mmHg from 530-785 mmHg
Operator-selectable O <sub>2</sub> /N <sub>2</sub> O compensation	
<b>Calibration</b>	
Mainstream	No routine user calibration required. 15 second airway adapter zero performed when changing to a different style of airway adapter.
Low-flow sidestream	No routine user calibration required
<b>Airway adapters and sample lines – mainstream (airway adapters)</b>	
Types	Adult reusable (standard), adult disposable, infant
Deadspace	Adult reusable/disposable < 5 cc Infant disposable < 1 cc Taper meets ISO 5356-1
<b>Low-flow sidestream airway adapters</b>	
Types	Adult reusable (standard), adult disposable, infant
Deadspace	Adult reusable/disposable < 7.3 cc infant disposable < 1 cc
Adult, pediatric and infant	Nasal CO <sub>2</sub> and nasal CO <sub>2</sub> /O <sub>2</sub>
Adult and pediatric	Nasal/oral CO <sub>2</sub> and nasal/oral CO <sub>2</sub> /O <sub>2</sub>
<b>Alarms</b>	
CO <sub>2</sub>	High inspired CO <sub>2</sub> ; high/low expired CO <sub>2</sub>
Respiratory rate	Adjustable high and low

Paper recorder	
Method	Thermal dot array
Horizontal resolution	480 dots/in. @25 mm/sec.
Vertical resolution	200 dots/in.
Number of waveform channels	four
Paper width	50 mm (1.97 in.)
Paper length	30 m (100 ft.)
Paper speed	0.1, 0.5, 1, 5, 10, 12.5, 25 and 50 mm/sec. ( $\pm 2\%$ )

Analog output	
<b>ECG</b>	
Gain	1 V/mV $\pm 10\%$
DC offset	$\pm 100$ mV (max)
Noise	< 5 mV peak to peak 0-300 Hz
Frequency response	Refer to frequency response section under ECG
<b>Blood pressure</b>	
Gain	10 mV/mmHg $\pm 2\%$
DC offset	$\pm 20$ mV (max)
Noise	< 5 mV peak to peak 0-300 Hz
Frequency response	dc to 50 Hz-0/+2 Hz

Wireless LAN	
Operating frequency	2.4 to 2.5 GHz
Transmit power	100 mW
Data rate (802.11)	1Mbps and 2Mbps per channel; (802.11b) 1, 2, 5.5, 11 Mbps
Radio technology	Frequency-hopping spread spectrum
Communication protocol	IEEE 802.11 or IEEE 802.11b
UL 1950 Listed (ITE 9B97),	CE Mark RF Standard
US/CAN	FCC Part 15 Class B, RSS-210, Europe: ETSI EN 300 328, Japan: RCD STD-33R

Battery	
Battery type	Exchangeable Lithium-Ion
Maximum number of batteries	2
Voltage	11.1 V (nominal)
Capacity	$\geq 3.45$ Ah (varies with manufacturers)
Charge time	Less than 4 hours each
Run time	4 to 5 hours
Battery life	500 cycles to 50% capacity

Environmental specifications	
Power requirements	90-132 VAC 50/60 Hz 2.0A 190-264 VAC 50/60 Hz 1.0A
Power consumption	75 W (fully loaded)
Cooling	Convection
Heat dissipation	240 Btu/hr. (max)



Operating conditions	
Ambient temperature	0-40°C (32-104°F) (Nellcor 0-35°C (32-95°F))
While charging batteries	0-35°C (35-95°F)
CO <sub>2</sub> sensor	10-40°C (50-104°F)
Relative humidity	5-95% @40°C
Vibration	MIL-STD 810E, Method 514.4, Category 1
Altitude	-273 m to 2,943 m (-896 to 9,655 ft.)

Storage conditions	
Do not exceed	
Maximum	70°C (158°F) at 95% relative humidity
Minimum	-40°C (-40°F)
CO <sub>2</sub> sensor	-30 to 65°C (-22 to 149°F)
Batteries	-20 to 60°C (-4 to 140°F)

Physical specifications				
	Height	Depth	Width	Weight*
Dash 5000	28.7 cm (11.3 in.)	23.9 cm (9.4 in.)	30.7 cm (12.2 in.)	6.4 kg (14 lbs.)
Dash 4000	27.4 cm (10.8 in.)	24.3 cm (9.6 in.)	29.3 cm (11.5 in.)	5.5 kg (12.2 lbs.)
Dash 3000	26 cm (10.25 in.)	20 cm (8 in.)	28 cm (11.0 in.)	5.2 kg (11.2 lbs.)

\* Weight of product without batteries.

### 7.3 Τεχνικές πληροφορίες Philips Intellivue MP40

ECG/Arrhythmia/ST Performance Specifications		
Cardiotach	Range	Adult/pedi: 15 to 300 bpm Neo range: 15 to 350 bpm
	Accuracy	±1% of range
	Resolution	1 bpm
	Sensitivity	≥200 $\mu V_{peak}$
PVC Rate	Range	0 to 300 bpm
	Resolution	1 bpm
ST Numeric	Range	-20 to +20 mm
	Accuracy	±0.5 mm or 15%, whichever is greater
	Resolution	0.1 mm
QT Numeric	Range	200 to 800 ms
	Accuracy	±30 ms
	Resolution	8 ms
QTc Numeric	Range	200 to 800 ms
	Resolution	1 ms
$\Delta QTc$ Numeric	Range	-600 to +600 ms
	Resolution	1 ms
QT-HR Numeric	Range - adult	15 to 300 bpm
	Range - pediatric and neonatal	15 to 350 bpm
Sinus and SV Rhythm Ranges	Brady	Adult: 15 to 59 bpm Pedi: 15 to 79 bpm Neo: 15 to 89 bpm
	Normal	Adult: 60 to 100 bpm Pedi: 80 to 160 bpm Neo: 90 to 180 bpm
	Tachy	Adult: >100 bpm Pedi: >160 bpm Neo: >180 bpm
Bandwidth	Diagnostic Mode	Adult/neo/pedi: 0.05 to 150 Hz
	Extended Monitoring Mode	Neo/pedi: 0.5 to 150 Hz
	Monitoring Mode	Adult: 0.5 to 40 Hz Neo/pedi: 0.5 to 55 Hz
	Filter Mode	Adult/neo/pedi: 0.5 to 20 Hz

ECG/Arrhythmia/ST Performance Specifications		
Bandwidth when the ECG is transmitted from a telemetry device via short range radio	Diagnostic Mode	Adult/neo/pedi: 0.05 to 40 Hz
	Extended Monitoring Mode	Neo/pedi: 0.5 to 40 Hz
	Monitoring Mode	Adult: 0.5 to 40 Hz Neo/pedi: 0.5 to 40 Hz
	Filter Mode	Adult/neo/pedi: 0.5 to 20 Hz
Differential Input Impedance		>2 M $\Omega$ RA-LL leads (Resp) >5 M $\Omega$ at all other leads (at 10 Hz including patient cable)
Common Mode Rejection Ratio		Diagnostic mode: >86 dB (with a 51 k $\Omega$ /47 nF imbalance). Filter mode: >106 dB (with a 51 k $\Omega$ /47 nF imbalance).
Electrode Offset Potential Tolerance		$\pm$ 500 mV
Auxiliary Current (Leads off Detection)		Active electrode: <100 nA Reference electrode: <900 nA
Input Signal Range		$\pm$ 5 mV

ECG/Arrhythmia/ST/QT Alarm Specifications	Range	Adjustment
HR	15 to 300 bpm maximum delay: 10 seconds according to AAMI EC 13-1992 standard	Adult: 1 bpm steps (15 to 40 bpm) 5 bpm steps (40 to 300 bpm) Pedi/Neo: 1 bpm steps (15 to 50 bpm) 5 bpm steps (50 to 300 bpm)
Extreme Tachy	Difference to high limit 0 to 50 bpm	5 bpm steps
	Clamping at 150 to 300 bpm	5 bpm steps
Extreme Brady	Difference to low limit 0 to 50 bpm	5 bpm steps
	Clamping at 15 to 100 bpm	5 bpm steps
Run PVCs	2 PVCs	Not adjustable by user
PVCs Rate	1 to 99 PVCs/minute	1 PVC
Vent Tach HR	20 to 300 bpm	5 bpm
Vent Tach Run	3 to 99 PVCs/minute	1 PVC
Vent Rhythm Run	3 to 99 PVCs/minute	1 PVC
SVT HR	120 to 300 bpm	5 bpm
SVT Run	3 to 99 SV beats	1 SV beat
ST High	-19.8 to +20 mm	0.2 mm
ST Low	-20 to +19.8 mm	0.2 mm
QTc High	200 ms to 800 ms	10 ms steps
$\Delta$ QTc High	30 ms to 200 ms	10 ms steps

ECG/Arrhythmia/ST Supplemental Information as required by AAMI EC11/13	
Respiration Excitation Waveform	Sinusoidal signal, 260 $\mu$ A, 40.5 kHz
Noise Suppression	RL drive gain 44 dB max., max. voltage 1.8 Vrms

ECG/Arrhythmia/ST Supplemental Information as required by AAMI EC11/13		
Time to Alarm for Tachycardia	Vent Tachycardia 1 mV <sub>pp</sub> , 206 bpm	Gain 0.5, Range 6.5 to 8.4 seconds, Average 7.2 seconds
		Gain 1.0 Range 6.1 to 6.9 seconds, Average 6.5 seconds
		Gain 2.0, Range 5.9 to 6.7 seconds, Average 6.3 seconds
	Vent Tachycardia 2 mV <sub>pp</sub> , 195 bpm	Gain 0.5, Range 5.4 to 6.2 seconds, Average 5.8 seconds
		Gain 1.0, Range 5.7 to 6.5 seconds, Average 6.1 seconds
		Gain 2.0, Range 5.3 to 6.1 seconds, Average 5.7 seconds
Tall T-Wave Rejection Capability		Exceeds ANSI/AAMI EC 13 Sect. 3.1.2.1(c) minimum recommended 1.2 mV T-Wave amplitude
Heart Rate Averaging Method		Three different methods are used: Normally, heart rate is computed by averaging the 12 most recent RR intervals. For runs of PVCs, up to 8 RR intervals are averaged to compute the HR. If each of 3 consecutive RR intervals is greater than 1200 ms (that is, rate less than 50 bpm), then the 4 most recent RR intervals are averaged to compute the HR.
Response Time of Heart Rate Meter to Change in Heart Rate		HR change from 80 to 120 bpm: Range: [6.4 to 7.2 seconds] Average: 6.8 seconds  HR change from 80 to 40 bpm: Range: [5.6 to 6.4 sec] Average: 6.0 seconds
Heart Rate Meter Accuracy and Response to Irregular Rhythm		Ventricular bigeminy: 80 bpm Slow alternating ventricular bigeminy: 60 bpm Rapid alternating ventricular bigeminy: 120 bpm Bidirectional systoles: 90 bpm
Accuracy of Input Signal Reproduction		Methods A and D were used to establish overall system error and frequency response.
Pacemaker Pulse Rejection Performance		Rejection of pacemaker pulses with amplitudes from ±2 mV to ±700 mV and widths from 0.1 ms to 2.0 ms (Method A)

Respiration Performance Specifications		
Respiration Rate	Range	Adult/pedi: 0 to 120 rpm Neo: 0 to 170 rpm
	Accuracy	at 0 to 120 rpm ±1 rpm at 120 to 170 rpm ±2 rpm
	Resolution	1 rpm
Bandwidth		0.3 to 2.5 Hz (-6 dB)
Noise		Less than 25 mΩ (rms) referred to the input

Respiration Alarm Specifications	Range	Adjustment	Delay
High	Adult/pedi: 10 to 100 rpm Neo: 30 to 150 rpm	under 20 rpm: 1 rpm steps over 20 rpm: 5 rpm steps	max. 14 seconds
Low	Adult/pedi: 0 to 95 rpm Neo: 0 to 145 rpm	under 20 rpm: 1 rpm steps over 20 rpm: 5 rpm steps	for limits from 0 to 20 rpm: max. 4 seconds for limits above 20 rpm: max. 14 seconds
Apnea Alarm	10 to 40 seconds	5 second steps	

SpO <sub>2</sub> Performance Specifications		
SpO <sub>2</sub>	Range	0 to 100%
The specified accuracy is the root-mean-square (RMS) difference between the measured values and the reference values	Option #A01 Accuracy	<p><b>Philips Reusable Sensors:</b> M1191A, M1191AL, M1191ANL, M1191B, M1191BL, M1192A, M1192AN = 2 % (70 % to 100 %) M1193A, M1193AN, M1194A, M1194AN, M1195A, M1195AN, M1196A = 3 % (70 % to 100 %) M1191T, M1192T, M1193T (Adult), M1196T = 3% (70% to 100%) M1193T (Neonate) = 4 % (70 % to 100 %)</p> <p><b>Philips Disposable Sensors with M1943A(L):</b> M1132A, M1133A (adult/infant) = 2 % M1901B, M1902B, M1903B, M1904B, M1131A, M1133A (neonate) = 3 % (70 % to 100 %)</p> <p><b>NellcorPB<sup>®</sup> Sensors with M1943A(L):</b> MAX-A, MAX-AL, MAX-P, MAX-I, MAX-N, D-25, D-20, I-20, N-25, OxiCliq A, P, I, N = 3 % (70 % to 100 %)</p> <p><b>Masimo Reusable Sensors<sup>®</sup> with LNOP MP12 or LNC MP10:</b> LNOP DC-I, LNOP DC-IP, LNOP YI, LNCS DC-I, LNCS DC-IP: 2 % (70 % to 100 %) LNOP TC-I, LNCS TC-I: 3.5 % (70 % to 100 %)</p> <p><b>Masimo Disposable Sensors<sup>®</sup> with LNOP MP12 or LNC MP10:</b> LNOP Adt, LNOP Adtx, LNOP Pdt, LNOP Pdtx, LNOP Inf-L, LNCS Adtx, LNCS Pdtx, LNCS Inf-L: 2 % (70 % to 100 %) LNOP Neo-L, LNOP NeoPt-L, LNCS Neo-L, LNCS NeoPt-L: 3 % (70 % to 100 %)</p>
	Option #A02 Accuracy	<p><b>Philips Reusable Sensors</b> M1191ANL, M1192AN = 2 % (70 % to 100 %) M1193AN, M1194AN, M1195AN = 3 % (70 % to 100 %)</p> <p><b>Philips Disposable Sensors with M1943NL:</b> M1901B (Adult), M1902B, M1903B, M1904B = 2 % (70 % to 100 %) M1901B (Neonate) = 3 %</p> <p><b>NellcorPB<sup>®</sup> Sensors with M1943NL:</b> MAX-FAST, MAX-A, MAX-AL, MAX-P, MAX-I, MAX-N (Adult) = 2 % (70 % to 100 %) SC-A, OxiCliq A, P, I, N (Adult) = 2.5 % (70 % to 100 %) MAX-N (Neonate), Dura-Y D-YS (Infant to Adult), DS-100A, Oxiband OXI-A/N (Adult), OXI-P/I = 3 % (70 % to 100 %) MAX-R, OxiCliq N (Neonate), SC-NEO (Neonate), SC-PR (Neonate), Dura-Y D-YS with D-YSE or D-YSPD clip = 3.5 % (70 % to 100 %) Dura-Y D-YS (Neonate), Oxiband OXI-A/N (Neonate) = 4 % (70 % to 100 %)</p>
	Resolution	1 %

NBP Performance Specifications		
Pulse Rate Measurement Accuracy	40 to 100 bpm: $\pm 5$ bpm 101 to 200 bpm: $\pm 5\%$ of reading 201 to 300 bpm: $\pm 10\%$ of reading (average over NBP measurement cycle)	
Pulse Rate Range	40 to 300 bpm	
Measurement Time	Typical at HR >60 bpm Auto/manual/sequence: 30 seconds (adult) 25 seconds (neonatal) Stat: 20 seconds  Maximum time: 180 seconds (adult/pediatric) 90 seconds (neonates)	
Cuff Inflation Time	Typical for normal adult cuff: Less than 10 seconds Typical for neonatal cuff: Less than 2 seconds	
Initial Cuff Inflation Pressure	Adult: $165 \pm 15$ mmHg Pedi: $130 \pm 15$ mmHg Neo: $100 \pm 15$ mmHg	
Auto Mode Repetition Times	1, 2, 2.5, 3, 5, 10, 15, 20, 30, 45, 60 or 120 minutes	
STAT Mode Cycle Time	5 minutes	
Venipuncture Mode Inflation		
Inflation Pressure	Adult	20 to 120 mmHg (3 to 16 kPa)
	Pediatric	20 to 80 mmHg (3 to 11 kPa)
	Neonatal	20 to 50 mmHg (3 to 7 kPa)
Automatic deflation after	Adult/pediatric	170 seconds
	Neonatal	85 seconds

**Measurement Validation:** In adult and pediatric mode, the blood pressure measurements determined with this device comply with the American National Standard for Electronic or Automated Sphygmomanometers (ANSI/AAMI SP10 - 1992) in relation to mean error and standard deviation, when compared to intra-arterial or auscultatory measurements (depending on the configuration) in a representative patient population. For the auscultatory reference the 5th Korotkoff sound was used to determine the diastolic pressure.

In neonatal mode, the blood pressure measurements determined with this device comply with the American National Standard for Electronic or Automated Sphygmomanometers (ANSI/AAMI SP10 - 1992 and AAMI/ANSI SP10A -1996) in relation to mean error and standard deviation, when compared to intra-arterial measurements in a representative patient population.

Invasive Pressure Performance Specifications		
Measurement Range		-40 to 360 mmHg
Pulse Rate	Range	25 to 350 bpm
	Accuracy	±1 % Full Range
	Resolution	1 bpm
Input Sensitivity		Sensitivity: 5 $\mu\text{V}/\text{V}/\text{mmHg}$ (37.5 $\mu\text{V}/\text{V}/\text{kPa}$ ) Adjustment range: ±10 %
Transducer		Load Impedance: 200 to 2000 $\Omega$ (resistive) Output Impedance: $\leq 3000 \Omega$ (resistive)
Frequency Response		dc to 12.5 Hz or 40 Hz
Zero Adjustment	Range	±200 mmHg ( $\pm 26 \text{ kPa}$ )
	Accuracy	±1 mmHg ( $\pm 0.1 \text{ kPa}$ )
	Drift	Less than 0.1 mmHg/ $^{\circ}\text{C}$ (0.013 kPa/ $^{\circ}\text{C}$ )
Gain Accuracy	Accuracy	±1 %
	Drift	Less than 0.05 %/ $^{\circ}\text{C}$
	Non linearity and Hysteresis	Error of $\leq 0.4 \%$ FS (@CAL 200 mmHg)
Overall Accuracy	(including transducer)	±4 % of reading or ±4 mmHg ( $\pm 0.5 \text{ kPa}$ ), whichever is greater
Analog Output available only with M1006B #C01 (@ CAL 200 mmHg)	Range	-0.4 V to 3.6 V
	Level	1 V / 100 mmHg
	Accuracy	±3 % full scale
	Offset	±30 mV
	Resolution	8 Bit (@ 5 V range)
	Signal delay	20 ms
Volume displacement of CPJ840J6		0.1 $\text{mm}^3 / 100 \text{ mmHg}$

Temp Performance Specifications		
Temp	Range	-1 to 45 $^{\circ}\text{C}$ (30 to 113 $^{\circ}\text{F}$ )
	Resolution	0.1 $^{\circ}\text{C}$ (0.2 $^{\circ}\text{F}$ )
	Accuracy	±0.1 $^{\circ}\text{C}$ ( $\pm 0.2^{\circ}\text{F}$ )
Average Time Constant		Less than 10 seconds

Temp Alarm Specifications	Range	Adjustment
Temp High/Low Alarms	-1 to 45 $^{\circ}\text{C}$ (30 to 113 $^{\circ}\text{F}$ )	-1 to 35 $^{\circ}\text{C}$ (30 to 95 $^{\circ}\text{F}$ ), 0.5 $^{\circ}\text{C}$ (1.0 $^{\circ}\text{F}$ ) steps 35 to 45 $^{\circ}\text{C}$ (95 to 113 $^{\circ}\text{F}$ ), 0.1 $^{\circ}\text{C}$ (0.2 $^{\circ}\text{F}$ ) steps

C.O./CCO Performance Specifications		
C.O. (right heart)	Range	0.1 to 20.0 l/min
	Accuracy	Instrument Specification (electrical): $\pm 3$ % or 0.1 l/min System Specification: $\pm 5$ % or 0.2 l/min
	Repeatability	Instrument Specification (electrical): $\pm 2$ % or 0.1 l/min System Specification: $\pm 3$ % or 0.1 l/min
C.O. (transpulmonary)	Range	0.1 to 25.0 l/min
	Accuracy	Instrument Specification (electrical): $\pm 4$ % or 0.15 l/min System Specification: $\pm 5$ % or 0.2 l/min
	Repeatability	Instrument Specification (electrical): $\pm 2$ % or 0.1 l/min System Specification: $\pm 3$ % or 0.1 l/min
EVLW	Range	10 to 5000 ml
	Standard Deviation	10 % or 1 ml/kg
ITBV	Range	50 to 6000 ml
	Accuracy	$\pm 10$ % or 30 ml
	Repeatability	$\pm 5$ % or 20 ml
CCO	Range	0.1 to 25.0 l/min
	Standard Deviation	10 % or 0.3 l/min
	Display Update	2 seconds nominal
Blood Temperature	Range	17.0 to 43°C (62.6 to 109.5°F)
Injectate Temperature	Range	-1 to 30°C (30.2 to 86.0°F)

Monitor MP40, MP50, MP60, MP70, MP80, MP90		
Item	Condition	Range
Temperature Range	Operating	0 to 35°C (32 to 95°F)
	Non-operating	-20 to 60°C (-4 to 140°F)
Monitor MP60, MP70 in conjunction with IntelliVue 802.11 Bedside Adapter (option #J35)		
Temperature Range	Operating	0 to 30°C (32 to 86°F)

Monitor MP20, MP30, MP40, MP50, MP60, MP70, MP80, MP90		
Item	Condition	Range
Humidity Range	Operating	20 % to 85 % Relative Humidity (RH) (non condensing)
	Non-operating	5 % to 85 % Relative Humidity (RH)
Altitude Range	Operating	-500 m to 3000 m (10000 ft)
	Non-operating	-500 m to 12000 m (40000 ft)



MP20/30, MP40/50, MP60/70/80/90		
Power Specifications	Power consumption	MP60/70/80/90: <145 W MP20/30, MP40/50: <100 W
	Line Voltage	100 to 240 V ~
	MP60/MP70/MP80/ MP90 Current	1.6 to 0.7 A
	MP20/MP30/MP40/ MP50 Current	1.8 to 1.0 A
	Frequency	50/60 Hz ~

MP20/30, MP40/50, MP60/70/80/90		
Battery Specifications MP40/MP50	Operating Time (with 2 new, fully charged batteries)	Basic monitoring configuration: 5 hours ( <b>Brightness</b> set to <b>Optimum</b> , MMS connected, NBP measurement every 15 minutes)
		Extended monitoring configuration: 4 hours ( <b>Brightness</b> set to <b>Optimum</b> , MMS and MMS extension connected, NBP every 15 minutes, Recorder, Pressure, Temperature modules connected)
	Charge Time	When monitor is off: 4 hours When monitor is in use: 5 to 12 hours, depending on monitor configuration
Indicators	Alarms Off	red (crossed-out alarm symbol) LED
	Alarms	red/yellow/light blue (cyan) LED
	On/Standby	green LED
	AC Power	green LED
	Error	red LED
	Battery LED (MP20/ 30/40/50 only)	red/yellow/green LED
Sounds	Audible feedback for user input Prompt tone QRS tone, or SpO <sub>2</sub> modulation tone 4 different alarm sounds Remote tone for alarms on other beds in network Tone for Timer expired	

MP20/30, MP40/50, MP60/70/80/90		
Trends	Resolution	12, 16, 24 or 32 numerics @ 12 sec, 1 minute, 5 minute resolution
	Information	Multiple choices of number of numerics, resolution and duration depending on trend option and application area. For example: neonatal extended 12 numerics, 24 hours @ 12 secs or 32 numerics 32 hours @ 1 minute intensive care extended: 16 numerics 120 hours @ 5 minutes anesthesia extended 32 numerics 9 hours @ 12 seconds
High-Res Trend Waves	Measurements available	HR, SpO <sub>2</sub> , Resp, tcpO <sub>2</sub> , Pulse, Perf, tcpO <sub>2</sub> , CO <sub>2</sub> , ABB, PAP, CVP, ICP, CPP, BIS, CCO, AWP, Anesthetic Agents, Delta SpO <sub>2</sub> , inO <sub>2</sub>
	Resolution	Measurement samples are taken at a resolution of four samples per second
	Update speed	waves are drawn at a speed of 3 cm/minute
Events	Information	trigger condition and time, event classification and associated detailed view of episode data
	Episode data	configurable (except MP20/30), either: 4 minutes of high resolution trend or 20 minutes of numerics trend @ 12 sec. resolution or 15 seconds of 4 waves @ 125 samples/sec. (Snapshot) including all current numerics, alarms and inops For MP20/30: 4 minutes of high resolution trend
	Capacity (max)	25 or 50 events for either 8 or 24 hours
Alarm signal	System delay	less than 3 seconds
	Pause duration	1,2,3 minutes or infinite, depending on configuration
	Extended alarm pause	5 or 10 minutes
Review Alarms	Information	all alarms / inops, main alarms on/off, alarm silence and time of occurrence
	Capacity	300 items
Real Time Clock	Range	from: January 1, 1997, 00:00 to: December 31, 2080, 23:59
	Accuracy	<2 seconds per day (typically)
	Hold Time	infinite if powered by AC; otherwise at least 48 hours (typical: >72 hours)
Buffered Memory	Hold Time	if powered by AC: infinite without power: at least 48 hours (typical: >72 hours)
	Contents	Active settings, trends, patient data, realtime reports, events, review alarms