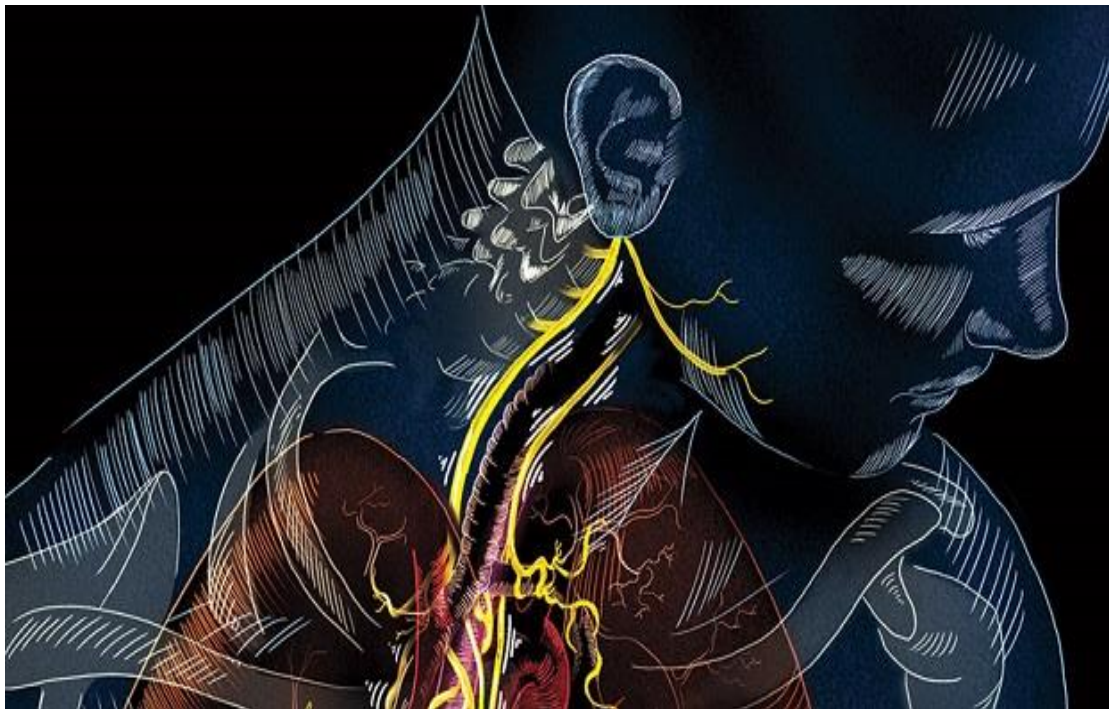


ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ :

ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ.



ΕΠΙΜΕΛΕΙΑ:

ΜΠΟΥΝΤΟΥΡΗ ΛΑΜΠΡΙΝΗ – ΜΑΡΙΑ.

ΑΡΙΘΜΟΣ ΜΗΤΡΩΟΥ: 42368.

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΣΙΝΙΟΡΟΣ ΠΑΝΑΓΙΩΤΗΣ.

ΑΘΗΝΑ.

ΟΚΤΩΒΡΙΟΣ, 2017.

Copyright © Μπουντούρη Λαμπρινή - Μαρία, 2017.

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 την συγγραφέα. Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν την συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Ανώτατου Εκπαιδευτικού Ιδρύματος Πειραιά Τ.Τ..

Καλό ταξίδι, αλαργινό καράβι μου, στου απείρου
και στις νυχτός την αγκαλιά, με τα χρυσά σου φώτα!
Να 'μουν στην πλήρη σου ήθελα, για να κοιτάζω γύρου
σε λιτανεία να περνούν τα ονειράτα τα πρώτα.

Η τρικυμία στο πέλαγος και στη ζωή να παύει,
μακριά μαζί σου φεύγοντας πέτρα να ρίχνω πίσω,
να μου λικνίζεις την αιώνια θλίψη μου, καράβι,
δίχως να ξέρω πού με πας και δίχως να γυρίσω!

Βράδυ

Κ.Γ. Καρυωτάκης.

Τα παιδάκια που παίζουν στ' ανοιξιάτικο δέιλι
μια ιαχή μακρυσμένη --
τ' αεράκι που λόγια με των ρόδων τα χείλη
ψιθυρίζει και μένει,

τ' ανοιχτά παραθύρια που ανασαίνουν την ώρα,
η αδειανή κάμαρά μου,
ένα τραίνο που θα 'ρχεται από μια άγνωστη χώρα,
τα χαμένα όνειρά μου,

οι καμπάνες που σβήνουν, και το βράδυ που πέφτει
ολοένα στην πόλη,
στων ανθρώπων την όψη, στ' ουρανού τον καθρέφτη,
στη ζωή μου τώρα όλη...

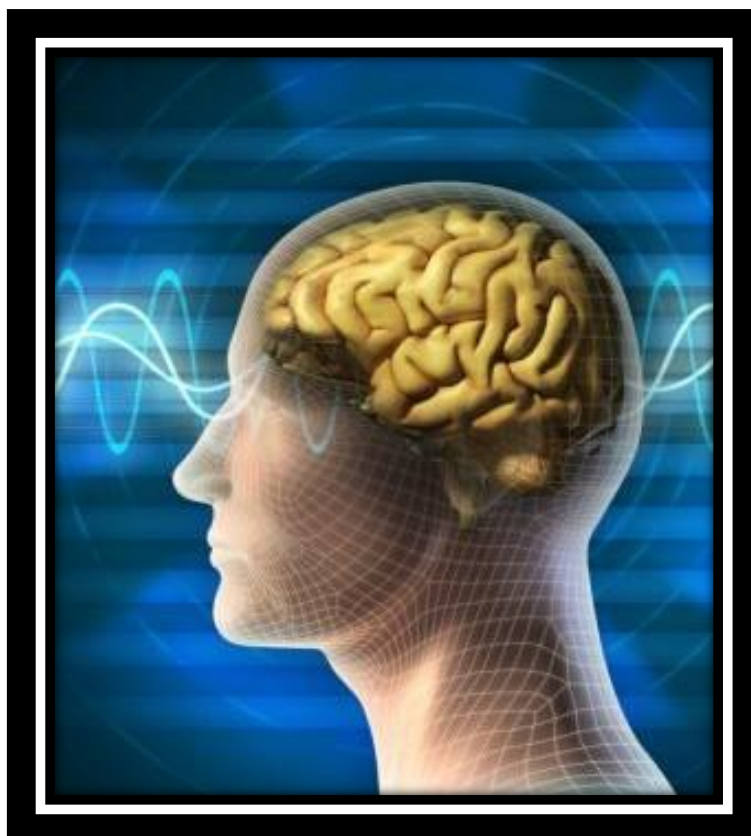


«επάμεροι· τί δέ τις; τί δ' οὐ τις; σκιᾶς ὄναρ ἄνθρωπος.

Πίνδαρος. 522-438 π.Χ.. Αρχαίος λυρικός ποιητής.

(Εφήμεροι· τί είναι κανείς και τί δεν είναι;

Ίσκιος ονείρου ο άνθρωπος.)



Ευχαριστίες.

Καταρχάς, θα ήθελα να έκφρασω τις θερμές μου ευχαριστίες στον επιβλέποντα καθηγητή μου κ. Σινιόρο Παναγιώτη για την βοήθεια και τη συμπαράσταση που μου παρείχε όχι μόνο κατά την εκπόνηση της παρούσας εργασίας μου, αλλά και σε όλη την διάρκεια των σπουδών μου. Επιπλέον, θα ήθελα να ευχαριστήσω ολόψυχα τον κ. Μανουσάκη Νικόλαο για την βοήθεια, εμπιστοσύνη, καθοδήγηση και συμπαράσταση που μου παρείχε όλο αυτό το διάστημα, αλλά και για τη διεκπεραίωση της πτυχιακής μου, ομοίως και την κ. Ζαχμάνογλου Άρτεμις για την αμέριστη υποστήριξη, ενθάρρυνση, βοήθεια και συμπαράσταση που μου παρείχε καθ' όλη τη διάρκεια των σπουδών μου. Ακόμη, ευχαριστώ θερμά την κ. Καλογεροπούλου Σοφία, την κ. Πανταζοπούλου Παρασκευή και τον κ. Πατερμαράκη Γεώργιο που με ενέπνευσαν να ασχοληθώ με θέματα ηλεκτροχημείας, καθώς και την κ. Μεταζά Φωτεινή και τον κ. Στάση Σταύρο για την συμπαράσταση που μου παρείχαν αυτό το διάστημα. Παράλληλα, ευχαριστώ όσους καθηγητές με βοήθησαν όλα αυτά τα χρόνια.

Εν συνεχεία, ένα πολύ μεγάλο ευχαριστώ στην οικογένειά μου για την αμέριστη στήριξη και συμπαράσταση που μου παρείχε όλα αυτά τα χρόνια. Ιδιαίτερος, ευχαριστώ τα αδέρφια μου, Παναγιώτη και Καλλιόπη, για την πολύτιμη βοήθειά τους και την υπομονή που επέδειξαν όλο αυτό το διάστημα. Το μεγαλύτερο ευχαριστώ αρμόζει στην μητέρα μου που βρίσκεται πάντα δίπλα μου με αγάπη, υπόμονη και κατανόηση όλα αυτά τα χρόνια. Η παρούσα εργασία μου είναι αφιερωμένη σε εκείνη! Εν κατακλείδι, ευχαριστώ ολόψυχα την κ. Λύτρα Μαρία για την πολύτιμη βοήθειά της η οποία ήταν καθοριστική για την πορεία μου.



ΠΕΡΙΛΗΨΗ.

Καταρχάς, οι ραγδαίες τεχνολογικές εξελίξεις του 21 ου αιώνα επηρεάζουν πλέον κάθε έκφανση της ζωής μας. Η πρόοδος των θετικών επιστημών οδήγησε στην αλματώδη ανάπτυξη του τομέα της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας παγκοσμίως. Πιο συγκεκριμένα, οι ηλεκτρονικοί υπολογιστές, η τεχνολογία των νέων υλικών, η εξέλιξη της ηλεκτρονικής και η ανάπτυξη νέων μορφών αισθητήρων μετέβαλλαν την όψη της παραδοσιακής κλινικής ιατρικής. Παράλληλα, η βιοϊατρική τεχνολογία ανέπτυξε σημαντικές εφαρμογές και στο χώρο της οδοντιατρικής. Η βιοϊατρική τεχνολογία λοιπόν, έχει εισαγάγει στο πλευρό των ιατρικών και παραϊατρικών επαγγελματιών σημαντικούς συμμάχους και νέα εργαλεία.

Πιο αναλυτικά, στον τομέα της παροχής υπηρεσιών υγειονομικής περίθαλψης υφίσταται η ανάγκη για επαναλαμβανόμενη και συνεχή παρακολούθηση των ασθενών, λήψη μετρήσεων της φυσιολογίας τους, επόπτευση των ζωτικών λειτουργιών τους, με σκοπό τη λήψη αποφάσεων για τη διάγνωση, την πορεία της θεραπείας τους και γενικά την παρατήρηση της αποτελεσματικότητας των ιατρικών παρεμβάσεων. Σε αυτό συμβάλλουν συσκευές και συστήματα παρακολούθησης ασθενών.

Εν κατακλείδι, σε όλες τις λειτουργίες και δραστηριότητες του ανθρώπινου σώματος ο ηλεκτρισμός εμπλέκεται με κάποιο τρόπο. Για την ανίχνευση, την επεξεργασία και την καταγραφή αυτής της ηλεκτρικής δραστηριότητας (των βιοσημάτων) σε έναν ανθρώπινο οργανισμό έχουν αναπτυχθεί αισθητήρες και διατάξεις συστημάτων αισθητήρων που σήμερα κατέχουν σημαντική θέση στη σύγχρονη ιατρική, προσφέροντας σημαντικές διαγνωστικές αλλά και προγνωστικές δυνατότητες. Παραδείγματος χάριν το ηλεκτρομυογράφημα, το ηλεκτροκαρδιογράφημα, το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα και τα λοιπά. Η παρούσα πτυχιακή εργασία πραγματεύεται τα όσα αναφέρθηκαν παραπάνω.

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ.

Βιοϊατρική Τεχνολογία, Ιατρική, Οδοντιατρική, Ηλεκτρόδια, Βιοαισθητήρες, Ιατρικές Μετρήσεις, Παρακολούθηση Ασθενών, Αισθητήρες, ηλεκτρομυογράφημα, ηλεκτροκαρδιογράφημα, ηλεκτροεγκεφαλογράφημα



ABSTRACT.

First off, the rapid technological developments of the 21st century now affect every aspect of our lives. The advancement of science has led to the rapid growth of the Biomedical Technology sector worldwide. In particular, computers, new materials technology, the evolution of electronics and the development of new sensor types have changed the look of traditional clinical medicine. At the same time, biomedical technology has developed important applications in the field of dentistry. Biomedical technology has introduced important allies and new tools to the side of the medical and paramedical professions.

More specifically, in the field of health care services, where there is a need for repeated and continuous monitoring of patients, taking measurements of their physiology, monitoring vital functions, making decisions about their diagnosis, course of treatment, and generally observing of the effectiveness of medical interventions. Patient monitoring devices and systems contribute to this.

In conclusion, in all the functions and activities of the human body, electricity is in some way involved. For the detection, processing and recording of this electrical activity (biosciences) in a human organism, sensors and sensor systems have been developed that today have a significant place in modern medicine, offering significant diagnostic and prognostic possibilities. For example, electromyograms, electrocardiograms, electroencephalograms and so on. This diploma thesis deals with what the subjects mentioned above.

KEY WORDS.

Biomedical Technology, Medicine, Dentistry, Electrodes, Biosensors, Medical Measurements, Patient Monitoring, Sensors, Electroneurogram, Electrocardiogram, Electroencephalogram

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ.

Ευχαριστίες.....	5
ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	7
ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ.....	7
ABSTRACT.....	9
KEY WORDS.....	9
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ.....	10
ΚΕΦΑΛΑΙΟ:1.:	
ΓΕΝΙΚΕΣ ΕΝΝΟΙΕΣ ΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ ΚΑΙ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ.....	17
1.1. Εισαγωγικές έννοιες.....	18
1.2. Μετρολογία.....	19
1.3. Οργανολογία.....	19
1.4. Πειραματική ορολογία.....	20
1.5. Γενικά στοιχεία αισθητήρων – Βασικές έννοιες.....	22
1.6. Ορισμός αισθητήρα.....	25
1.7. Ορισμός μετατροπέα.....	25
1.8. Ορισμός ανιχνευτή.....	26
1.9. Τηλεπισκόπηση.....	27
1.10. Ορολογία αισθητήρων και συστημάτων μέτρησης και ελέγχου.....	27
1.11. Χαρακτηριστικά των αισθητήρων.....	33
1.11.(1). Στατικά χαρακτηριστικά αισθητήρων.....	35
1.11.(1).(1). Ορθότητα.....	35
1.11.(1).(2). Ακρίβεια.....	35
1.11.(1).(3). Διακριτική ικανότητα (Resolution).....	35
1.11.(1).(4). Επαναληψιμότητα (Repeatability).....	35

1.11.(1).(5). Στατιστικός έλεγχος.....	36
1.11.(1).(6). Στατική ευαισθησία.....	37
1.11.(1).(7). Απόκλιση του μηδενός.....	38
1.11.(1).(8). Απόκλιση ευαισθησίας.....	41
1.11.(1).(9). Περιοχή τιμών εισόδου.....	41
1.11.(1).(10). Σύνθετη αντίσταση εξόδου.....	41
1.11.(1).(11). Θόρυβος.....	42
1.11.(1).(12). Χρόνος προθέρμανσης.....	42
1.12. Κατηγορίες αισθητήρων.....	42
1.12.(1). Παθητικοί και ενεργοί αισθητήρες.....	42
1.12.(2). Απόλυτοι και σχετικοί αισθητήρες.....	42
1.13. Σύστημα παρακολούθησης ασθενών.....	43

ΚΕΦΑΛΑΙΟ:2. :

ΒΑΣΙΚΕΣ ΦΥΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ ΚΑΙ ΠΑΡΑΔΕΙΓΜΑΤΑ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ ΤΟΥΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ.....	45
2.1. Εισαγωγή.....	46
2.2. Μετρητές μετατόπισης.....	46
2.2.(1). Τύπος μεταβλητής αντίστασης.....	47
2.2.(2). Μηχανοηλεκτρικοί μετατροπείς (strain gages).....	51
2.3. Πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο.....	53
2.3.(1). Πιεζοηλεκτρικοί αισθητήρες.....	55
2.4. Χωρητικότητα – Τύπος πυκνωτή (Χωρητικοί αισθητήρες).....	56
2.5. Επαγωγικός τύπος (Επαγωγικοί αισθητήρες).....	60
2.6. Φαινόμενο Doppler.....	63
2.7. Φαινόμενο Hall.....	65
2.8. Συστολή – Διαστολή στερεών σωμάτων.....	66
2.9. Πυροηλεκτρισμός.....	67

2.9.(1).Πυροηλεκτρικοί αισθητήρες.....	68
2.10. Τριβοηλεκτρισμός.....	68
2.11. Θερμοηλεκτρικό φαινόμενο.....	68
2.11.(1).Τα θερμοζεύγη.....	69
2.11.(2).Τα θερμίστορ.....	71
2.11.(3).Αισθητήρες θερμοκρασίας οπτικών ινών.....	74
2.12. Εξάρτηση της τάσης βάσης - εκπομπού από τη θερμοκρασία.....	75
2.12.(1).Αισθητήρες φωτοεπαφής (Photojunction).....	76
2.13. Φωτοηλεκτρικός τύπος.....	78
2.13.(1).Οπτικοί μετρητές.....	79
2.13.(2).Οπτικές ίνες.....	83
2.13.(3).Υγροί κρύσταλλοι.....	87
2.13.(4).Αισθητήρες ακτινοβολίας.....	88

ΚΕΦΑΛΑΙΟ:3.:

ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΚΑΙ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ.....	89
3.1. Εισαγωγή.....	90
3.2. Διαχρονική εξέλιξη της τεχνολογίας-ιστορική θεώρηση.....	93
3.3. Ιστορική αναδρομή ιατρικής τεχνολογίας.....	93
3.4. Τεχνολογία και κοινωνία.....	103
3.4.(1).Η τεχνολογία στην περίοδο του Μεσαίωνα.....	103
3.4.(2).Αναγέννηση και τεχνολογία.....	103
3.4.(3).Η τεχνολογία στην περίοδο της Βιομηχανικής Επανάστασης – Η περίοδος (1750 – 1900).....	103
3.4.(4).Ο 20ος αιώνας – η περίοδος (1900 – 1945).....	104
3.4.(5).Η τεχνολογία της διαστημικής εποχής.....	105
3.5. Βιοϊατρική Τεχνολογία.....	105
3.6. Εφαρμογές Βιοϊατρική Τεχνολογία.....	110

3.6.(1).Εμβιομηχανική.....	110
3.6.(2).Εμφυτεύσιμα συστήματα.....	113
3.6.(3).Διαγνωστικά συστήματα.....	113
3.6.(4).Ελάχιστα επεμβατική ή μη επεμβατική χειρουργική.....	115
3.6.(5). Φαρμακευτικές εφαρμογές.....	116

ΚΕΦΑΛΑΙΟ:4:

ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΗΣ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΣΤΗΝ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ.....

4.1. Γενικά – Εφαρμογές της βιοϊατρικής τεχνολογίας στην οδοντιατρική.....	120
4.2. Η χρήση του T – Scan στην κλινική πράξη.....	121
4.3. Η κροταφογοναθική διάρθρωση.....	151
4.3.(1).Η εξέταση της κροταφογοναθικής διάρθρωσης.....	157
4.4. Η χρήση της ακτινογραφίας στην οδοντιατρική κλινική πράξη.....	164

ΚΕΦΑΛΑΙΟ:5:

ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΑ ΣΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΑΙΣΘΗΤΗΡΕΣ.....

5.1. Εισαγωγή.....	178
5.2. Βιολογικά σήματα.....	178
5.3. Ορισμός βιοϊατρικού σήματος.....	178
5.4. Η Αρχή της ποτενσιομετρίας.....	182
5.5. Περί ηλεκτροδίων.....	182

ΚΕΦΑΛΑΙΟ:6:

Η ΠΡΟΕΛΕΥΣΗ ΚΑΙ Η ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ ΤΩΝ ΒΙΟΗΛΕΚΤΡΙΚΩΝ ΔΥΝΑΜΙΚΩΝ ΣΤΟ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟ ΣΩΜΑ.....

6.1. Εισαγωγή.....	188
6.2.Προέλευση και καταγραφή βιοηλεκτρικών δυναμικών.....	188
6.3. Ηλεκτρομυογράφημα (ΗΜΓ - EMG).....	189
6.3.(1).Ηλεκτρομυογράφημα με ηλεκτρική διέγερση ή ηλεκτρονευρογράφημα (ΗΝΓ) (ENG) - (Μέτρηση ταχυτήτων αγωγής).....	197

6.4. Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG).....	202
6.4.(1).Ηλεκτροκαρδιογράφημα - γενικά.....	202
6.4.(2).Ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς.....	204
6.4.(3).Βασικές αρχές της ηλεκτροκαρδιογραφίας.....	206
6.4.(4).Παρακολούθηση ΗΚΓ.....	207
6.4.(5).ΗΚΓ τριών απαγωγών.....	210
6.4.(6).ΗΚΓ πέντε απαγωγών.....	212
6.4.(7).ΗΚΓ δώδεκα απαγωγών.....	212
6.4.(8).Εμβρυακό Ηλεκτροκαρδιογράφημα.....	213
6.5.Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ΗΕΓ/μα (EEG).....	217
6.6.Ηλεκτρο – Οφθαλμογράφημα (ΗΟΓ) (EOG).....	225

ΚΕΦΑΛΑΙΟ:7.:

ΜΕΤΡΗΣΙΜΑ ΜΕΓΕΘΗ ΤΟΥ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟΥ ΟΡΓΑΝΙΣΜΟΥ ΚΑΙ ΙΑΤΡΙΚΑ ΟΡΓΑΝΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ.....

7.1. Εισαγωγή.....	228
7.2. Ταξινόμηση των βιοϊατρικών οργάνων.....	228
7.3. Μέτρηση θερμοκρασίας.....	228
7.3.(1).Θερμόμετρα.....	229
7.3.(2).Υπερθερμία και υποθερμία.....	233
7.3.(3).Τεχνικές μέτρησης της θερμοκρασίας.....	234
7.4. Μέτρηση αρτηριακής πίεσης αίματος.....	235
7.4.(1).Συστολική, διαστολική και μέση πίεση.....	235
7.4.(2).Καρδιακή λειτουργία.....	236
7.4.(3).Οι επιπτώσεις της υπέρτασης.....	237
7.4.(4).Έμμεσες μέθοδοι μέτρησης (μη επεμβατικές – μη αιματηρές).....	242
7.4.(5).Άμεσες μέθοδοι μέτρησης (επεμβατικές – αιματηρές).....	245
7.4.(6).Στοιχεία συστήματος παρακολούθησης της αρτηριακής πίεσης.....	248

7.4.(7).Ηλεκτρονικό σφυγμομανόμετρο.....	251
7.4.(8).Πώς μετράμε την Αρτηριακή πίεση.....	253
7.4.(9).Περιπατητική μέτρηση της πίεσης (Holter Πιέσεως).....	258
7.5. Αναπνευστική λειτουργία.....	263
7.5.(1).Όγκος πνεύμονα.....	264
7.5.(2).Αλλαγές στον όγκο πνεύμονα : Σπυρομετρία (σπυρομέτρηση).....	264
7.5.(3).Πληθυσμογραφία.....	273
7.5.(3).(1).Διάγνωση της άπνοιας και της διαταραγμένης αναπνοής κατά τη διάρκεια του ύπνου.....	276
7.5.(4).Πληθυσμογραφία αντίστασης.....	286
7.6. Μέτρηση καρδιακής παροχής με θερμοαραίωση.....	288
7.7. Φωτοπληθυσμογράφημα (PPG).....	290
7.7.(1).Μέτρηση οξυγόνου αίματος μέσω φωτοπληθυσμογραφήματος (Παλμική οξυμετρία).....	294
7.7.(2).Μέτρηση του καρδιακού ρυθμού με μετρητή.....	308
7.7.(3).Μέτρηση του καρδιακού ρυθμού με μόνιτορ καρπού.....	309
7.8. Μέτρηση επιπέδου διοξειδίου του άνθρακα (CO ₂) στο αναπνευστικό σύστημα.....	310
7.8.(1).Καπνογράφοι.....	312
7.8.(2).Εφαρμογές της καπνογραφίας.....	327
7.9. Μέτρηση ροής αίματος.....	327
7.10. Καταγραφή σημμάτων κίνησης.....	329
<u>ΚΕΦΑΛΑΙΟ:8.:</u>	
ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΕΣ, ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΕΣ ΚΑΙ ΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΕΣ ΣΥΣΚΕΥΕΣ.....	331
8.1. Συστήματα ιατρικής διάγνωσης - Εισαγωγή.....	332
8.2. Βιοϊατρική Εικόνα επιπέδου Γκρι.....	332
8.3. θερμογραφία.....	333

8.3.(1).Αρχή λειτουργίας της θερμογραφίας.....	335
8.4. Φωνοκαρδιογράφημα (ΦΚΓ).....	337
8.5. Υπερηχογράφημα.....	339
8.6. Θερμοκοιτίδες νεογνών.....	344
8.7.Περιπατητική ηλεκτροκαρδιογραφία (Holter ρυθμού 24 ώρου).....	346
8.8.Δοκιμασία Κοπώσεως (stress test).....	350
8.8.(1).Τι συμβαίνει κατά την διάρκεια της δοκιμασίας κόπωσης σε κυλιόμενο τάπητα?.....	354
8.9.Διερεύνηση επεισοδίων Ζάλης ή Λιποθυμικών επεισοδίων - Loop Recorder - Holter Loop Recorder (πολυ-ήμερο).....	356
8.10.Απινιδωτής.....	358
ΚΕΦΑΛΑΙΟ:9.: ΕΠΙΛΟΓΟΣ.....	363
9.1. Επίλογος.....	364
9.1.(1).Το μέλλον των συστημάτων παρακολούθησης ασθενών.....	364
9.1.(2).Ασύρματα δίκτυα σώματος και έξυπνα ρούχα.....	366
9.1.(3). Παραδείγματα έξυπνων ρούχων.....	368
9.1.(4). Οθόνες προσαρτημένες στο κεφάλι των ιατρών.....	374
9.1.(5). Πραγματικότητα και όραμα.....	375
9.1.(6).Μήνυμα για το μέλλον.....	376
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	378
ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	379

ΚΕΦΑΛΑΙΟ:1.

ΓΕΝΙΚΕΣ ΕΝΝΟΙΕΣ ΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ ΚΑΙ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ.

1.1. Εισαγωγικές έννοιες.

Ο φυσικός κόσμος αποτελεί ένα πολύπλοκο και συνεχώς μεταβαλλόμενο σύστημα, του οποίου η συμπεριφορά είναι δυνατόν να περιγραφεί, έστω και μερικώς, με φυσικούς νόμους, που εκφράζονται με μαθηματικές εξισώσεις. Επιστήμη καλείται η μελέτη του φυσικού κόσμου που σχετίζεται με την ανθρώπινη δραστηριότητα. Πιο αναλυτικά, επιστήμη είναι η συνεχής διερεύνηση του φυσικού κόσμου, για την επίτευξη μιας όλο και πιο λεπτομερούς περιγραφής του. Η σχεδίαση και η αποτελεσματική εφαρμογή των αποτελεσμάτων της επιστήμης προς όφελος του ανθρώπου ονομάζεται τεχνολογία.

Η λήψη μετρήσεων είναι η βασική διεργασία τόσο στην επιστήμη όσο και στην τεχνολογία. Η μέτρηση ορίζεται ως η χορήγηση ενός αριθμού σε μια φυσική ποσότητα, σε σχέση με μια τυχαία συμφωνηθείσα μοναδιαία τιμή, κατά τέτοιο τρόπο ώστε ο αριθμός να παριστάνει το μέγεθος της ποσότητας αυτής. Ο ορισμός της μέτρησης είναι προφανής για κάποια ποσότητα που είναι άμεσα παρατηρήσιμη από τις αισθήσεις. Παραδείγματος χάριν, με τη χρήση ενός χάρακα, είναι δυνατή η μέτρηση του μήκους ενός αντικειμένου, εκφράζοντάς το με βάση τη προσυμφωνηθείσα μονάδα, δηλαδή το μέτρο. Ο άνθρωπος, λοιπόν, αντιλαμβάνεται τη φύση με τα αισθητήρια όργανά του. Ωστόσο, υπάρχουν ποσότητες που δεν γίνονται αντιληπτές από τα ανθρώπινα αισθητήρια όργανα. Για παράδειγμα, τέτοιες ποσότητες είναι η ένταση του ηλεκτρικού ρεύματος, η υγρασία της ατμόσφαιρας, η θερμοκρασία περιβάλλοντος και τα λοιπά. Για τις συγκεκριμένες περιπτώσεις λοιπόν, επινοείται μια συσκευή, που δίνει τη δυνατότητα παρακολούθησης αυτών των ποσοτήτων, η οποία καλείται όργανο μέτρησης. Μια μεγάλη κατηγορία μετρήσεων λειτουργεί με το μετασχηματισμό της προς μέτρηση ποσότητας, σε διακριτές ποσότητες και την καταμέτρησή τους σε ένα προκαθορισμένο χρονικό διάστημα. Παραδείγματα οργάνων που βασίζονται στην τεχνική αυτή είναι τα ψηφιακά πολύμετρα, τα ψηφιακά θερμομέτρα και τα λοιπά.

Μέτρηση είναι η απόκτηση πληροφορίας για μια διαδικασία ή ένα σύστημα. Το αποτέλεσμα της μέτρησης πρέπει να είναι ανεξάρτητο του παρατηρητή που διεξάγει τη μέτρηση και να μπορεί να επαληθευτεί κάτω από όμοιες συνθήκες. Η μέτρηση μπορεί να έχει ως στόχο την απόκτηση δεδομένων για ένα σύστημα αυτόματου ελέγχου, για παράδειγμα, την καταγραφή της θερμοκρασίας ή της στάθμης του υγρού σε μια δεξαμενή. Ακόμη, μπορεί να στοχεύει στην εξαγωγή μετρήσιμης πληροφορίας σε ένα πείραμα, για παράδειγμα, κατανομή δυνάμεων στο δοκίμιο σε ένα crash test.

Στον τομέα της **ιατρικής** και της **παροχής υπηρεσιών υγειονομικής περίθαλψης** υφίσταται η ανάγκη για επαναλαμβανόμενη και συνεχή παρακολούθηση των ασθενών, λήψη μετρήσεων της φυσιολογίας τους, επόπτευση των ζωτικών λειτουργιών, με σκοπό τη λήψη αποφάσεων για τη διάγνωση, την πορεία της θεραπείας τους και γενικά την παρατήρηση της αποτελεσματικότητας των ιατρικών παρεμβάσεων. Για το λόγο αυτό υπάρχουν συσκευές και συστήματα παρακολούθησης ασθενών. Ένα τέτοιο σύστημα μπορεί όχι μόνο να ειδοποιήσει τους

ιατρούς και τους νοσηλευτές 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.

1.2. Μετρολογία.

Μετρολογία (metrology) ονομάζεται ο επιστημονικός κλάδος που ασχολείται με όλα τα θεωρητικά και πειραματικά ζητήματα που αφορούν τις μετρήσεις. Επίσης, διαχωρίζεται στους εξής τομείς:

- Την **Επιστημονική μετρολογία (Scientific metrology)** που περιλαμβάνει τον καθορισμό διεθνώς αποδεκτών μονάδων μέτρησης (π.χ. το μέτρο), την υλοποίηση και τήρηση των αντίστοιχων προτύπων αναφοράς, καθώς και την ανάπτυξη νέων μεθόδων μέτρησης.
- Τη **Βιομηχανική μετρολογία (Industrial metrology)** που ασχολείται με την κατάλληλη εφαρμογή των επιστημονικών μεθόδων μέτρησης στις κατασκευαστικές διαδικασίες, τον ποιοτικό έλεγχο των αποτελεσμάτων των μετρήσεων και τον έλεγχο της αξιοπιστίας των μετρήσεων με σκοπό την υλοποίηση τυποποιημένων διαδικασιών παραγωγής, τη μείωση του κόστους παραγωγής και τη βελτίωση της ποιότητας του παραγόμενου αποτελέσματος ή προϊόντος.
- Τη **Νομική μετρολογία (Legal metrology)** που ασχολείται με την ανάπτυξη της απαιτούμενης νομοθεσίας ώστε κατά τη λειτουργία των συστημάτων μέτρησης να προστατεύεται η δημόσια υγεία και ασφάλεια, το περιβάλλον και οι οικονομικές συναλλαγές.

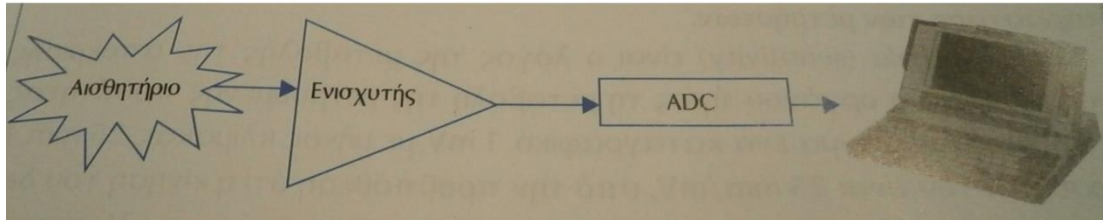
1.3. Οργανολογία.

Η οργανολογία (instrumentation) αποτελεί έναν ιδιαίτερο κλάδο της τεχνολογίας, ο οποίος έχει αναπτυχθεί για την πραγματοποίηση των μετρήσεων, που δεν είναι ευθέως αντιληπτές από τις ανθρώπινες αισθήσεις. Πιο συγκεκριμένα, είναι η διαδικασία απόκτησης δεδομένων για μία ή περισσότερες φυσικές ποσότητες με τη χρήση ηλεκτρικών αισθητήριων και διατάξεων μέτρησης.

Επίσης, στο σχήμα:1.1, παρουσιάζεται ένα απλό σύστημα οργανολογίας. Τούτο περιλαμβάνει τα ακόλουθα:

- 1) Ένα αισθητήριο, το οποίο μετατρέπει την υπό μέτρηση, μη ηλεκτρική ποσότητα, σε ηλεκτρική.
- 2) Έναν ενισχυτή, που "προετοιμάζει" το σήμα από το αισθητήριο για χρήση στην επόμενη βαθμίδα. Η προετοιμασία του σήματος περιλαμβάνει απομάκρυνση του θορύβου και των αποτελεσμάτων των παρασιτικών επιδράσεων και ενισχύει το ασθενές σήμα που προέρχεται από το αισθητήριο.

- 3) Έναν μετατροπέα αναλογικού σήματος σε ψηφιακό, ο οποίος πραγματοποιεί ψηφιακή κωδικοποίηση των δεδομένων, ώστε να καταστεί δυνατή η χρήση τους από έναν υπολογιστή.
- 4) Έναν υπολογιστή, που επεξεργάζεται, απεικονίζει, αναλύει, καταγράφει και αποθηκεύει τα δεδομένα και λαμβάνει αποφάσεις.



Σχήμα: 1.1.: Τυπικό σύστημα οργανολογίας.

Εντούτοις, η διάταξη του σχήματος: 1.1. δεν δύναται να βρει άμεση εφαρμογή, σε σύνθετες διεργασίες, όπως για παράδειγμα ο έλεγχος της γραμμής παραγωγής μιας βιομηχανικής μονάδας. Έτσι, σε τέτοιες περιπτώσεις είναι αναγκαία η καταγραφή δεδομένων από περισσότερα του ενός αισθητήρια και από περισσότερους του ενός υπολογιστές. Όμως, αυτό που είναι σημαντικό στο σχήμα: 1.1. είναι η ροή του σήματος από το αισθητήριο ως τον υπολογιστή. Σε ένα σύστημα οργανολογίας δηλαδή, συμβαίνει πάντοτε η μετατροπή της υπό μέτρηση ποσότητας σε ηλεκτρική, η οποία στη συνέχεια φιλτράρεται, ενισχύεται, ψηφιοποιείται και φτάνει σε μια είσοδο υπολογιστή.

1.4. Πειραματική ορολογία.

Παρακάτω θα αναφερθούν οι ορισμοί βασικών εννοιών που σχετίζονται με τη διαδικασία των μετρήσεων και την οργανολογία.

Ο όρος αναγνωσιμότητα (readability) ενός οργάνου περιγράφει πόσο κοντά μπορεί να διαβασθεί η κλίμακά του. Ένα όργανο με κλίμακα μήκους 12cm θα έχει μεγαλύτερη αναγνωσιμότητα από ένα όργανο με κλίμακα 6cm. Η ελάχιστη μέτρηση (least count) είναι η μικρότερη διαφορά ανάμεσα σε δύο ενδείξεις που μπορεί να ανιχνεύσει το όργανο. Η αναγνωσιμότητα και η ελάχιστη μέτρηση εξαρτώνται από το μήκος της κλίμακας, τη διαβάθμιση και το μέγεθος του δείκτη. Είναι προφανές ότι τόσο η αναγνωσιμότητα όσο και η ελάχιστη μέτρηση ισχύουν για όργανα με αναλογική ένδειξη. Ενώ, σε όργανα με ψηφιακή ένδειξη η αναγνωσιμότητα δεν έχει καμία απολύτως έννοια. Στα όργανα αυτά η ελάχιστη μέτρηση σχετίζεται άμεσα με τον αριθμό των δεκαδικών, που θα επιλέξει ο κατασκευαστής του οργάνου για την παράσταση των μετρήσεων.

Η ευαισθησία (sensitivity) είναι ο λόγος της μεταβολής της απόκρισης ενός μετρητικού οργάνου προς τη μεταβολή της μετρούμενης ποσότητας. Στα όργανα με ψηφιακή ένδειξη η ευαισθησία δεν έχει μονάδα, αλλά είναι καθαρός αριθμός. Ακόμη,

άμεση σχέση με την ευαισθησία παρουσιάζει η διακριτότητα (discrimination), η οποία είναι η ικανότητα του οργάνου να διακρίνει μικρές μεταβολές στη μετρούμενη ποσότητα.

Μια σημαντική ιδιότητα ενός οργάνου είναι η δυναμική του απόκριση (dynamic response). Τούτη καταδεικνύει την ποιότητα, με την οποία χαρακτηρίζεται η ικανότητα μιας μετρητικής διάταξης να αποκρίνεται γρήγορα σε αλλαγές στην είσοδο. Επίσης, είναι επιθυμητό τα διάφορα μετρητικά όργανα να παρουσιάζουν υψηλή δυναμική απόκριση, ιδιαίτερα σε συστήματα ελέγχου ή λήψης αποφάσεων πραγματικού χρόνου.

Υστέρηση (hysteresis) ονομάζεται η ιδιότητα του οργάνου εξαιτίας της οποίας η απόκρισή του σε συγκεκριμένο ερέθισμα εξαρτάται από την ακολουθία των προηγούμενων ερεθισμάτων. Ένα όργανο, παρουσιάζει υστέρηση όταν υπάρχει διαφορά στις μετρήσεις, που εξαρτώνται από το αν η τιμή του μετρούμενου μεγέθους προσεγγίζεται αυξάνοντας ή φθίνοντας. Η υστέρηση είναι το αποτέλεσμα μηχανικής τριβής, θερμικών και μαγνητικών φαινομένων και τα λοιπά.

Ο όρος βαθμονόμηση (calibration) είναι σημαντικός για όλα τα όργανα διότι, επιτρέπει τη διόρθωση σφαλμάτων, καθώς και τον έλεγχο του οργάνου σε σχέση με κάποια πρότυπα. Ένα όργανο λοιπόν, που δεν έχει βαθμονομηθεί σωστά, παρουσιάζει συγκεκριμένα σφάλματα. Τα κυριότερα σφάλματα είναι τα εξής: πρώτον, το σφάλμα μηδενός (offset), όπου για μηδενική είσοδο το όργανο δείχνει μηδενική έξοδο και δεύτερον, το σφάλμα κλίμακας, στο οποίο η ένδειξη του οργάνου δεν αντιστοιχεί στην πραγματική μέτρηση, αλλά σε μία συνάρτηση αυτής, συνήθως, γραμμική. Η διαδικασία της αρχικής ρύθμισης περιλαμβάνει τη σύγκριση του ειδικού οργάνου με:

- 1) Συγκεκριμένο πρότυπο.
- 2) Άλλο όργανο μεγαλύτερης ακρίβειας.
- 3) Γνωστή είσοδο.

Η ακρίβεια (accuracy) δίνει την απόκλιση του οργάνου από μια γνωστή είσοδο και δείχνει πόσο κοντά βρίσκεται η μέτρηση στην πραγματική τιμή.

Εκφράζεται είτε ως απόλυτο νούμερο (σχετική ακρίβεια):

$$A = 1 - \left| (r - x) / r \right| \quad (1.1.)$$

Είτε ως ποσοστό της πλήρους κλίμακας (εκατοστιαία ακρίβεια):

$$A(\%) = [1 - \left| (r - x) / r \right|] * 100\% \quad (1.2.)$$

Όπου r : η πραγματική τιμή και x : η μετρούμενη.

Η ακρίβεια σε μία σειρά μετρήσεων αποτελεί το μέτρο της επαναληπτικότητας (repeatability), η οποία είναι η ικανότητα του οργάνου να αναπαράγει κάποια μέτρηση με δεδομένη διακριτικότητα.

1.5. Γενικά στοιχεία αισθητήρων – Βασικές έννοιες.

Καταρχάς, οι αισθητήρες είναι συσκευές που ανιχνεύουν ένα σήμα ή μια διέγερση από το περιβάλλον τους και παράγουν από αυτό μια μετρήσιμη έξοδο. Στην αγγλική ορολογία οι αισθητήρες αναφέρονται με την ονομασία sensors μπορούμε όμως να τους εντοπίσουμε και με τις ονομασίες converters, detectors, transducers. Οι λέξεις αισθητήριο (sensor) και μετατροπέας (transducer) χρησιμοποιούνται και οι δύο στην περιγραφή των συστημάτων μετρήσεων. Ο όρος sensor προέρχεται από το λατινικό ρήμα sentire που σημαίνει αντιλαμβάνομαι και ο όρος transducer προέρχεται από το ρήμα transducere, που σημαίνει διέρχομαι. Ένας ορισμός για τη λέξη transducer είναι ο ακόλουθος: μετατροπέας είναι μια συσκευή που μετατρέπει ισχύ από ένα σύστημα σε ένα άλλο στην ίδια ή διαφορετική μορφή. Ο λεξιλογικός ορισμός της λέξης sensor είναι ο εξής: αισθητήρας είναι μια συσκευή, που ανιχνεύει μια αλλαγή σε ένα φυσικό ερέθισμα, και το μετατρέπει σε ένα σήμα, το οποίο μπορεί να μετρηθεί ή να καταγραφεί. Χάριν της προόδου της επιστήμης της ηλεκτρονικής και των υπολογιστών, όταν αναφερόμαστε σε ένα σήμα που μπορεί να καταγραφεί και να μετρηθεί, αναφερόμαστε σε ηλεκτρικό σήμα. Έτσι, λοιπόν, ένας διαφορετικός ορισμός για το αισθητήριο είναι ο εξής: αισθητήρας είναι μια μορφή διάταξης που μετατρέπει μια μορφή ενέργειας σε ηλεκτρική. Ενώ, ο ενεργοποιητής ή κινητοποιητής (actuator) μετατρέπει ένα ηλεκτρικό σήμα σε μια φυσιολογική δράση.

Παράλληλα, οι αισθητήρες έχουν διάφορες μορφές ώστε να μπορούν να μετρούν διάφορες φυσικές ποσότητες. Περισσότερα από 1600 αισθητήρια είναι σήμερα διαθέσιμα για την μετατροπή ενός φυσικού μεγέθους σε ηλεκτρικό σήμα. Μερικές από τις φυσικές ποσότητες που συναντώνται συχνά και απαιτούν μέτρηση είναι η ταχύτητα και η επιτάχυνση ενός κινούμενου αντικειμένου, η θέση, η μετατόπιση ενός αντικειμένου, η θερμοκρασία, η δύναμη, η ροή ρευστού, η στάθμη υγρών, η πίεση, η τάση, το ρεύμα, η ακτινοβολία και άλλα. Η καλύτερη κατανόηση των φυσικών φαινομένων και η ανάπτυξη νέων υλικών, είχε ως αποτέλεσμα την κατασκευή αισθητηρίων με υψηλή ακρίβεια, γρήγορη απόκριση και ευρεία περιοχή μέτρησης.

Όσον αφορά, τη διαφορά ενός αισθητήρα από ένα μετατροπέα, αξίζει να αναφερθεί ότι συχνά υπάρχει μία σύγχυση και μία ασάφεια. Ειδικά στην βιβλιογραφία οι όροι αυτοί χρησιμοποιούνται ελεύθερα και πολλές φορές έχουν την ίδια σημασία. Ο μετατροπέας όμως έχει μία ελαφρά διαφορά από το αισθητήριο παρότι αυτοί οι δύο όροι είναι παρόμοιοι. Ο μετατροπέας είναι οποιαδήποτε συσκευή που μετασχηματίζει μία μορφή ενέργειας σε μία άλλη, οπότε ένας αισθητήρας είναι ταυτόχρονα και μετατροπέας αλλά αυτό δεν σημαίνει ότι όλοι οι μετατροπείς είναι απαραίτητα και αισθητήρες. Πολλοί μετατροπείς εμπεριέχουν ένα αισθητήριο.

Είναι προφανές, λοιπόν, ότι ο όρος μετατροπέας είναι γενικότερος του αισθητήρα και περιλαμβάνει, εκτός των αισθητηρίων, τα οποία μετατρέπουν κάποια ενέργεια σε ηλεκτρική ενέργεια, και μηχανισμούς κίνησης, που μετατρέπουν την ηλεκτρική ενέργεια σε μηχανική ή οποιαδήποτε άλλη διάταξη μετατροπής ενός τύπου ενέργειας σε κάποιον άλλο. Συνεπώς, μια διάκριση των δύο όρων είναι να χρησιμοποιείται ο

μετατροπέας για τη διάταξη αίσθησης συν ένα σχετικό συνδεδεμένο με αυτήν κύκλωμα. Ενώ, το αισθητήριο χρησιμοποιείται για το αντιλαμβανόμενο καθεαυτό στοιχείο. Παραδείγματος χάριν, ένα θερμίστορ ονομάζεται αισθητήριο. Όμως, ένα θερμίστορ μαζί με μια γέφυρα, προκειμένου να μετατραπεί η μεταβολή της ηλεκτρικής αντίστασης σε μεταβολή της ηλεκτρικής τάσης, ονομάζεται μετατροπέας.

Επιπλέον, ένα ακόμη παράδειγμα σε ότι αφορά τη διαφορά ανάμεσα στους όρους του μετατροπέα και του αισθητήρα είναι το εξής: ένας λαμπτήρας πυρακτώσεως, μπορεί να χαρακτηριστεί ως μετατροπέας διότι, μετατρέπει την ηλεκτρική ενέργεια που δέχεται σε θερμότητα και φωτεινή ενέργεια. Σε καμία περίπτωση όμως, δεν μπορεί ένας λαμπτήρας πυρακτώσεως να χαρακτηριστεί ως αισθητήριο αφού, δεν παρέχει ένδειξη ότι υπάρχει ηλεκτρικό ρεύμα. Μοναδικός σκοπός του λαμπτήρα είναι ο φωτισμός κάποιου χώρου ή δωματίου. Ωστόσο, εάν ο λαμπτήρας χρησιμοποιούνταν σε ένα ηλεκτρικό κύκλωμα, για να μας υποδεικνύει τότε κάποιο τμήμα του κυκλώματος που είναι συνδεδεμένος διαρρέεται από ρεύμα, τότε θα μπορούσε να χαρακτηριστεί και σαν αισθητήριο.

Επίσης, άλλο ένα παράδειγμα αποτελεί η γεννήτρια συνεχούς ρεύματος. Πιο αναλυτικά, μια γεννήτρια είναι μετατροπέας διότι, μετατρέπει τη μηχανική ενέργεια σε ηλεκτρική ενέργεια. Ωστόσο, δεν είναι αισθητήρας διότι, δεν χρησιμοποιείται για κάποια μέτρηση. Αν όμως χρησιμοποιηθεί σε ένα κύκλωμα για τη μέτρηση της ταχύτητας περιστροφής ενός άξονα τότε, ονομάζεται και αισθητήρας.

Επιπροσθέτως, όσον αφορά την αισθητήρια διαδικασία σε σχέση με τη μετατροπή ενέργειας, η μορφή του σήματος εξόδου είναι συχνά μια τάση ανάλογη του σήματος εισόδου, αν και ορισμένες φορές, είναι μια κυματομορφή της οποίας η συχνότητα είναι ανάλογη με εκείνη του σήματος εισόδου ή μια σειρά παλμών, που περιέχει τις πληροφορίες σε μια άλλη μορφή.

Ένας επιπλέον όρος, συχνά χρησιμοποιούμενος, είναι ο όρος ανιχνευτής (detector), ο οποίος περιγράφει μία διάταξη που χρησιμοποιείται για την ανίχνευση ενός φυσικού μεγέθους.

Στη συνέχεια, για την επιλογή ενός αισθητήρα ελέγχονται ορισμένοι παράμετροι, οι οποίοι είναι οι εξής: το κόστος, η ποιότητα, η αξιοπιστία, η καταλληλότητα μορφής αισθητήρα, η γραμμικότητα, η διακριτική ικανότητα, οι συνθήκες λειτουργίας, η ποιότητα της απαιτούμενης πληροφορίας και άλλα πολλά. Η χρήση των αισθητήρων στην αυτοματοποίηση διάφορων συστημάτων, επέφερε πολλά θετικά συνεπακόλουθα όπως π.χ. στον παραγωγικό τομέα:

- Αύξηση της παραγωγικότητας.
- Χαμηλό κόστος παραγωγής.
- Συνεχή λειτουργία χωρίς λάθη.
- Ασφάλεια του προσωπικού και των μηχανημάτων.

Γενικά, οι αισθητήρες χρησιμοποιούνται για συλλογή πληροφοριών και για έλεγχο συστημάτων. Οι αισθητήρες που χρησιμοποιούνται για την συλλογή δεδομένων παρέχουν τις πληροφορίες με σκοπό την γνωστοποίηση τους στον χρήστη, έτσι ώστε αυτός να γνωρίζει την τρέχουσα κατάσταση των παραμέτρων που ελέγχονται καθώς και την εξέλιξη τους. Από την άλλη πλευρά, οι αισθητήρες που χρησιμοποιούνται στα συστήματα ελέγχου δεν διαφέρουν από αυτούς που χρησιμοποιούνται για συλλογή πληροφοριών αλλά διαφέρουν στον τρόπο αξιοποίησης αυτής της πληροφορίας. Το σήμα του αισθητήρα σε ένα σύστημα ελέγχου τροφοδοτεί έναν ελεγκτή, ο οποίος παράγει μία έξοδο η οποία ρυθμίζει την τιμή της υπό μέτρηση παραμέτρου. Ένα παράδειγμα τέτοιου συστήματος είναι το γνωστό ABS(anti-lock brake system) σε ένα αυτοκίνητο.

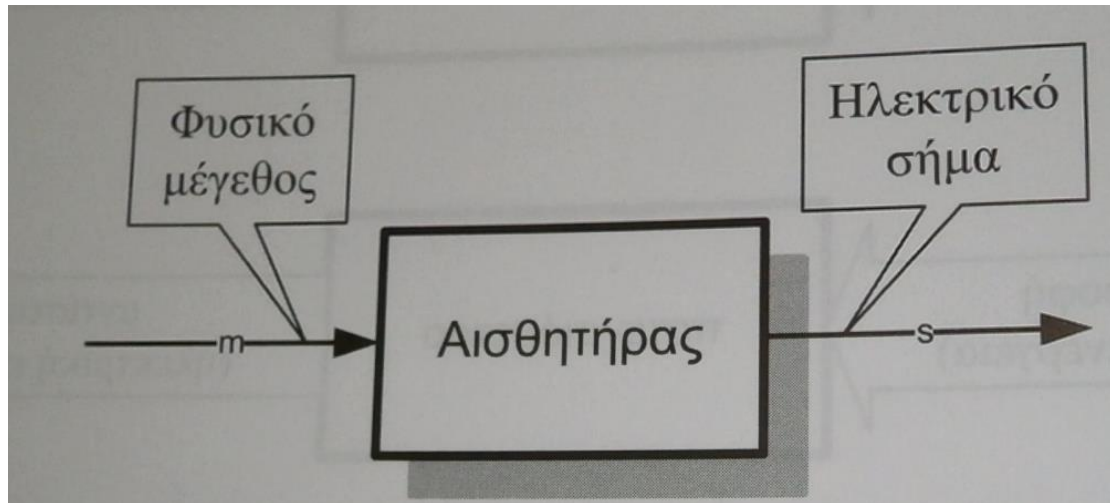
Η διέγερση ενός αισθητήρα ή ενός μορφομετατροπέα προκαλείται από ένα ερέθισμα (stimulus), δηλαδή μία φυσική ποσότητα. Ένας αισθητήρας μετατρέπει το φυσικό μέγεθος, το οποίο αποτελεί την εξαρτημένη μεταβλητή του συστήματος μέτρησης σε πληροφορία ηλεκτρικού μεγέθους. Επιπλέον, ένας αισθητήρας παράγει σήμα εξόδου το οποίο μπορεί να αποτελεί μεταβολή μεγέθους του πλάτους, της συχνότητας, της φάσης, του κύκλου εργασίας και άλλα. Στον πίνακα: 1.1. παρουσιάζονται παραδείγματα αισθητήρων σε σχέση με τη μορφή ενέργειας που μπορούν να ανιχνεύσουν.

Πίνακας: 1.1.: Παραδείγματα αισθητήρων και ανιχνεύσιμων μορφών ενέργειας.

Ενέργεια	Αισθητήρες
Ηλεκτρική	Φορτίου, ρεύματος, τάσης, αντίστασης, αγωγιμότητας, χωρητικότητας.
Θερμική	Θερμοκρασίας, ροής θερμότητας, ροής αερίων, θερμικής αγωγιμότητας.
Μηχανική	Ροής, πίεσης, μετατόπισης, ταχύτητας, επιτάχυνσης, δύναμης, μάζας.
Μαγνητική	Μαγνητικού πεδίου, ροής, μαγνητικής διαπερατότητας.
Ακτινοβολία	Υπεριώδους, υπερύθρου, μικροκυμάτων, ακτίνων χ, ακτίνων γ.
Χημική	Συγκέντρωσης αερίων, υγρασίας, ΡΗ, συγκέντρωσης ιόντων, ατμών, οσμών.

1.6. Ορισμός αισθητήρα.

Ο αισθητήρας (sensor) είναι μια συσκευή ή μια διάταξη που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση ενός φυσικού μεγέθους. Μετατρέπει το φυσικό μέγεθος που μετράται (μετρούμενο μέγεθος) σε ηλεκτρικό σήμα όπως παρουσιάζεται στο σχήμα:1.2.



Σχήμα: 1.2.: Σχηματική διάταξη ενός αισθητήρα.

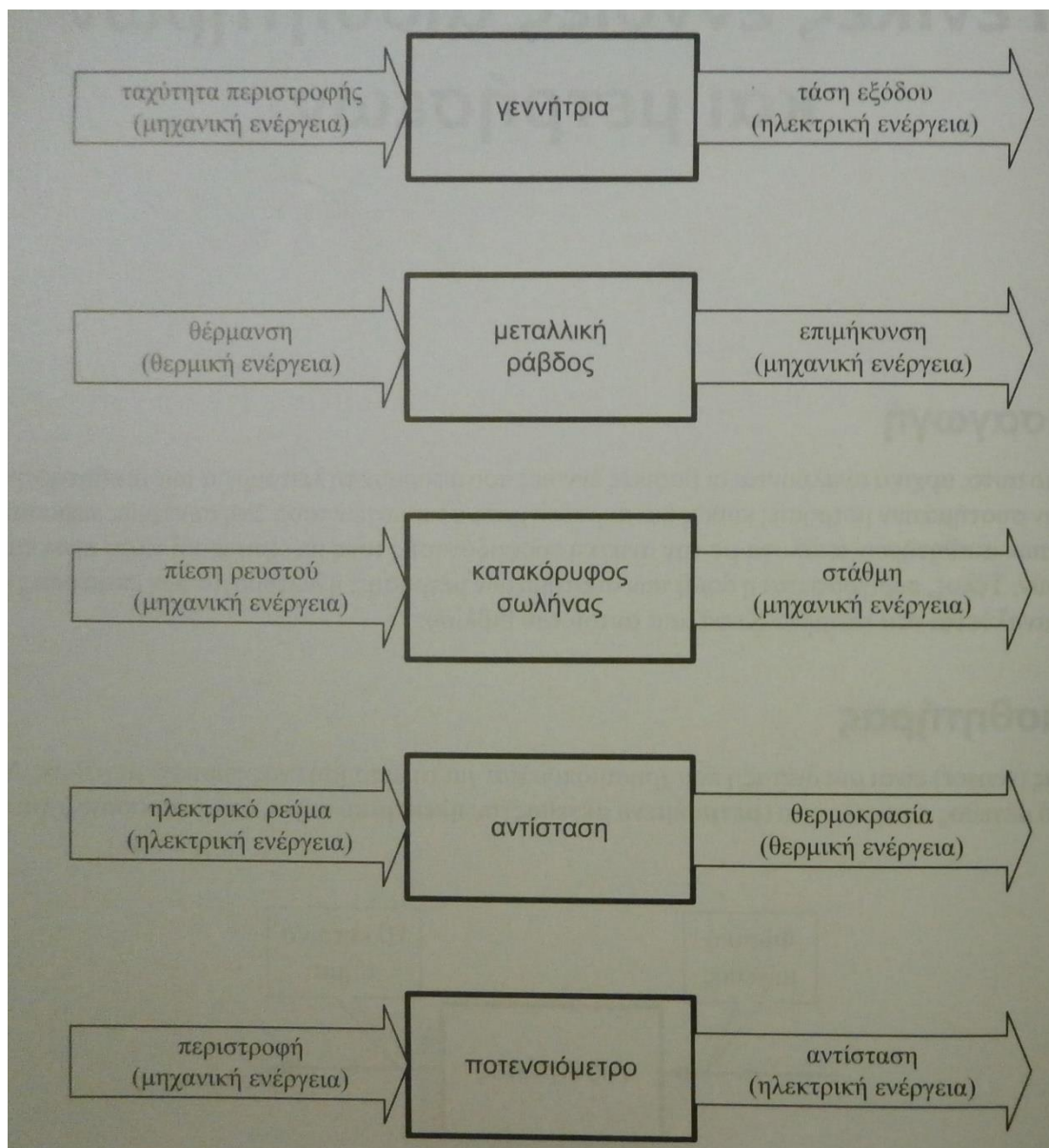
Η γενική έκφραση "ηλεκτρικό σήμα εξόδου" ενός αισθητήρα είναι, είτε τάση (σε περίπτωση που ο αισθητήρας μετατρέπει το μετρούμενο μέγεθος σε τάση), είτε ρεύμα (σε περίπτωση που ο αισθητήρας μετατρέπει το μετρούμενο μέγεθος σε ρεύμα).

Γενικά, λοιπόν, οι αισθητήρες μπορούν να είναι ξεχωριστές συσκευές ή περίπλοκες κατασκευές, αλλά όποια και να είναι η μορφή τους επιτελούν όλοι την ίδια βασική λειτουργία, που είναι η ανίχνευση ενός σήματος ή μίας διέγερσης και η παραγωγή μίας μετρήσιμης εξόδου.

Τέλος, οι αισθητήρες μπορούν να χρησιμοποιηθούν και είναι απαραίτητοι τόσο σε συστήματα μέτρησης όσο και σε συστήματα ελέγχου.

1.7. Ορισμός μετατροπέα.

Ο μετατροπέας (transducer) είναι γενικά μια διάταξη που απορροφά ενέργεια από ένα σύστημα και τη μετατρέπει σε ενέργεια άλλης μορφής. Παραδείγματος χάριν, ένα πιεζοηλεκτρικό στοιχείο απορροφά μηχανική ενέργεια και τη μετατρέπει σε ηλεκτρική. Στο σχήμα:1.3. παρουσιάζονται άλλα παραδείγματα μετατροπέων.



Σχήμα: 1.3.: Παραδείγματα μετατροπών.

Στα συστήματα μετρήσεων χρησιμοποιούνται εκείνοι οι μετατροπείς που μετατρέπουν ενέργεια άλλης μορφής σε ηλεκτρική και έτσι επιτρέπουν τη μέτρηση ενός μη ηλεκτρικού μεγέθους. Για το λόγο αυτό, στα συστήματα μετρήσεων, οι όροι *μετατροπέας* και *αισθητήρας* χρησιμοποιούνται συχνά στη βιβλιογραφία έχοντας την ίδια σημασία.

1.8. Ορισμός ανιχνευτή.

Καταρχάς, ο ανιχνευτής (detector) είναι μια διάταξη αισθητήρα ή μετατροπέα με έξοδο δύο διακριτών καταστάσεων (ON/OFF, HIGH/LOW, [λογικό 1]/[λογικό 0], 5Volt/ 0Volt, κλπ.). Ανιχνεύει αν η στάθμη μιας ποσότητας είναι μεγαλύτερη ή μικρότερη από μια τιμή, αλλά όχι την τρέχουσα τιμή της.

Επίσης, οι ανιχνευτές χρησιμοποιούνται ευρέως σε συστήματα ελέγχου στη βιομηχανία, αλλά δεν χρησιμοποιούνται για μέτρηση μεγεθών. Παράλληλα, δεν απαιτείται μεγάλη ακρίβεια στη λειτουργία τους και χαρακτηρίζονται από χαμηλό κόστος εν συγκρίσει, με τους αντίστοιχους αισθητήρες που χρησιμοποιούνται για μέτρηση του μεγεθούς.

Για παράδειγμα, για τη ρύθμιση της θερμοκρασίας σε ένα οικιακό θερμοσίφωνο στους 60°C επαρκεί ένας ανιχνευτής ο οποίος αλλάζει κατάσταση (ON/OFF) στους 60°C (θερμοστάτης) και συνδέει ή αποσυνδέει την τροφοδοσία των 220V. Η ακριβής μέτρηση της θερμοκρασίας με αντίστοιχο αισθητήρα μαζί με το απαιτούμενο κύκλωμα ελέγχου του ρεύματος απλώς θα επιβάρυνε το κόστος της διάταξης.

1.9. Τηλεπισκόπηση.

Τηλεπισκόπηση (remote sensing) είναι η μέθοδος απόκτησης φασματικής, χωρικής (π.χ. διαστάσεις, γεωμετρικό σχήμα κ.λ.π.) ή χρονικής πληροφορίας που αφορά αντικείμενα, περιοχές ή φαινόμενα δίχως φυσική επαφή με το αντικείμενο των μετρήσεων. Οι αισθητήρες ενός συστήματος τηλεπισκόπησης εγκαθίστανται συνήθως σε μη επίγεια μέσα όπως δορυφόροι, αεροπλάνα, μετεωρολογικά αεροπλάνα και τα λουιά. Επίσης, οι μετρήσεις πραγματοποιούνται με βάση:

- Την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία (υπέρυθρη, μικροκύματα κ.λ.π.) που εκπέμπεται από τα ίδια τα αντικείμενα ή προέρχεται από ανάκλαση επάνω στο αντικείμενο της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας που εκπέμπεται από άλλη φυσική πηγή, όπως είναι για παράδειγμα ο ήλιος (παθητική τηλεπισκόπηση, passive remote sensing).
- Την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία που εκπέμπεται από το ίδιο το σύστημα μέτρησης και ανακλάται στο αντικείμενο (ενεργός τηλεπισκόπηση, active remote sensing).

1.10.Ορολογία αισθητήρων και συστημάτων μέτρησης και ελέγχου.

Παρακάτω θα αναφερθούν μερικοί από τους όρους που χρησιμοποιούνται στα συστήματα μέτρησης και ελέγχου με αισθητήρες.

- ❖ **Απόλυτη μέτρηση (absolute measurement):** Η απόλυτη μέτρηση χρησιμοποιεί κλίμακες μέτρησης που βασίζονται στις βασικές μονάδες ενός συστήματος. Σχετίζεται με την κατάσταση, στην οποία ένα σύστημα δεν περιέχει καμία από τις μεταβλητές που μετρούνται. Η έννοια αυτή ευρίσκεται σε αντίθεση με την έννοια των αυθαίρετων κλιμάκων (arbitrary scales), στις οποίες οι τιμές αναφέρονται σε μία προκαθορισμένη αριθμητική τιμή. Παραδείγματος χάριν, για τη μέτρηση της θερμοκρασίας, υπάρχουν οι κλίμακες θερμοκρασίας Κελσίου και Κέλβιν. Η κλίμακα Κέλβιν είναι απόλυτη, διότι σχετίζει την υπάρχουσα θερμοκρασία με την κατάσταση όπου

η θερμοκρασία μίας ουσίας είναι μηδέν, ενώ η κλίμακα Κελσίου είναι αυθαίρετη, επειδή σε αυτήν οι τιμές της θερμοκρασίας σχετίζονται με τη θερμοκρασία πήξης του νερού, που ορίζεται αυθαίρετα ως μηδέν βαθμοί Κελσίου.

- ❖ **Ρυθμισμένο σήμα (conditioned signal):** Ένα ρυθμισμένο σήμα είναι η έξοδος ενός αισθητήρα, η οποία έχει υποστεί κατάλληλη τροποποίηση ώστε, να μπορεί να γίνει κατανοητή από μια συσκευή απεικόνισης ή καταγραφής, μία συσκευή ελέγχου ή οποιαδήποτε άλλη συσκευή.
- ❖ **Έλεγχος:** Αναφορικά με τα συστήματα μέτρησης, έλεγχος είναι ο χειρισμός ή η λειτουργία ενός συστήματος ή μίας συσκευής.
- ❖ **Ηλεκτρεγερτική δύναμη (ΗΕΔ) (electromotive force, EMF):** Ηλεκτρεγερτική δύναμη ονομάζεται η πηγή ενέργειας που προκαλεί τη ροή ρεύματος σε μία ηλεκτρική συσκευή ή σε ένα ηλεκτρικό κύκλωμα. Αποτελεί το ρυθμό με τον οποίο λαμβάνεται η ενέργεια από αυτήν τη συσκευή όταν ρέει ρεύμα. Η ΗΕΔ μετριέται σε Volt.
- ❖ **Ρευστό:** Εξ' ορισμού ένα ρευστό είναι οποιαδήποτε ουσία μπορεί να ρέει. Επίσης, ρευστά είναι συνήθως τα αέρια και τα υγρά, αλλά και ορισμένες κατηγορίες στερεών υλικών, όπως είναι η άμμος ή η κόνις (σκόνη). Παράλληλα, δεν έχουν συγκεκριμένο σχήμα και εμφανίζουν μικρή αντίσταση στη μηχανική τάση.
- ❖ **Ροή:** Η έννοια της ροής αναφέρεται στην ισχύ ενός μαγνητικού πεδίου σε κάποια δεδομένη περιοχή του χώρου. Υπάρχει η μαγνητική ροή και η ηλεκτρική ροή.
- ❖ **Ολοκληρωμένο κύκλωμα (integrated circuit, IC):** Ολοκληρωμένο κύκλωμα είναι ένα ηλεκτρονικό κύκλωμα που κατασκευάζεται επάνω σε ένα δισκίο (wafer) κάποιου ημιαγωγικού υλικού, το οποίο δε μπορεί να διαχωριστεί σε επιμέρους τμήματα. Έτσι, όλα τα στοιχεία είναι ενσωματωμένα σε μία μόνο ψηφίδα του ημιαγωγικού υλικού.
- ❖ **Ημιαγωγός:** Οι ημιαγωγοί είναι υλικά τα οποία από την πλευρά των ηλεκτρικών ιδιοτήτων ευρίσκονται ανάμεσα στα μέταλλα και τους μονωτές. Τα σύγχρονα ολοκληρωμένα κυκλώματα και οι υπολογιστές στηρίζονται σε συσκευές που έχουν ως βάση ημιαγωγούς.
- ❖ **Διασύνδεση(interface):** Αποτελεί τη σύνδεση δύο ηλεκτρονικών συσκευών κατά την οποία οι είσοδοι και οι έξοδοι έχουν σχεδιαστεί ώστε, οι συσκευές να μπορούν να συνεργαστούν και να ανταλλάξουν δεδομένα.
- ❖ **Ακροδέκτης μέτρησης(probe):** Καλείται μια συσκευή που ενώνει έναν αισθητήρα ή οθόνη εμφάνισης με τη μετρούμενη ποσότητα ή ένα ηλεκτρικό κύκλωμα.
- ❖ **Τοπική ένδειξη αισθητήρα(local reading):** Είναι η ένδειξη που παρέχει ο αισθητήρας κοντά στο σημείο στο οποίο γίνεται η μέτρηση (στη μονάδα καταγραφής). Έτσι, λέμε ότι λαμβάνουμε μία τοπική ένδειξη της εξόδου του αισθητήρα.
- ❖ **Ένδειξη από απόσταση(remote reading):** Όταν η ένδειξη ενός αισθητήρα δύναται να αναγνωσθεί από απόσταση, δηλαδή όταν το σημείο ανάγνωσης

είναι μακριά από το σημείο μέτρησης, τότε λέμε ότι η ένδειξη που παρέχεται είναι από απόσταση.

- ❖ **Παράμετρος :** Καλείται μία μεταβλητή ποσότητα με καθορισμένα όρια.
- ❖ **Μετρούμενη ποσότητα (measurand):** Καλείται η ποσότητα ή η παράμετρος που πρόκειται να μετρηθεί δηλαδή η είσοδος ενός συστήματος μέτρησης. Για παράδειγμα, ένα θερμομέτρο μετρά θερμοκρασίες και συνεπώς, η μετρούμενη ποσότητα ενός θερμομέτρου είναι η θερμοκρασία.
- ❖ **Ηλεκτρικός θόρυβος (noise):** Καλείται η παρουσία ανεπιθύμητων ηλεκτρικών σημάτων που ενδέχεται να αποκρύψουν ή να επιφέρουν αλλοιώσεις στο σήμα που μεταφέρει χρήσιμη πληροφορία, όπως είναι η έξοδος ενός αισθητήρα ή το σήμα σφάλματος.
- ❖ **Προδιαγραφές συσκευής (specifications):** Είναι η τεχνική περιγραφή των χαρακτηριστικών, της απόδοσης, της κατασκευής καθώς και οποιονδήποτε άλλων σχετικών πληροφοριών που αφορούν την συσκευή.
- ❖ **Μεταβλητή (variable):** Ως μεταβλητή, στο πεδίο των αισθητήρων και των συστημάτων μέτρησης, δύναται να θεωρηθεί οτιδήποτε που μπορεί να λάβει διαφορετικές τιμές, συνήθως μία φυσική ή μια μετρούμενη ποσότητα.
- ❖ **Μονάδες Διεθνούς Συστήματος:** Οι μονάδες του Διεθνούς Συστήματος είναι οι θεμελιώδεις μονάδες μετρήσεων, οι οποίες χρησιμοποιούνται παγκόσμια μετά από διεθνή συμφωνία, προκειμένου να διασφαλίζεται η επιστημονική και τεχνική συμβατότητα. Το Διεθνές Σύστημα Μονάδων (ΜΣ, ή διεθνώς SI, Γαλ. Le Système International d'unités ή «Μετρικό Σύστημα») αποτελεί ένα δεκαδικό σύστημα έκφρασης συμβατικών μονάδων μέτρησης φυσικών μεγεθών μέτρων και σταθμών. Παράλληλα, χρησιμοποιεί τις μονάδες καθαυτές, καθώς και γινόμενα και πηλίκια αυτών.
Η επίσημη αναφορά του συστήματος μονάδων SI προέρχεται από το Διεθνές Γραφείο Μέτρων και Σταθμών (Bureau International des Poids et Mesures) που εδρεύει στη Γαλλία. Πιο συγκεκριμένα, υιοθετήθηκε το 1961 κατά την 11η Γενική Διάσκεψη και αντικατέστησε τα παλαιότερα συστήματα μονάδων της φυσικής, όπως το Μετρικό Σύστημα Μονάδων MKS (Meter Kilogram Second) και το CGS (Centimeter Gram Second). Ακόμη, το SI χρησιμοποιείται λόγω του δεκαδικού χαρακτήρα του και σε τεχνικές εφαρμογές σε μεγάλο ποσοστό του κόσμου έναντι παλαιότερων άλλων συστημάτων (όπως τα Αγγλοσαξονικά συστήματα που βασίζονται σε ιδιαίτερες μονάδες όπως η ίντσα, η λίβρα κ.λ.π.). Έτσι, είναι το πλέον καθιερωμένο σύστημα μονάδων μέτρησης, όχι μόνο στο πεδίο της επιστήμης αλλά και της βιομηχανίας και του διεθνούς εμπορίου. Επιπλέον, οι μονάδες στο σύστημα SI κατατάσσονται σε δύο κατηγορίες:

- 1) Τις βασικές μονάδες (base units).
- 2) Τις παράγωγες μονάδες (derived units).

Στον πίνακα που ακολουθεί (πίνακας: 1.2.), παρουσιάζονται οι βασικές μονάδες του συστήματος SI.

Πίνακας: 1.2.: Οι βασικές μονάδες του συστήματος SI.

Μέγεθος	Όνομα μονάδας	Αγγλικό όνομα	Σύμβολο
Μήκος (length)	Μέτρο	Metre	m
Μάζα (mass)	Χιλιόγραμμα	Kilogram	kg
Χρόνος (time)	Δευτερόλεπτο	Second	s
Ηλεκτρικό ρεύμα (electric current)	Αμπέρ	Ampere	A
Θερμοδυναμική θερμοκρασία (thermodynamic temperature)	Κέλβιν	Kelvin	K
Φωτεινή ένταση (luminous intensity)	Καντέλα	Candela	cd
Ποσότητα της ουσίας (amount of substance)	γραμμομόριο	Mole	mol

Όλες οι άλλες μονάδες που χρησιμοποιούνται στις μετρήσεις μεγεθών είναι παράγωγες. Στον πίνακα: 1.3. δίνονται παραδείγματα συνηθισμένων παράγωγων μονάδων.

Πίνακας: 1.3.: Παραδείγματα παράγωγων μονάδων του συστήματος SI.

Μέγεθος	Όνομα μονάδας	Αγγλικό όνομα	Σύμβολο
Εμβαδόν, επιφάνεια (area)	Τετραγωνικό μέτρο	Square metre	m ²
Όγκος (volume)	Κυβικό μέτρο	Cubic metre	m ³
Ταχύτητα (speed, velocity)	Μέτρα ανά δευτερόλεπτο	Metre per second	m/s
Επιτάχυνση (acceleration)	Μέτρα ανά δευτερόλεπτο στο τετράγωνο	Metre per second squared	m/s ²
Αριθμός κύματος	Αντίστροφο μέτρο	1 per metre	m ⁻¹
Πυκνότητα (density, mass density)	Χιλιόγραμμα ανά κυβικό μέτρο	Kilogram per cubic metre	kg/m ³
Πυκνότητα ρεύματος (current density)	Αμπέρ ανά τετραγωνικό μέτρο	Ampere per square metre	A/m ²
Ένταση μαγνητικού πεδίου (magnetic field strength)	Αμπέρ ανά μέτρο	Ampere per metre	A/m
Συγκέντρωση (concentration of amount of substance)	Γραμμομόριο ανά κυβικό μέτρο	Mole per cubic metre	mol/m ³
Ραδιενέργεια	Αντίστροφο δευτερολέπτου	1 per second	s ⁻¹
Ειδικός όγκος	Κυβικό μέτρο ανά χιλιόγραμμα	Cubic metre per kilogram	m ³ /kg
Λαμπρότητα, Φωτεινότητα (luminance)	Καντέλα ανά τετραγωνικό μέτρο	Candela per square metre	cd/m ²

Επιπλέον, στις μετρήσεις χρησιμοποιούνται και παράγωγες μονάδες του συστήματος SI για τις οποίες έχουν καθιερωθεί ειδικές ονομασίες. Μερικά παραδείγματα τέτοιων μονάδων φαίνονται στον πίνακα: 1.4.

Πίνακας: 1.4.: Μερικές μονάδες του συστήματος SI με ειδικές ονομασίες.

Μέγεθος	Ελληνικός όρος	Αγγλικός όρος	Σύμβολο	Έκφραση με τις μονάδες SI
Συχνότητα (frequency)	Χερτζ	Hertz	Hz	s ⁻¹
Δύναμη (force)	Νιούτον	Newton	N	m kg s ⁻¹
Πίεση, καταπόνηση (pressure, stress)	Πασκάλ	Pascal	Pa	N/m ² ή kg ⁻²
Ενέργεια, έργο, ποσό θερμότητας (energy, work, quantity of heat)	Τζάουλ	Joule	J	Nm ή m ² kg s ⁻²
Ισχύς, ακτινοβολούμενη ροή (power, radiant flux)	Βατ	Watt	W	J/s ή m ² kg s ⁻²
Ποσότητα ηλεκτρισμού, ηλεκτρικό φορτίο (electric charge)	Κουλόμπ	Coulomb	X	As
Διαφορά δυναμικού, ηλεκτρικό δυναμικό, Ηλεκτρεγερτική δύναμη # electromotive force)	Βολτ	Volt	V	W/C ή m ² kg s ⁻³ A ⁻¹
Χωρητικότητα (capacitance)	Φαράντ	Farad	F	C/V m ⁻² kg ⁻¹ s ⁴ A ²
Ηλεκτρική αντίσταση (electric resistance)	Ωμ	Ohm	Ω	V/A ή m ² kg s ⁻³ A ⁻²
Ηλεκτρική αγωγιμότητα (electric conductance)	Σήμενς	Siemens	S	A/V ή m ⁻² kg ⁻¹ s ³ A ²
Μαγνητική ροή (magnetic flux)	Βέμπερ	Weber	Wb	V s ή m ² kg s ⁻² A ⁻¹
Μαγνητική επαγωγή, πυκνότητα μαγνητικής Ροής (magnetic flux density)	Τέσλα	Tesla	T	Wb/m ² ή kg s ⁻² A ⁻¹
Αυτεπαγωγή (inductance)	Χένρυ	Henry	H	Wb/A m ² kg s ⁻² A ⁻²
Θερμοκρασία Κελσίου (Celsius temperature)		Degree Celsius	°C	K
Φωτεινή ροή (luminous flux)	Λούμεν	Lumen	lm	cd sr
Φωτισμός, Φωτεινή ένταση (illuminance)	λουξ	Lux	lx	m ⁻² cd sr

Επίσης, στις μετρήσεις χρησιμοποιούνται παράγωγες μονάδες που εκφράζονται ως συναρτήσεις άλλων παράγωγων μονάδων. Στον πίνακα: 1.5, παρουσιάζονται τούτες οι μονάδες.

Πίνακας: 1.5.: Παράγωγες μονάδες του συστήματος SI που εκφράζονται ως συναρτήσεις άλλων παράγωγων μονάδων.

Μέγεθος	Ελληνικός όρος	Αγγλικός όρος	Σύμβολο & έκφραση με τις μονάδες SI
Επιφανειακή τάση	Νιούτον ανά μέτρο	Newton per metre	N/m (kg s ⁻²)
Ικανότητα εκπομπής ακτινοβολίας	Βατ ανά τετραγωνικό μέτρο	Watt per square metre	W/m ² (kg s ⁻³)
Εντροπία	Τζάουλ ανά Κέλβιν	Joule per Kelvin	J/K (m ² kg s ⁻² K ⁻¹)
Ειδική θερμότητα	Τζάουλ ανά χιλιόγραμμο και ανά Κέλβιν	Joule per kilogram Kelvin	J/kg K (m ² s ⁻² K ⁻¹)
Ειδική ενέργεια	Τζάουλ ανά χιλιόγραμμο	Joule per kilogram	J/kg (m ² s ⁻¹)
Θερμική αγωγιμότητα	Βατ ανά μέτρο και ανά Κέλβιν	Watt per metre Kelvin	W/mK (m kg s ⁻³ K ⁻¹)
Πυκνότητα ενέργειας	Τζάουλ ανά κυβικό μέτρο	Joule per cubic metre	J/m ³ (m ⁻¹ kg s ⁻²)
Γραμμομοριακή ενέργεια	Τζάουλ ανά γραμμομόριο	Joule per mole	J/mol (m ² kg s ⁻² mol ⁻¹)
Γραμμομοριακή εντροπία	Τζάουλ ανά γραμμομόριο και ανά Κέλβιν	Joule per mole kelvin	J/mol K (m ² kg s ⁻² K ⁻¹ mol ⁻¹)

Λόγω του ότι σε πολλές περιπτώσεις, οι ποσότητες που προκύπτουν από τις μετρήσεις είναι πολύ μεγάλες ή πολύ μικρές σε σχέση με την απλή μονάδα, χρησιμοποιούνται πολλαπλάσια ή υποπολλαπλάσια των παραπάνω μονάδων. Στον πίνακα: 1.6. δείχνονται τα συνηθέστερα πολλαπλάσια και υποπολλαπλάσια με τα αντίστοιχα σύμβολα που προτάσσονται στην εκάστοτε μονάδα μέτρησης.

Πίνακας: 1.6.: Δεκαδικά πολλαπλάσια και υποπολλαπλάσια των μονάδων.

Αριθμητικός παράγοντας	Ελληνικός όρος	Αγγλικός όρος	Σύμβολο
10 ¹²	Τέρα	Tera	T
10 ⁹	Γίγα	Giga	G
10 ⁶	Μέγα	Mega	M
10 ³	Κίλο	Kilo	k
10 ²	Έκτο	Hector	h
10 ¹	Δέκα	Deka	da
10 ⁻¹	Ντέσι	Deci	d
10 ⁻²	Σέντι	Centi	c
10 ⁻³	Μίλι	Mili	m
10 ⁻⁶	Μίκρο	Micro	μ
10 ⁻⁹	Νάνο	Nano	n
10 ⁻¹²	Πίκο	Pico	p
10 ⁻¹⁵	Φέμπτο	Femto	f
10 ⁻¹⁸	Άτο	Atto	a

1.11. Χαρακτηριστικά των αισθητήρων.

Καταρχάς, η επιλογή κάποιου αισθητήρα για κάθε περίπτωση εξαρτάται από διάφορους παράγοντες, όπως είναι η διαθεσιμότητα, το κόστος, τα χαρακτηριστικά λειτουργίας, οι απαιτήσεις της εφαρμογής αλλά και οι περιβαλλοντικοί παράγοντες. Επίσης, ένας καλός αισθητήρας πρέπει να ακολουθεί τους παρακάτω κανόνες:

- ❖ Να είναι ευαίσθητος στο μετρούμενο μέγεθος.
- ❖ Να μην είναι ευαίσθητος σε κανένα άλλο μέγεθος ή φαινόμενο.
- ❖ Να μην επηρεάζει το υπό μέτρηση μέγεθος.

Παράλληλα, σε έναν ιδανικό αισθητήρα το σήμα εξόδου είναι ακριβώς γραμμικά ανάλογο με την τιμή του μετρούμενου μεγέθους. Σε τούτη την περίπτωση το κέρδος (gain) του αισθητήρα είναι ο λόγος του σήματος εξόδου προς την τιμή του μετρούμενου μεγέθους. Στην πραγματικότητα, οι αισθητήρες αποκλίνουν από τους παραπάνω κανόνες και για αυτόν το λόγο, λαμβάνονται υπόψιν συγκεκριμένα χαρακτηριστικά των αισθητήρων.

Επιπροσθέτως, οι αποκλίσεις του σήματος εξόδου του αισθητήρα από την ιδανική τιμή προκαλούν σφάλματα στη μέτρηση του μεγέθους. Πιο συγκεκριμένα, τα σφάλματα αυτά μπορούν να ταξινομηθούν σε *συστηματικά σφάλματα (systematic errors)* και *τυχαία σφάλματα (random errors)*. Τα συστηματικά σφάλματα σε πολλές περιπτώσεις μπορούν να αντισταθμιστούν με διάφορες τεχνικές. Για παράδειγμα, με αλλαγή της βαθμονόμησης και τα λοιπά. Ενώ, τα τυχαία σφάλματα είναι δύσκολο να αντιμετωπιστούν και δεν μπορούν να εξαλειφθούν εντελώς. Παραδείγματος χάριν, ο θόρυβος, που είναι τυχαίο σφάλμα, μπορεί να περιοριστεί με φιλτράρισμα ή και επεξεργασία σήματος, που όμως περιορίζουν την δυναμική περιοχή (απόκριση σε συχνότητες) του αισθητήρα. Ωστόσο, η επίδρασή του δεν δύναται να εξαλειφθεί εντελώς.

Επίσης, ένας αισθητήρας μπορεί να χρησιμοποιηθεί είτε απευθείας για τη μέτρηση του συγκεκριμένου μεγέθους στο οποίο αντιδρά, είτε σε περισσότερο σύνθετες διατάξεις για τη μέτρηση άλλου μεγέθους. Παραδείγματος χάριν, ένας πιεζοαντιστάτης μετρά απευθείας μετατόπιση. Όταν όμως προσαρμοστεί σε ελαστικό στοιχείο μπορεί να μετρήσει μηχανικές δυνάμεις.

Ακόμη, πολλοί αισθητήρες διατίθενται σε μορφή:

- ❖ Μονολιθικού ολοκληρωμένου κυκλώματος (integrated circuit, IC).
- ❖ Αρθρώματος (module) με διακριτά στοιχεία.

Σε τέτοιες μονάδες εμπεριέχονται συνήθως και άλλες ηλεκτρονικές βαθμίδες για ενίσχυση, αυτόματη βαθμονόμηση, αυτόματο μηδενισμό, αύξηση της ακρίβειας της μέτρησης, γραμμικοποίηση, θερμοκρασιακή σταθεροποίηση και τα λοιπά. Έτσι, οι απαιτήσεις για εξωτερικά εξαρτήματα, για ενίσχυση και για βαθμονόμηση γίνονται από ελάχιστες ως μηδενικές.

Η σύγχρονη τάση στους βιομηχανικούς αισθητήρες είναι η ενσωμάτωση στη μονάδα του αισθητήρα και ενός μικροεπεξεργαστή με τον οποίο, εκτός από τις

παραπάνω λειτουργίες, επιτυγχάνεται η αυτοδιάγνωση της λειτουργίας του αισθητήρα, η παροχή στην έξοδο απευθείας ψηφιακού σήματος για εισαγωγή σε κεντρική μονάδα επεξεργασίας σε διάφορα πρότυπα διασύνδεσης (RS422, GPIB, I²C, κλπ) ή με απευθείας δικτυακή υποστήριξη σε κάποιο βιομηχανικό πρότυπο (CAN, Ethernet, LON, EIB, PROFI, κλπ).

Στις παρακάτω ενότητες, γίνεται αναφορά στα κυριότερα χαρακτηριστικά που αφορούν τους αισθητήρες. Τα χαρακτηριστικά αυτά επιτρέπουν, πρώτον, την αξιολόγηση της ποιότητας του αισθητήρα και δεύτερον, επιτρέπουν την επιλογή του κατάλληλου αισθητήρα για τη συγκεκριμένη εφαρμογή μέτρησης. Επίσης, τα κριτήρια πρέπει να καθορίζουν πόσο καλά ένα όργανο μετρά την επιθυμητή είσοδο και πόσο η έξοδος εξαρτάται από τις εισόδους παρεμβολής και τροποποίησης. Παράλληλα, τα χαρακτηριστικά αυτά μπορούν να επεκταθούν και στα ηλεκτρονικά κυκλώματα που συνδέονται στην έξοδο του αισθητήρα για να επεξεργαστούν το σήμα του αισθητήρα (π.χ. ενίσχυση, φιλτράρισμα, περιορισμός θορύβου, κ.λ.π.). Στην συγκεκριμένη περίπτωση, το σήμα εισόδου είναι το σήμα εξόδου του αισθητήρα.

Εν συνεχεία, *τα χαρακτηριστικά της απόδοσης των οργάνων, χωρίζονται* συνήθως σε δύο κατηγορίες βάσει της συχνότητας των σημάτων εισόδου. Πιο αναλυτικά, χωρίζονται στα στατικά χαρακτηριστικά που αφορούν την συμπεριφορά των αισθητήρων στη μόνιμη κατάσταση και στα δυναμικά χαρακτηριστικά που αφορούν τη συμπεριφορά των αισθητήρων κατά τη μεταβολή της εισόδου.

Τα **στατικά χαρακτηριστικά** περιγράφουν την απόδοση των οργάνων για συνεχές ρεύμα ή για πολύ χαμηλής συχνότητας εισόδους. Οι ιδιότητες της εξόδου για ένα ευρύ φάσμα των σταθερών εισόδων, καταδεικνύουν την ποιότητα της μέτρησης, συμπεριλαμβανομένων των μη γραμμικών και στατιστικών επιδράσεων. Ορισμένοι αισθητήρες και όργανα, όπως οι πιεζοηλεκτρικές συσκευές, αποκρίνονται μόνο στις χρονικά μεταβαλλόμενες εισόδους και δεν έχουν κανένα στατικό χαρακτηριστικό.

Τα **δυναμικά χαρακτηριστικά** απαιτούν τη χρήση των διαφορικών ή και εξισώσεων ολοκλήρωσης για να περιγράψουν την ποιότητα των μετρήσεων. Αν και τα δυναμικά χαρακτηριστικά εξαρτώνται συνήθως από τα στατικά χαρακτηριστικά, η μη γραμμικότητα και η στατιστική μεταβλητότητα αγνοούνται συνήθως για τις δυναμικές εισόδους, διότι οι διαφορικές εξισώσεις γίνονται δύσκολες κατά τη λύση. Το σύνολο των χαρακτηριστικών προσεγγίζονται από το άθροισμα των στατιστικών και δυναμικών χαρακτηριστικών. Αυτή η απαραίτητη υπεραπλούστευση ευθύνεται για τις διαφορές μεταξύ της πραγματικής και ιδανικής απόδοσης των οργάνων.

Μόνο μερικές ιατρικές μετρήσεις, όπως η θερμοκρασία του σώματος, είναι σταθερές ή αργά μεταβαλλόμενες ποσότητες. **Τα περισσότερα ιατρικά όργανα πρέπει να επεξεργαστούν τα σήματα που είναι χρονικά μεταβαλλόμενα.** Η χρονική μεταβολή είναι το χαρακτηριστικό αυτό των ιατρικών σημάτων, που επιβάλλει στο να ληφθούν υπόψιν τα δυναμικά χαρακτηριστικά των οργάνων. Οι διαφορικές εξισώσεις ή τα ολοκληρώματα, απαιτούνται για να σχετίσουν τις δυναμικές εισόδους με τις δυναμικές εξόδους για τα συνεχή συστήματα. Ευτυχώς, αρκετά όργανα μπορούν να περιγραφούν από τις συνηθισμένες γραμμικές διαφορικές εξισώσεις με σταθερούς συντελεστές.

1.11.(1).Στατικά χαρακτηριστικά αισθητήρων.

Στις υποενότητες που ακολουθούν παρακάτω, περιγράφονται κάποια από τα στατικά χαρακτηριστικά των αισθητήρων.

1.11.(1).(1).Ορθότητα.

Η ορθότητα μιας μετρούμενης ποσότητας είναι η διαφορά μεταξύ της πραγματικής τιμής και της μετρημένης τιμής, διαιρεμένη με την πραγματική τιμή. Τούτος ο λόγος εκφράζεται συνήθως ως ποσοστό. Επειδή, η πραγματική τιμή είναι σπάνια διαθέσιμη, η αποδεκτή πραγματική τιμή ή η τιμή αναφοράς πρέπει να αναζητείται στο Αμερικανικό Εθνικό Ινστιτούτο Προτύπων και Τεχνολογίας (National Institute of Standards and Technology).

Η ορθότητα ποικίλλει συνήθως μέσα στο κανονικό εύρος της ποσότητας που μετριέται, μειώνεται συνήθως όσο και η πλήρους κλίμακας τιμή της ποσότητας, σε ένα όργανο πολλαπλού εύρους και επίσης, συχνά ποικίλλει με τη συχνότητα των επιθυμητών εισόδων παρεμβολής και τροποποίησης. Η ορθότητα είναι ένα μέτρο του συνολικού σφάλματος, αδιαφορώντας για την πηγή του σφάλματος ή τον τύπο. Η πιθανότητα η μέτρηση να είναι χαμηλή ή υψηλή, θεωρείται η ίδια. Ακόμη, η ορθότητα μπορεί να εκφραστεί ως ποσοστό της ένδειξης, ως ποσοστό της πλήρους κλίμακας, \pm τον αριθμό των ψηφίων για τις ψηφιακές ενδείξεις, ή $\pm 1/2$ της μικρότερης υποδιαίρεσης μιας αναλογικής κλίμακας. Συχνά, η ορθότητα εκφράζεται ως το άθροισμα όλων αυτών. Παραδείγματος χάριν, σε μια ψηφιακή συσκευή ισχύει: $\pm 0,01\%$ της ένδειξης, $\pm 0,015\%$ της πλήρους κλίμακας, ± 1 ψηφίο. Εάν η ορθότητα εκφράζεται απλά ως ένα ποσοστό, η πλήρης κλίμακα συνήθως υπονοείται. Ορισμένοι κατασκευαστές οργάνων προσδιορίζουν την ορθότητα μόνο για μια περιορισμένη χρονική περίοδο.

1.11.(1).(2).Ακρίβεια.

Η ακρίβεια μιας μέτρησης εκφράζει τον αριθμό των διακριτών επιλογών από τις οποίες επιλέγεται ένα συγκεκριμένο αποτέλεσμα. Παραδείγματος χάριν, ένας μετρητής που επιδεικνύει μία τιμή 2,434 V, είναι ακριβέστερος από κάποιον που επιδεικνύει μία τιμή 2,43 V. Μετρήσεις υψηλής ακρίβειας δεν συνεπάγονται και υψηλή ορθότητα διότι, η ακρίβεια δεν κάνει καμία σύγκριση με την πραγματική τιμή.

1.11.(1).(3).Διακριτική ικανότητα (Resolution).

Η διακριτική ικανότητα ενός αισθητήρα εκφράζει τη μικρότερη δυνατή μεταβολή της εισόδου του αισθητήρα που μπορεί να μετρηθεί με βεβαιότητα. Όσο μικρότερη είναι η μεταβολή αυτή τόσο μεγαλύτερη είναι η διακριτική ικανότητα του αισθητήρα. Εάν η μετρούμενη ποσότητα αρχίζει από το μηδέν, τότε το κατώτατο όριο ταυτίζεται με την διακριτική ικανότητα.

1.11.(1).(4).Επαναληψιμότητα (Repeatability).

Η ιδιότητα ενός αισθητήρα ή ενός συστήματος μέτρησης να δίνει την ίδια έξοδο για τις ίδιες εισόδους, που εφαρμόζονται κατά τη διάρκεια κάποιας χρονικής περιόδου

(να παράγει το ίδιο ακριβώς αποτέλεσμα κατά τις διαδοχικές μετρήσεις, που εκτελούνται υπό τις ίδιες συνθήκες λειτουργίας, της ίδιας μετρούμενης ποσότητας), καλείται επαναληψιμότητα. Η επαναληψιμότητα δεν υπονοεί την ορθότητα. Για παράδειγμα, ένα σπασμένο ψηφιακό ρολόι με ένα π.μ. ή μ.μ. δείκτη, δίνει επαναλαμβανόμενες τιμές που είναι ακριβείς μόνο μία φορά την ημέρα.

1.11.(1).(5).Στατιστικός έλεγχος.

Η ορθότητα ενός οργάνου δεν έχει νόημα εκτός αν εξετάζονται όλοι οι παράγοντες, όπως το περιβάλλον και η μέθοδος χρήσης. Ο στατιστικός έλεγχος εξασφαλίζει το ότι οι τυχαίες αποκλίσεις στις μετρούμενες ποσότητες που προκύπτουν από όλους τους παράγοντες που επηρεάζουν τη διαδικασία μέτρησης, είναι αποδεκτές. Οποιαδήποτε συστηματικά σφάλματα ή επιδράσεις μπορούν να αφαιρεθούν μέσω των παραγόντων βαθμονόμησης και διόρθωσης, όμως οι τυχαίες διακυμάνσεις προκαλούν ένα δυσκολότερο πρόβλημα. Το φυσικό μετρήσιμο μέγεθος ή και το όργανο, μπορούν να εισάγουν τις στατιστικές διακυμάνσεις που καθιστούν τις εξόδους μη επαναλαμβανόμενες. Εάν η αιτία αυτής της μεταβλητότητας δε μπορεί να εξαλειφθεί, τότε η στατιστική ανάλυση πρέπει να χρησιμοποιηθεί για να καθορίσει τη διακύμανση του λάθους. Ο υπολογισμός της πραγματικής τιμής μπορεί να βελτιωθεί με την εκτέλεση πολλαπλών μετρήσεων και τον υπολογισμό του μέσου όρου των αποτελεσμάτων.

1.11.(1).(6). Στατική ευαισθησία.

Μια στατική βαθμονόμηση εκτελείται διατηρώντας όλες τις εισόδους (επιθυμητές, παρεμβολής και τροποποίησης) σταθερές, εκτός από μία. Αυτή η μία είσοδος μεταβάλλεται αυξητικά εντός του εύρους λειτουργίας, με συνέπεια μία σειρά από αυξητικές εξόδους.

Η στατική ευαισθησία ενός οργάνου ή ενός συστήματος, είναι ο λόγος της αυξητικής ποσότητας εξόδου, προς την αυξητική ποσότητα εισόδου. Αυτός ο λόγος είναι το στατικό συστατικό του G_d για τις επιθυμητές εισόδους μέσα στο εύρος των αυξητικών εισόδων. Η αυξητική κλίση μπορεί να ληφθεί είτε από το διάστημα μεταξύ δύο παρακείμενων σημείων ή από την εφαπτομένη σε ένα σημείο της καμπύλης βαθμονόμησης. Επίσης, η στατική ευαισθησία μπορεί να είναι σταθερή για μόνο ένα μέρος της κανονικής λειτουργικής περιοχής του οργάνου, όπως παρουσιάζεται στο σχήμα: 1.4.(α). Για τα στοιχεία της εισόδου και εξόδου που δίνουν μία ευθεία γραμμή ως καμπύλη βαθμονόμησης, η κλίση m και το σημείο τομής b για τη γραμμή με το ελάχιστο άθροισμα των τετραγώνων των διαφορών μεταξύ των σημείων και της γραμμής δίνονται από τις εξισώσεις που ακολουθούν παρακάτω:

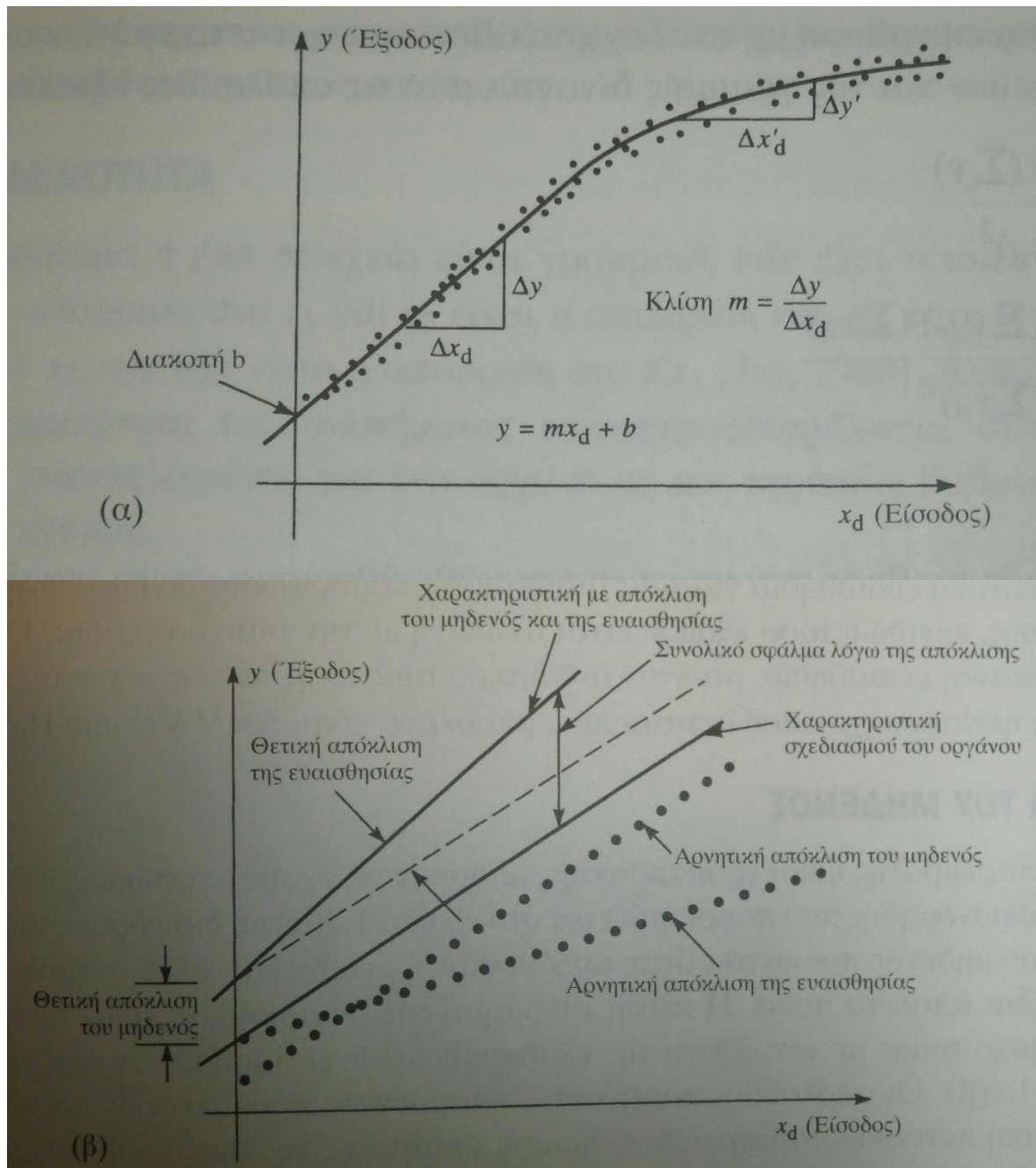
$$m = \frac{n \sum xdy - (\sum xd) (\sum y)}{n \sum x_d^2 - (\sum xd)^2} \quad (1.3.)$$

$$b = \frac{(\sum y) (\sum xd)^2 - (\sum xdy) (\sum xd)}{n \sum x_d^2 - (\sum xd)^2} \quad (1.4.)$$

$$y = mx_d + b \quad (1.5.)$$

όπου n : είναι ο συνολικός αριθμός των σημείων και κάθε άθροισμα ισχύει για όλα τα n σημεία.

Η στατική ευαισθησία για τους αισθητήρες διαμόρφωσης δίνεται συνήθως ανά volt διέγερσης, επειδή η τάση εξόδου είναι ανάλογη με την τάση διέγερσης. Παραδείγματος χάριν, η στατική ευαισθησία για έναν αισθητήρα αιματικής πίεσης, ο οποίος περιέχει μια γέφυρα ηλεκτρομηχανικού μετατροπέα, μπορεί να είναι $50 \mu V \cdot V^{-1} mm Hg^{-1}$.



Σχήμα: 1.4.: α) Η καμπύλη της στατικής ευαισθησίας όπου συσχετίζεται η επιθυμητή είσοδος x_d με την έξοδο y . Η στατική ευαισθησία μπορεί να είναι σταθερή μόνο για περιορισμένο εύρος εισόδων. **β)** Στατική ευαισθησία: απόκλιση του μηδενός και ολίσθηση της ευαισθησίας. Οι γραμμές με τις τελείες υποδηλώνουν ότι η ολίσθηση του μηδενός και της ευαισθησίας μπορεί να είναι και αρνητικές.

1.11.(1).(7). Απόκλιση του μηδενός.

Οι επιθυμητές εισοδοί είναι τα μετρήσιμα φυσικά μεγέθη, τα οποία το όργανο σχεδιάστηκε να απομονώνει. Οι εισοδοί παρεμβολής αποτελούν ποσότητες που ακούσια επηρεάζουν το όργανο ως συνέπεια των αρχών που χρησιμοποιούνται για να αποκτηθούν και να επεξεργαστούν οι επιθυμητές εισοδοί. Σε περίπτωση που η χωρική ή χρονική απομόνωση του μετρήσιμου φυσικού μεγέθους είναι ελλιπής, η

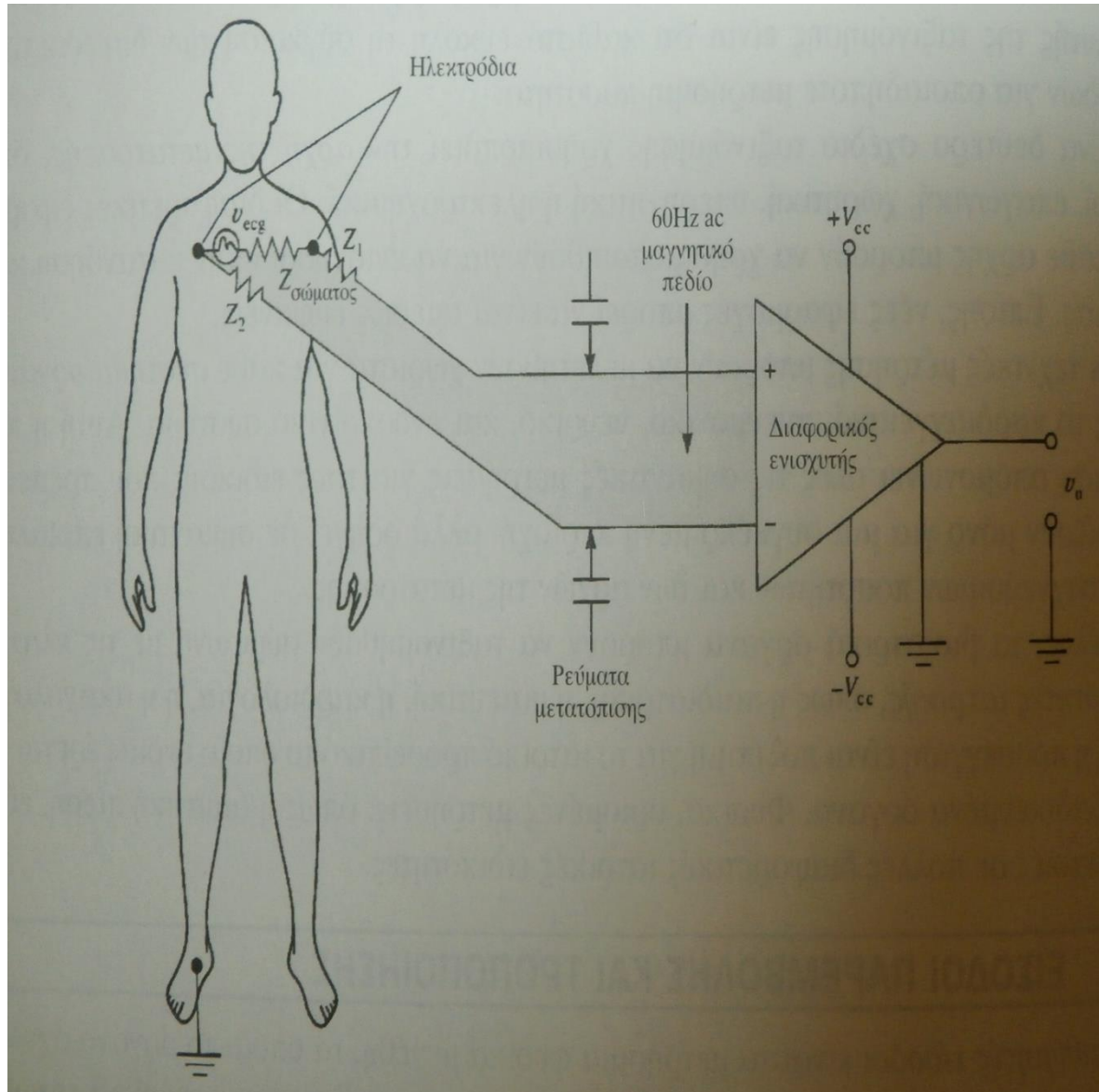
είσοδος παρεμβολής μπορεί ακόμη να είναι η ίδια ποσότητα με την επιθυμητή είσοδο. Οι τροποποιητικές είσοδοι είναι ανεπιθύμητες ποσότητες που επηρεάζουν έμμεσα την έξοδο αλλάζοντας την απόδοση του ίδιου του οργάνου. Οι τροποποιητικές είσοδοι μπορούν να επηρεάσουν στην επεξεργασία είτε των επιθυμητών είτε των παρεμβαλλόμενων εισόδων. Ορισμένες ανεπιθύμητες ποσότητες μπορούν να ενεργήσουν τόσο ως τροποποιητικές είσοδοι και ως είσοδοι που παρεμβάλλονται.

Οι είσοδοι παρεμβολής ή και τροποποίησης, μπορούν να έχουν επιπτώσεις στην στατική καμπύλη βαθμονόμησης που παρουσιάζεται στο σχήμα: 1.4.α) με διάφορους τρόπους. Η απόκλιση του μηδενός προκύπτει όταν αυξάνονται ή μειώνονται όλες οι τιμές της εξόδου με το ίδιο απόλυτο ποσό. Η κλίση της καμπύλης ευαισθησίας είναι αμετάβλητη, αλλά το σημείο τομής με τον άξονα της εξόδου μεγαλώνει ή μικραίνει όπως φαίνεται στο σχήμα: 1.4.β).

Απόκλιση του μηδενός μπορούν να προκαλέσουν οι εξής παράγοντες:

- Η κακή κατασκευαστική ευθυγράμμιση.
- Οι μεταβολές της θερμοκρασίας του περιβάλλοντος.
- Η υστέρηση.
- Η δόνηση.
- Ο κλονισμός.
- Η ευαισθησία σε δυνάμεις από ανεπιθύμητες κατευθύνσεις.

Για παράδειγμα, μια περίπτωση απόκλισης του μηδενός είναι μια αλλαγή στη dc τάση αντιστάθμισης των ηλεκτροδίων στον ηλεκτροκαρδιογράφο (ΗΚΓ) που παρουσιάζεται στο σχήμα: 1.5. Οι αργές αλλαγές στη dc τάση αντιστάθμισης δεν προκαλούν πρόβλημα, διότι ο ενισχυτής του ΗΚΓ αποκόπτει τις πολύ χαμηλές συχνότητες (ac – coupled). Οι γρήγορες αλλαγές λόγω της κίνησης του προς εξέταση υποκειμένου, προκαλούν την εμφάνιση στην έξοδο, του παράσιτου χαμηλής συχνότητας.



Σχήμα: 1.5.: Απλοποιημένο ηλεκτροκαρδιογραφικό σύστημα καταγραφής. Δύο πιθανές παρεμβαλλόμενες εισόδους αποτελούν τα παρασιτικά μαγνητικά πεδία και ο χωρητικά συνδεδεμένος θόρυβος. Ο προσανατολισμός των καλωδίων του ασθενούς και αλλαγές στη σύνθετη αντίσταση του δέρματος είναι δύο πιθανές τροποποιητικές εισόδους. Τα Z_1 και Z_2 παριστάνουν τις σύνθετες αντιστάσεις ηλεκτροδίου – δέρματος.

Από το απλοποιημένο ηλεκτροκαρδιογραφικό σύστημα καταγραφής που παρουσιάζεται στο [σχήμα:1.5.](#) παρατηρούμε, τα εξής. Καταρχάς, η επιθυμητή είσοδος είναι η ηλεκτροκαρδιογραφική τάση u_{ecg} , που εμφανίζεται μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων στην επιφάνεια του σώματος.

Εν συνεχεία, μία είσοδος παρεμβολής αποτελεί η παρασιτική τάση των 60 Hz, που προκαλείται στο γραμμοσκιασμένο βρόχο από τα περιβάλλοντα μαγνητικά πεδία εναλλασσόμενου ρεύματος. Οι επιθυμητές και παρεμβαλλόμενες τάσεις είναι στη σειρά, έτσι και τα δύο συστατικά εμφανίζονται στην είσοδο του διαφορικού ενισχυτή. Επιπλέον, η διαφορά μεταξύ των χωρητικά συνδεδεμένων ρευμάτων μετατόπισης, που ρέουν μέσω κάθε ηλεκτροδίου και του σώματος προς τη γη, προκαλούν μία τάση

παρεμβολής μέσω της $Z_{\text{σώματος}}$ μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων και δύο τάσεις παρεμβολής μέσω των Z_1 και Z_2 , τις σύνθετες αντιστάσεις των ηλεκτροδίων.

Επιπροσθέτως, ένα παράδειγμα μιας τροποποιητικής εισόδου είναι ο προσανατολισμός των καλωδίων του ασθενούς. Πιο αναλυτικά, σε περίπτωση που το επίπεδο των καλωδίων είναι παράλληλο στο μαγνητικό πεδίο του εναλλασσόμενου ρεύματος, η μαγνητικά εισαχθείσα παρεμβολή είναι μηδέν. Από την άλλη, εάν το επίπεδο των καλωδίων είναι κάθετο στο μαγνητικό πεδίο του εναλλασσόμενου ρεύματος, η μαγνητικά εισαχθείσα παρεμβολή είναι μέγιστη.

1.11.(1).(8). Απόκλιση ευαισθησίας.

Όταν η κλίση της καμπύλης βαθμονόμησης αλλάζει ως αποτέλεσμα μιας εισόδου παρεμβολής ή και τροποποίησης, εμφανίζεται μια απόκλιση της ευαισθησίας. Η απόκλιση ευαισθησίας προκαλεί σφάλμα που είναι ανάλογο προς το μέγεθος της εισόδου. Η κλίση της καμπύλης βαθμονόμησης δύναται είτε να μειωθεί είτε να αυξηθεί, όπως παρουσιάζεται στο σχήμα: 1.4. Επίσης, η απόκλιση της ευαισθησίας μπορεί να προκύψει από τις κατασκευαστικές ανοχές, τις διακυμάνσεις στην παροχή ρεύματος, τις μη γραμμικότητες καθώς και από τις μεταβολές στη θερμοκρασία και την πίεση του περιβάλλοντος. Παραδείγματα απόκλισης της ευαισθησίας αποτελούν οι διακυμάνσεις του κέρδους τάσης του ενισχυτή του ηλεκτροκαρδιογράφου, που προκύπτουν από την αυξομείωση της συνεχούς τάσης ή της αλλαγής στη θερμοκρασία.

1.11.(1).(9). Περιοχή τιμών εισόδου.

Περιοχή τιμών εισόδου (Range) καλείται το πεδίο τιμών του ερεθίσματος που δέχεται ο αισθητήρας ή ο μορφομετατροπέας ως διέγερση:

$$\text{Range} = (X_{\min}, X_{\max})$$

Για παράδειγμα, αισθητήρας πίεσης φέρει κλίμακα εισόδου 10 έως 120 psi.

Επιπλέον, οι συνθήκες αποθήκευσης καθορίζουν τα περιβαλλοντικά όρια και τα όρια παρεμβολής της εισόδου, τα οποία δεν πρέπει να ξεπεραστούν όταν το όργανο δεν χρησιμοποιείται. Αυτά τα εύροι δεν είναι πάντα συμμετρικά όσον αφορά τη μηδενική είσοδο, ιδιαίτερα για τις συνθήκες αποθήκευσης.

Για παράδειγμα, τα χαρακτηριστικά λειτουργικά εύροι για τους αισθητήρες αιματικής πίεσης, έχουν μια θετική πόλωση, όπως +200 mm Hg έως -60 mm Hg.

1.11.(1).(10). Σύνθετη αντίσταση εξόδου.

Σύμφωνα με το θεώρημα της μέγιστης μεταφοράς ισχύος εάν στην έξοδο του αισθητήρα συνδεθεί μία ηλεκτρονική διάταξη τότε για να υπάρξει μέγιστη μεταφορά ισχύος στη διάταξη αυτή θα πρέπει να υπάρξει προσαρμογή φορτίου. Έτσι, λοιπόν η σύνθετη αντίσταση εξόδου (εμπέδηση) ενός αισθητήρα αποτελεί ένα κύριο χαρακτηριστικό του.

1.11.(1).(11). Θόρυβος.

Καταρχάς, όλοι οι αισθητήρες παράγουν κάποιο θόρυβο παράλληλα με το σήμα εξόδου. Συχνές πηγές θορύβου είναι ο θερμικός θόρυβος (θόρυβος Johnson) των στοιχείων. Επίσης, το φάσμα του θορύβου ποικίλει από αισθητήρα σε αισθητήρα.

1.11.(1).(12). Χρόνος προθέρμανσης.

Ο χρόνος προθέρμανσης (warm-up time) είναι ο χρόνος που απαιτείται προκειμένου ο αισθητήρας να λειτουργήσει κανονικά και να αποκριθεί στο ερέθισμα.

1.12.Κατηγορίες αισθητήρων.

Οι αισθητήρες κατηγοριοποιούνται σε *παθητικούς* και *ενεργούς* καθώς και σε *απόλυτους* και *σχετικούς*.

1.12.(1). Παθητικοί και ενεργοί αισθητήρες.

Οι αισθητήρες κατηγοριοποιούνται σε παθητικούς (passive) και ενεργούς (active). Πιο αναλυτικά, οι *ενεργοί αισθητήρες* παράγουν ένα ηλεκτρικό σήμα ως απόκριση σε κάποιο ερέθισμα δίχως να απαιτούν ηλεκτρική ισχύ, μετατρέποντας την ενέργεια του εισερχόμενου ερεθίσματος στην μορφή του εξερχόμενου σήματος (π.χ. θερμοζεύγος).

Σε αντίθεση με τους ενεργούς, *οι παθητικοί αισθητήρες* προκειμένου να παράγουν το σήμα εξόδου απαιτούν κατανάλωση ενέργειας η οποία προέρχεται από εξωτερική πηγή (π.χ. ο αισθητήρας LM 335 αφού απαιτεί τάση τροφοδοσίας για τη λειτουργία του).

1.12.(2). Απόλυτοι και σχετικοί αισθητήρες.

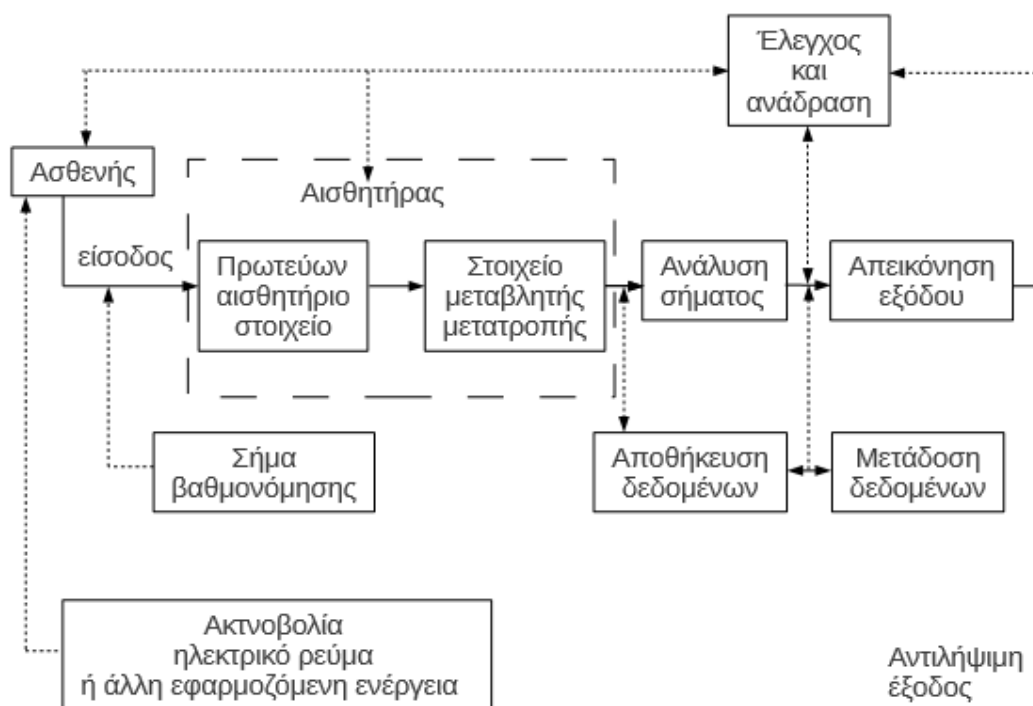
Οι αισθητήρες διαχωρίζονται σε απόλυτους (absolute) και σχετικούς (relative). Η αναφορά της μέτρησης του αισθητήρα σε κάποια κλίμακα είναι το κριτήριο του συγκεκριμένου διαχωρισμού.

Πιο αναλυτικά, *απόλυτος* χαρακτηρίζεται ο αισθητήρας του οποίου το σήμα παραγωγής αναφέρεται σε μια απόλυτη (ακριβή) φυσική κλίμακα που είναι ανεξάρτητη από τις συνθήκες μέτρησης, όπως για παράδειγμα στην περίπτωση ενός μετρητή της πίεσης με αναφορά το κενό.

Ενώ, *σχετικός* αισθητήρας χαρακτηρίζεται εκείνος ο οποίος παράγει σήμα που αναφέρεται σε μια ειδική κλίμακα τιμών, όπως για παράδειγμα στην περίπτωση του μανομέτρου.

1.13. Σύστημα παρακολούθησης ασθενών.

Κάθε σύστημα παρακολούθησης ασθενών έχει τουλάχιστον κάποια από τα δομικά στοιχεία του σχήματος: 1.6. Η κύρια ροή πληροφορίας είναι από τα αριστερά προς τα δεξιά. Παράλληλα, τα 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:1.6. 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 προκειμένου να έρθουν σε κατάλληλη μορφή για επεξεργασία. Στα σύγχρονα συστήματα είναι πολύ σημαντικός ο μετατροπέας 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 να ερμηνεύσει την παραγόμενη ιατρική πληροφορία.



Σχήμα: 1.6.: Μπλόκ διάγραμμα συστήματος παρακολούθησης ασθενών.

Επιπλέον, 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 δύναται 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 δύναται 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.

Οι **μορφομετατροπείς** είναι συσκευές που μετατρέπουν ενέργεια από μια μορφή σε άλλη. Οι **αισθητήρες** μετατρέπουν ένα φυσικό μέγεθος, μια φυσιολογική παράμετρο σε ένα ηλεκτρικό σήμα. Οι **ενεργοποιητές** μετατρέπουν ένα ηλεκτρικό σήμα σε μία φυσική αντίδραση.

Επίσης, ένας καλώς ορισμένος αισθητήρας πρέπει να αντιδρά μόνο στην μορφή ενέργειας που είναι σχεδιασμένος να παρακολουθεί και να αποκλείει όλες τις άλλες. Παράλληλα, ένας αισθητήρας πρέπει να διασυνδέεται με τον ασθενή με τέτοιο τρόπο ώστε να ελαχιστοποιεί την ενέργεια που εξάγεται ενώ παράλληλα να είναι όσο 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. Τέλος, οπτομετρικοί αισθητήρες βοηθούν στην μέτρηση της οξυμετρίας και στην καπνογραφία.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ:2.

ΒΑΣΙΚΕΣ ΦΥΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ ΚΑΙ ΠΑΡΑΔΕΙΓΜΑΤΑ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ ΤΟΥΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ.

2.1. Εισαγωγή.

Αρχικά, στο συγκεκριμένο κεφάλαιο γίνεται μία συνοπτική περιγραφή των βασικών αρχών λειτουργίας των κυριότερων τύπων αισθητήριων. Επίσης, η ραγδαία ανάπτυξη της τεχνολογίας έχει ως αποτέλεσμα μεγαλύτερο αριθμό αισθητήρων με βελτιωμένα χαρακτηριστικά, μικρότερο βάρος και χαμηλότερη τιμή. Η ανάπτυξη των αισθητήρων και της τεχνολογίας μετρήσεων αναμένεται να συνεχιστεί με αμείωτο ρυθμό. Εκείνο όμως που δεν πρόκειται να αλλάξει είναι οι φυσικοί νόμοι βάσει των οποίων οι αισθητήρες και οι μετρητικές διατάξεις λειτουργούν. Σε τούτη τη βάση, θεωρείται σκόπιμη η συσχέτιση των αισθητήρων με τις βασικές φυσικές αρχές και η ομαδοποίησή τους. Στις παραγράφους που ακολουθούν γίνεται αναφορά μόνο στις πολύ γενικές αρχές. Παράλληλα, αναφέρονται παραδείγματα αισθητήρων που βρίσκουν εφαρμογή στην ιατρική.

2.2. Μετρητές μετατόπισης.

Καταρχάς, *στο πεδίο της ιατρικής επιστήμης* ο ιατρός αλλά και ο βιοϊατρικός ερευνητής ενδιαφέρονται *για τη μέτρηση του μεγέθους, του σχήματος και της θέσης των οργάνων και των ιστών του σώματος*. Μεταβολές στις παραμέτρους αυτές είναι σημαντικές στον διαχωρισμό μεταξύ φυσιολογικής και μη φυσιολογικής λειτουργίας. Αισθητήρες μετατόπισης μπορούν να χρησιμοποιηθούν και σε άμεσα αλλά και σε έμμεσα συστήματα μέτρησης.

Πιο αναλυτικά, οι άμεσες μετρήσεις της μετατόπισης χρησιμοποιούνται για τον καθορισμό της αλλαγής στη διάμετρο των αιμοφόρων αγγείων και τις μεταβολές στον όγκο και στο σχήμα των θαλάμων της καρδιάς.

Ενώ, οι έμμεσες μετρήσεις της μετατόπισης χρησιμοποιούνται για την ποσοτικοποίηση κινήσεων υγρών μέσα από τις βαλβίδες της καρδιάς. Ένα παράδειγμα είναι η κίνηση του διαφράγματος ενός μικροφώνου το οποίο ανιχνεύει εμμέσως την κίνηση της καρδιάς και το προκύπτον καρδιακό φύσημα (murmurs).

Γενικά, στο κεφάλαιο: 2 της παρούσας πτυχιακής εργασίας, γίνεται αναφορά στους ακόλουθους τύπους μεθόδων μέτρησης ευαίσθητων στη μετατόπιση:

- Αντίστασης.
- Αυτεπαγωγής.
- Χωρητικότητας.
- Πιεζοηλεκτρική.

2.2.(1). Τύπος μεταβλητής αντίστασης.

Στη συγκεκριμένη κατηγορία εντάσσονται πολλοί τύποι αισθητήρων ανάλογα με το αίτιο που προκαλεί τη μεταβολή της αντίστασης. Συνηθέστερες αιτίες είναι η μεταβολή της θερμοκρασίας, η εφαρμογή μηχανικής τάσης και η υγρασία. Η αντίσταση ενός αγωγού μήκους l και διατομής A δίνεται από τη σχέση:

$$R = \rho \frac{l}{A} \quad (2.1.)$$

Όπου ρ είναι η ειδική αντίσταση του υλικού. Για τα περισσότερα υλικά σε ένα μικρό εύρος θερμοκρασιών ισχύει για την ειδική αντίσταση η παρακάτω γραμμική σχέση:

$$\rho = \rho_0 [1 + (\alpha (T - T_0))] \quad (2.2.)$$

όπου η θερμοκρασία αναφοράς T_0 για την οποία υπολογίζεται η ειδική αντίσταση ρ_0 είναι συνήθως $0 \text{ }^\circ\text{C}$, ή $25 \text{ }^\circ\text{C}$.

Στον πίνακα: 2.1. παρουσιάζονται κάποιες τιμές ειδικής αντίστασης και συντελεστή α για διάφορα υλικά.

Πίνακας: 2.1.: Τιμές ειδικής αντίστασης και συντελεστή α για διάφορα υλικά.

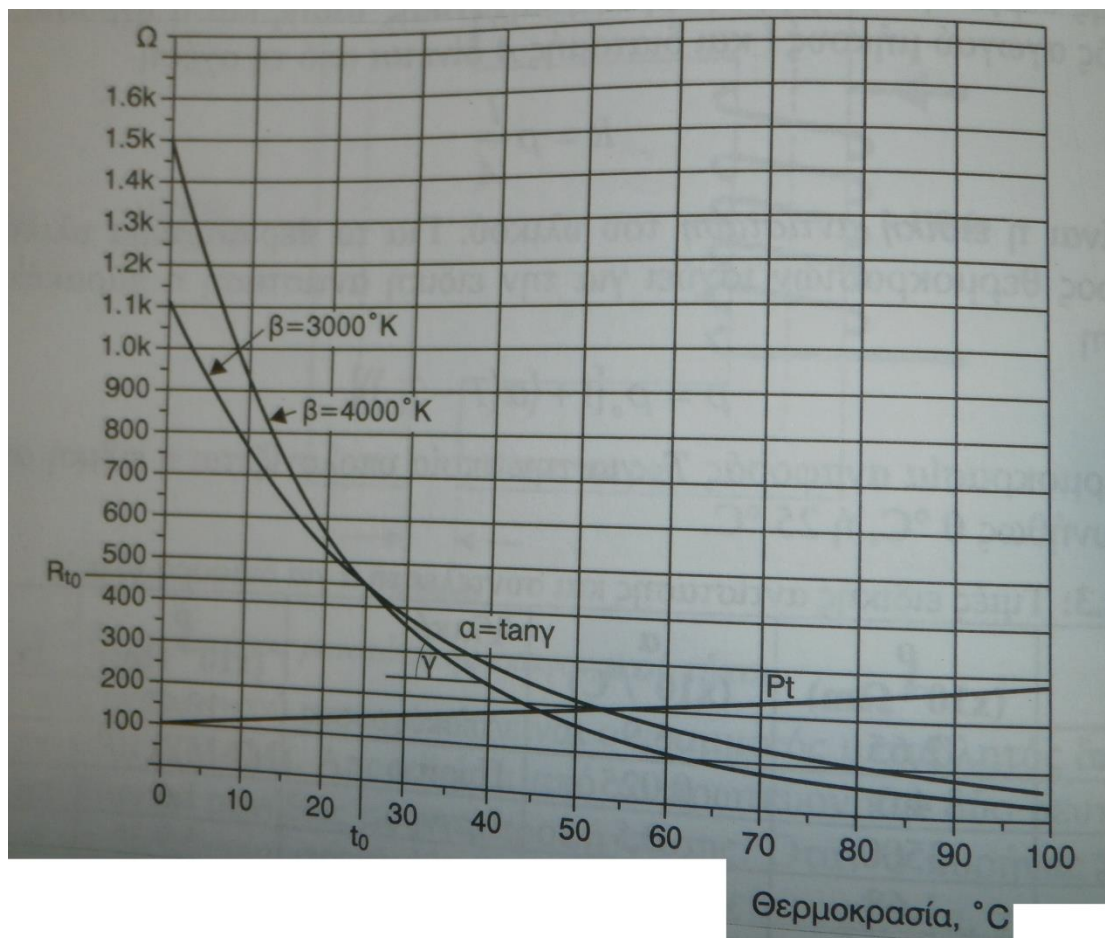
Υλικό	ρ ($\times 10^{-8} \Omega\text{m}$)	α ($\times 10^{-3}/^\circ\text{C}$)
Αλουμίνιο	2,65	3,9
Βηρύλλιο	4,0	0,025
Άνθρακας	3500	-0,5
Χαλκός	1,68	3,9
Γερμάνιο	46×10^6	-
Χρυσός	2,12	3,4
Μόλυβδος	22	3,36
Λευκόχρυσος	10,42	3,7
Πυρίτιο	$(3-15) \times 10^6$	-
Άργυρος	1,6	6,1
ψευδάργυρος	5,9	4,2
Βολφράμιο	5,6	4,5
Υδράργυρος	96	0,89
Νικέλιο	6,8	6,9

Ο συντελεστής θερμοκρασίας α προφανώς εξαρτάται από το υλικό. Επίσης, όλα τα μέταλλα έχουν θετικό συντελεστή θερμοκρασίας (Positive Temperature Coefficient, ή PTC). Οι ανιχνευτές θερμοκρασίας RTD από λευκόχρυσο έχουν σχεδόν γραμμική συμπεριφορά και εύρος από $-200 \text{ }^\circ\text{C}$ έως $600 \text{ }^\circ\text{C}$. Αντίθετα, στα θερμίστορ παρουσιάζεται μη γραμμική εξάρτηση της αντίστασης με τη θερμοκρασία. Το θερμίστορ είναι οξειδίο μετάλλων όπως νικέλιο, κοβάλτιο, τιτάνιο, σίδηρος κτλ. Επιπροσθέτως, μπορεί να έχει τόσο θετικό συντελεστή θερμοκρασίας (τύπος PTC),

όσο και αρνητικό συντελεστή θερμοκρασίας (τύπος NTC). Η μεταβολή της θερμοκρασίας σε βαθμούς Κ για ένα θερμίστορ τύπου NTC περιγράφεται προσεγγιστικά από μια εκθετική εξίσωση της παρακάτω μορφής:

$$R = R_0 e^{\beta \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0} \right)} \quad (2.3.)$$

Όπου η παράμετρος β λαμβάνει τιμές μεταξύ 3000 και 5000 Κ και η αντίσταση R_0 υπολογίζεται για τη θερμοκρασία αναφοράς T_0 . Στο σχήμα: 2.1. συγκρίνεται η έντονα μη γραμμική χαρακτηριστική δύο θερμίστορ με τη σχεδόν γραμμική χαρακτηριστική ενός ανιχνευτή θερμοκρασίας RTD.



Σχήμα: 2.1.: Η εξάρτηση της αντίστασης με τη θερμοκρασία για δύο θερμίστορ με $\beta = 3000$ Κ και 4000 Κ. Η καμπύλη Pt είναι για ένα αισθητήρα θερμοκρασίας από λευκόχρυσο.

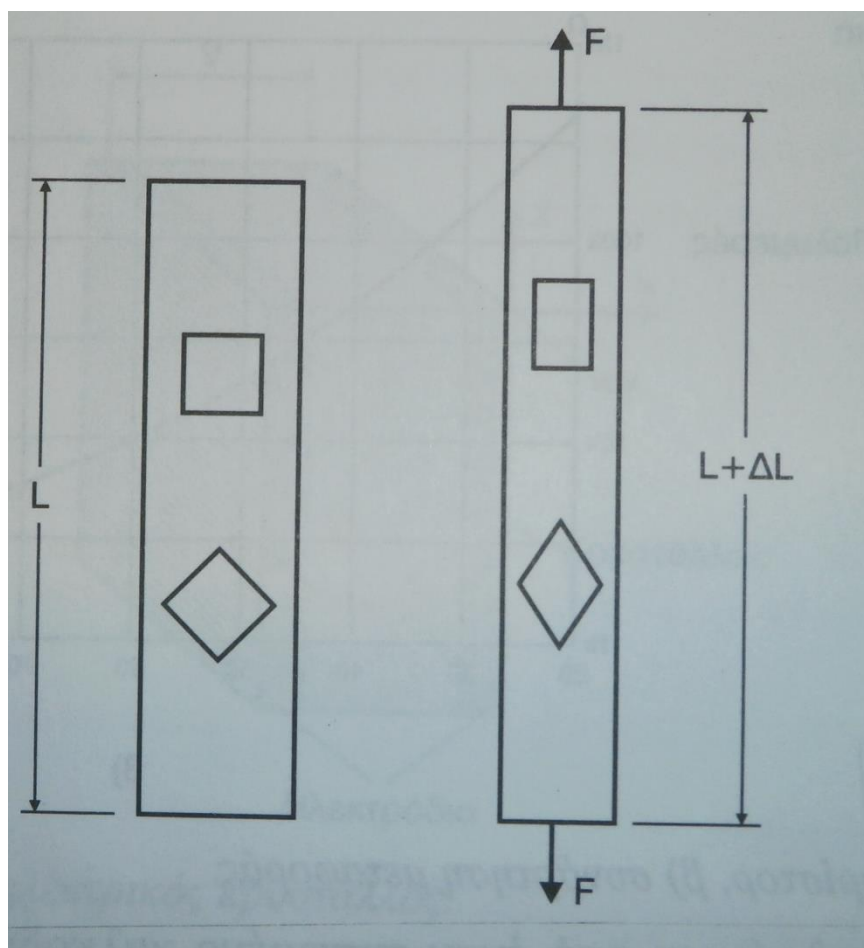
Η αντίσταση ενός υλικού επίσης μπορεί να μεταβάλλεται όταν το υλικό φορτίζεται μηχανικά. Σε αυτή την περίπτωση κάνουμε λόγο για το φαινόμενο της πιεζοαντίστασης. Η μηχανική τάση σ που ορίζεται ως η δύναμη ανά μονάδα επιφάνειας δίνεται από την ακόλουθη σχέση:

$$\sigma = \frac{F}{A} = E \frac{\Delta l}{l} \quad (2.4.)$$

Η σχέση:(2.4.) ονομάζεται νόμος του Hooke και ισχύει για την περιοχή ελαστικής παραμόρφωσης των υλικών. Η ποσότητα $\epsilon = \Delta l/l$ ονομάζεται παραμόρφωση ή ειδική επιμήκυνση και η παράμετρος E είναι η σταθερά ελαστικότητας του υλικού (βλέπε πίνακα: 2.2.). Παράλληλα, στο σχήμα: 2.2. παρουσιάζεται η επιμήκυνση ενός στοιχείου λόγω εφελκυσμού.

Πίνακας: 2.2.: Χαρακτηριστικές τιμές E, ν και ρ για διάφορα μέταλλα.

Υλικό	Σταθερά Ελαστικότητας (Gpa)	Λόγος Poisson (ν)	Πυκνότητα (kg/m^3)
Αλουμίνιο	71	0,334	2700
Μπρούτζος	106	0,312	8530
Χαλκός	119	0,326	8900
Γυαλί	46,2	0,125	2590
Μόλυβδος	36,5	0,425	11380
Ατσάλι	207	0,292	7800



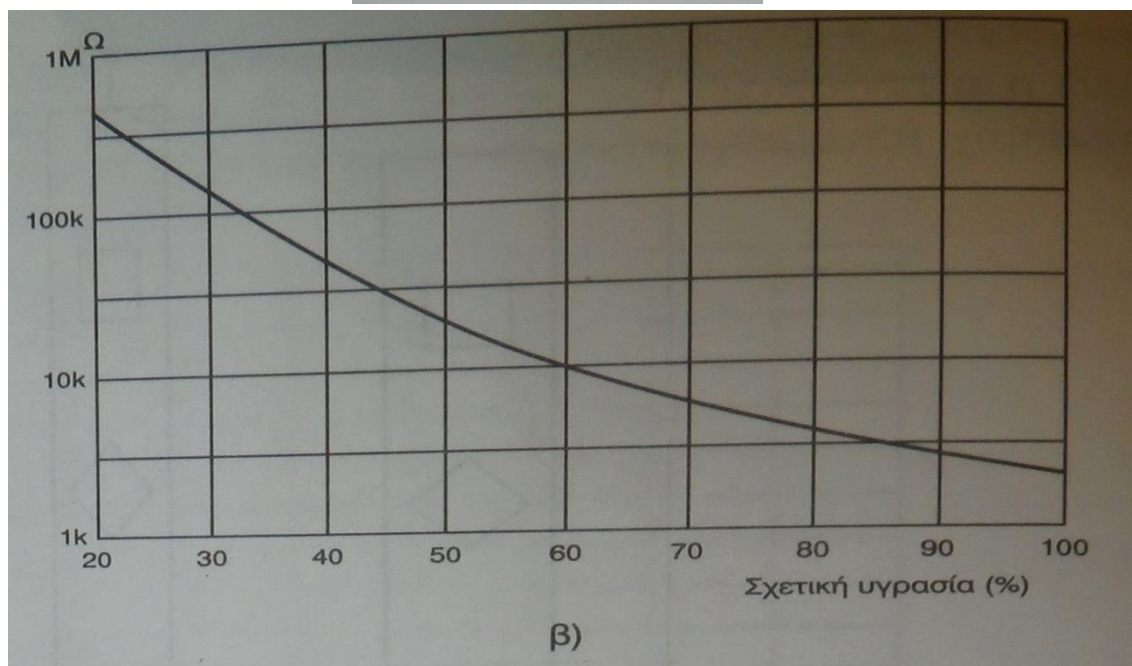
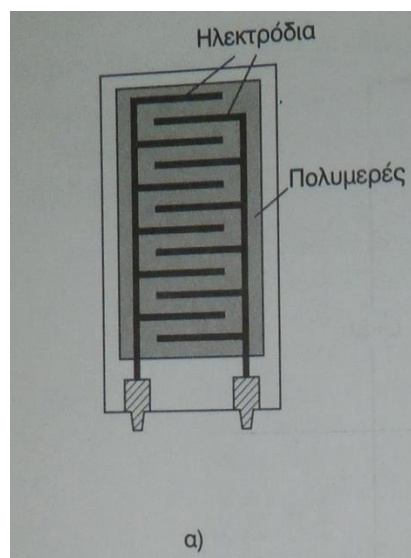
Σχήμα: 2.2.: Επιμήκυνση ενός στοιχείου λόγω εφελκυσμού.

Το φαινόμενο της πιεζοαντίστασης περιγράφεται από την εξίσωση (2.5.). Σύμφωνα με αυτή η ποσοστιαία μεταβολή της αντίστασης είναι ανάλογη με την ποσοστιαία μεταβολή του μήκους.

$$\frac{\Delta R}{R} = G \frac{\Delta l}{l} \quad (2.5.)$$

Ο συντελεστής αναλογίας G για τα μέταλλα λαμβάνει τιμές μεταξύ 2 και 6, ενώ για ημιαγωγά υλικά μεταξύ 40 και 200. Στους ημιαγωγούς όμως το G εξαρτάται έντονα από τη θερμοκρασία και είναι επιβεβλημένη κάποια μορφή αντιστάθμισης.

Σε μια άλλη κατηγορία υλικών η αντίσταση επηρεάζεται έντονα από την απορρόφηση υγρασίας. Αισθητήρια αυτού του τύπου ονομάζονται υγρίστορ και σε γενικές γραμμές παρουσιάζουν τη χαρακτηριστική του σχήματος: 2.3.



Σχήμα: 2.3.: α) υγρίστορ, β) συνάρτηση μεταφοράς.

2.2.(2).Μηχανοηλεκτρικοί μετατροπείς (strain gages).

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 ρ, μήκος L και διάμετρο A είναι :

$$R = \rho \frac{L}{A} \quad (2.6.)$$

Με κατάλληλες μετατροπές μπορεί να παραχθεί η παρακάτω εξίσωση :

$$\frac{\Delta R}{R} = (1+2\mu) \frac{\Delta L}{L} + \frac{\Delta p}{p} \quad (2.7.)$$

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 :

$$G = \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L} = (1+2\mu) + \frac{\Delta R/R}{\Delta L/L} \quad (2.8.)$$

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.

Εν συνεχεία, **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.

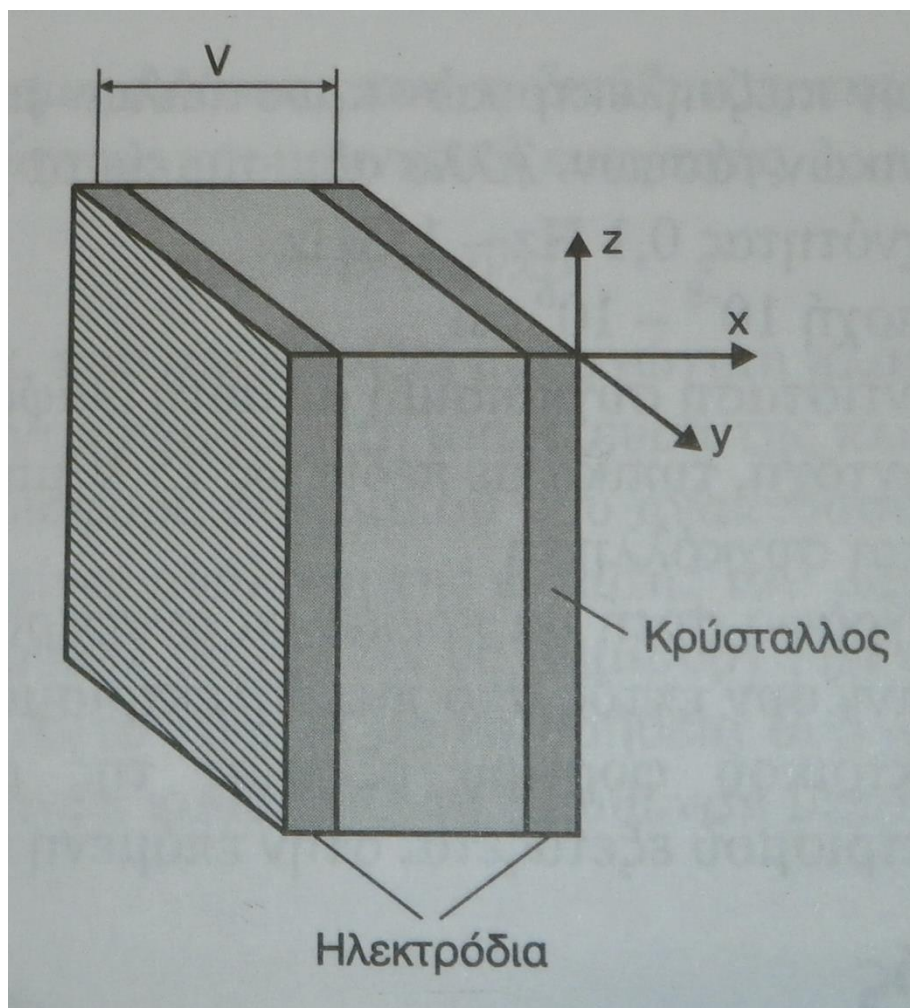
Επιπροσθέτως, **ελαστικοί μηχανοηλεκτρικοί μετατροπείς αντίστασης (μετρητές παραμόρφωσης)** χρησιμοποιούνται εκτενώς σε **βιοϊατρικές εφαρμογές**, ιδιαίτερα **στον υπολογιστικό καθορισμό των διαστάσεων στο καρδιαγγειακό σύστημα και στον πληθυσμογραφικό υπολογισμό της αναπνευστικής λειτουργίας (μετρήσεις όγκου/ ογκομετρίας)**. 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 αγωγήμη 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 μηχανοηλεκτρικοί μετατροπείς (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.

2.3. Πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο.

Το πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο συνίσταται στην παραγωγή ηλεκτρικού φορτίου από ένα σώμα που παρουσιάζει κρυσταλλική δομή, όταν εφαρμοστεί σε αυτό μηχανική τάση. Το φαινόμενο εμφανίζεται τόσο σε φυσικούς κρυστάλλους quartz, όσο και σε συνθετικούς κεραμικούς κρυστάλλους. Επίσης, το πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο είναι αντιστρεπτό. Όταν στον κρύσταλλο εφαρμοστεί μια διαφορά δυναμικού μέσω αγώγιμων ηλεκτροδίων, παράγεται ως δευτερογενές φαινόμενο μηχανική τάση. Στην πράξη για τη συλλογή του φορτίου τοποθετούνται στον κρύσταλλο ηλεκτρόδια. Πιο αναλυτικά, στα ηλεκτρόδια κατανέμεται το φορτίο, συνεπώς η όλη δομή λειτουργεί ως πυκνωτής με διηλεκτρικό το κρυσταλλικό υλικό. Στο σχήμα: 2.4. παρουσιάζεται ένας πιεζοηλεκτρικός κρύσταλλος.



Σχήμα: 2.4.: Πιεζοηλεκτρικός κρύσταλλος.

Το φορτίο που παράγεται είναι ανάλογο της εφαρμοζόμενης δύναμης. Για δυνάμεις που εφαρμόζονται στη διεύθυνση x είναι δυνατόν να γραφτεί το εξής:

$$Q_x = d_{11}F_x \quad (2.9.)$$

Όπου ο συντελεστής d_{11} έχει μονάδες C/N. Η αναπτυσσόμενη τάση θα είναι:

$$V = \frac{Qx}{c} = \frac{d_{11}F_x}{c} \quad (2.10.)$$

Υποθέτοντας, επιφάνεια ηλεκτροδίων A και απόσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων l η χωρητικότητα C είναι:

$$C = \varepsilon \frac{A}{l} \quad (2.11.)$$

Αντικαθιστώντας τη (2.11.) στη (2.10.) προκύπτει:

$$V = \frac{d_{11}l}{\varepsilon A} F_x \quad (2.12.)$$

Οι πιεζοηλεκτρικοί μετατροπείς εμφανίζουν πολύ μεγάλη αντίσταση εξόδου. Κατά συνέπεια, απαιτούν ειδικούς ενισχυτές μετρήσεων με μεγάλη αντίσταση εισόδου ($\approx 1G\Omega$) τους λεγόμενους ενισχυτές φορτίου.

Τα πρόσφατα χρόνια εξελίχθηκαν αρχικά από την Pioneer ημικρυσταλλικές δομές σε μορφή φιλμ που εμφανίζουν το πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο. Οι πρώτες εφαρμογές ήταν σε μεγάφωνα και ακουστικά. Το ημικρυσταλλικό πολυμερές υλικό είναι γνωστό ως PVDF. Το PVDF παρότι έχει τιμή πιεζοηλεκτρικού συντελεστή στο 1/10 αυτού των πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων μπορεί να αντέξει πολύ μεγαλύτερο εύρος μηχανικών τάσεων. Άλλα αξιοσημείωτα χαρακτηριστικά είναι τα εξής:

- ❖ Ευρεία απόκριση συχνότητας 0,1 Hz – 1 GHz.
- ❖ Ευρεία δυναμική περιοχή $10^{-8} - 10^6$ psi.
- ❖ Χαμηλή ακουστική αντίσταση συγκρίσιμη με αυτή διάφορων ρευστών.
- ❖ Υψηλή διηλεκτρική αντοχή, τυπικά σε πεδία ως 75 V/ μ m.
- ❖ Εύκολη κατεργασία και συγκόλληση.

Τα περισσότερα κρυσταλλικά υλικά εμφανίζουν εκτός από πιεζοηλεκτρισμό και πυροηλεκτρισμό, δηλαδή ανάπτυξη ηλεκτρικού φορτίου εξαιτίας της ροής θερμότητας.

2.3.(1). Πιεζοηλεκτρικοί αισθητήρες.

Οι *πιεζοηλεκτρικοί αισθητήρες* χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση φυσιολογικών μετατοπίσεων και την καταγραφή των καρδιακών ήχων. 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.

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

$$q = k \cdot f \quad (2.13.)$$

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

$$u = \frac{kf}{C} = \frac{kfx}{\epsilon_0 \epsilon_r A} \quad (2.14.)$$

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 cm² και πάχους 1 mm όταν ασκείται δύναμη ανάλογη 10 g βάρους, η τάση εξόδου u είναι 0,23 mV και 14 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 φίλμ*, όπως η φθοριούχα πολυβινυλιδίνη (PVDF). Τα φίλμ 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 100GΩ). Είναι προφανώς σημαντικό η αντίσταση εισόδου της εξωτερικής συσκευής μέτρησης τάσης να είναι μια τάξη μεγέθους μεγαλύτερη από του *πιεζοηλεκτρικού αισθητήρα*.

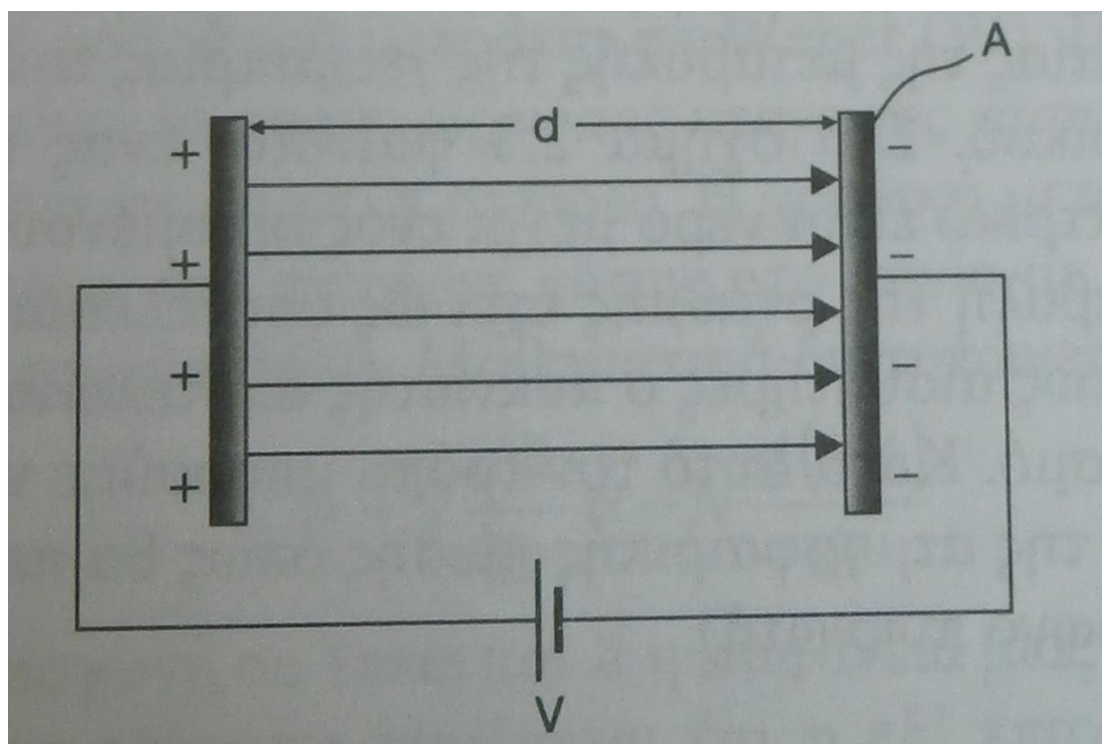
Ας παρατηρήσουμε την απόκριση τάσης εξόδου ενός πιεζοηλεκτρικού αισθητήρα ανάλογα με μικρές μετατοπίσεις x . Η έξοδος πέφτει εκθετικά λόγω της πεπερασμένης εσωτερικής αντίστασης του πιεζοηλεκτρικού υλικού. Σε χρονικό διάστημα ίσο με T η δύναμη δεν υφίσταται, και η αποκατάσταση της μετατόπισης γίνεται 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 πιεζοηλεκτρικό 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 **πιεζοηλεκτρικοί αισθητήρες** χρησιμοποιούνται σε μεγάλη έκταση **στην καρδιολογία** για εξωτερική (στην επιφάνεια του σώματος) και εσωτερική (ενδοκαρδιακή) **φωνοκαρδιογραφία (phonocardiography)**. Επιπλέον, χρησιμοποιούνται στην **ανίχνευση των ήχων Κορότκοφ (Korotkoff)** στην **μέτρηση της πίεσης του αίματος**.

Άλλες εφαρμογές των πιεζοηλεκτρικών αισθητήρων στην ιατρική περιλαμβάνουν τη χρήση τους στη μέτρηση φυσιολογικών επιταχύνσεων. Πιο συγκεκριμένα, ένας πιεζοηλεκτρικός κρύσταλλος (αισθητήρας) και το ανάλογο κύκλωμα δύναται να μετρήσει την **επιτάχυνση των ανθρωπίνων κινήσεων και να παρουσιάσει μια εκτίμηση της δαπανούμενης ενέργειας**. Επιπροσθέτως, μετρητικές **διατάξεις της ροής του αίματος με υπερήχους** χρησιμοποιούν πιεζοηλεκτρικά στοιχεία, τα οποία λειτουργούν σε κατάσταση μηχανικού συντονισμού, εκπέμποντας και λαμβάνοντας ήχους υψηλών συχνοτήτων.

2.4. Χωρητικότητα – Τύπος πυκνωτή (Χωρητικοί αισθητήρες).

Η τοποθέτηση δύο αγώγιμων πλακών σε ορισμένη απόσταση d με εφαρμοζόμενη διαφορά δυναμικού V στα άκρα τους υλοποιεί έναν πυκνωτή. Πιο αναλυτικά, η μία πλάκα συγκεντρώνει τα θετικά και η άλλη τα αρνητικά φορτία με αποτέλεσμα τη δημιουργία ηλεκτρικού πεδίου μεταξύ των πλακών. Ακόμη, στο **σχήμα: 2.5.** παρουσιάζεται ένας πυκνωτής με επίπεδες πλάκες.



Σχήμα: 2.5.: Πυκνωτής με επίπεδες πλάκες.

Αν Q το φορτίο μιας πλάκας η χωρητικότητα μετρημένη σε Farad ορίζεται από την παρακάτω σχέση:

$$C = \frac{Q}{V} \quad (2.15.)$$

Η χωρητικότητα ενός πυκνωτή επίπεδων πλακών επιφάνειας A και σε απόσταση d δίνεται από τη σχέση:

$$C = \frac{\epsilon A}{d} \quad (2.16.)$$

Όπου ϵ είναι η διηλεκτρική σταθερά του υλικού που βρίσκεται μεταξύ των πλακών. Για το κενό ή τον αέρα $\epsilon_0 = 8,85 \text{ pF/m}$. Άλλα υλικά έχουν τις ακόλουθες τιμές σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς $\epsilon_r = \epsilon/\epsilon_0$ ως προς το κενό.

Πίνακας: 2.3.: Τιμές της σχετικής διηλεκτρικής σταθεράς για διάφορα υλικά.

Υλικά	ϵ_r	Υλικά	ϵ_r
Άσφαλτος	2,68	Παραφίνη	2,0 – 2,5
Κερί	2,9	Πλεξιγκλάς	3,12
Κεραμικά	14 - 110	Πολυεστέρας	3,2 – 4,3
Ακρυλικά	2,5 – 2,9	Πολυπροπυλένιο	2 – 3,2
Οστά	15	Πορσελάνη	6,5
Χαρτί	3,5	Γυαλί	4
Λάστιχο	3,2 – 6,6	Τεφλόν	2,1
Νερό	78,5	Λάδι	4,5
Μυϊκός ιστός	97	Σελουλόζη	8,4

Πιο αναλυτικά, η χωρητικότητα δύο παράλληλων πλακών επιφάνειας A που διαχωρίζονται από απόσταση x είναι :

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{x} \quad (2.17.)$$

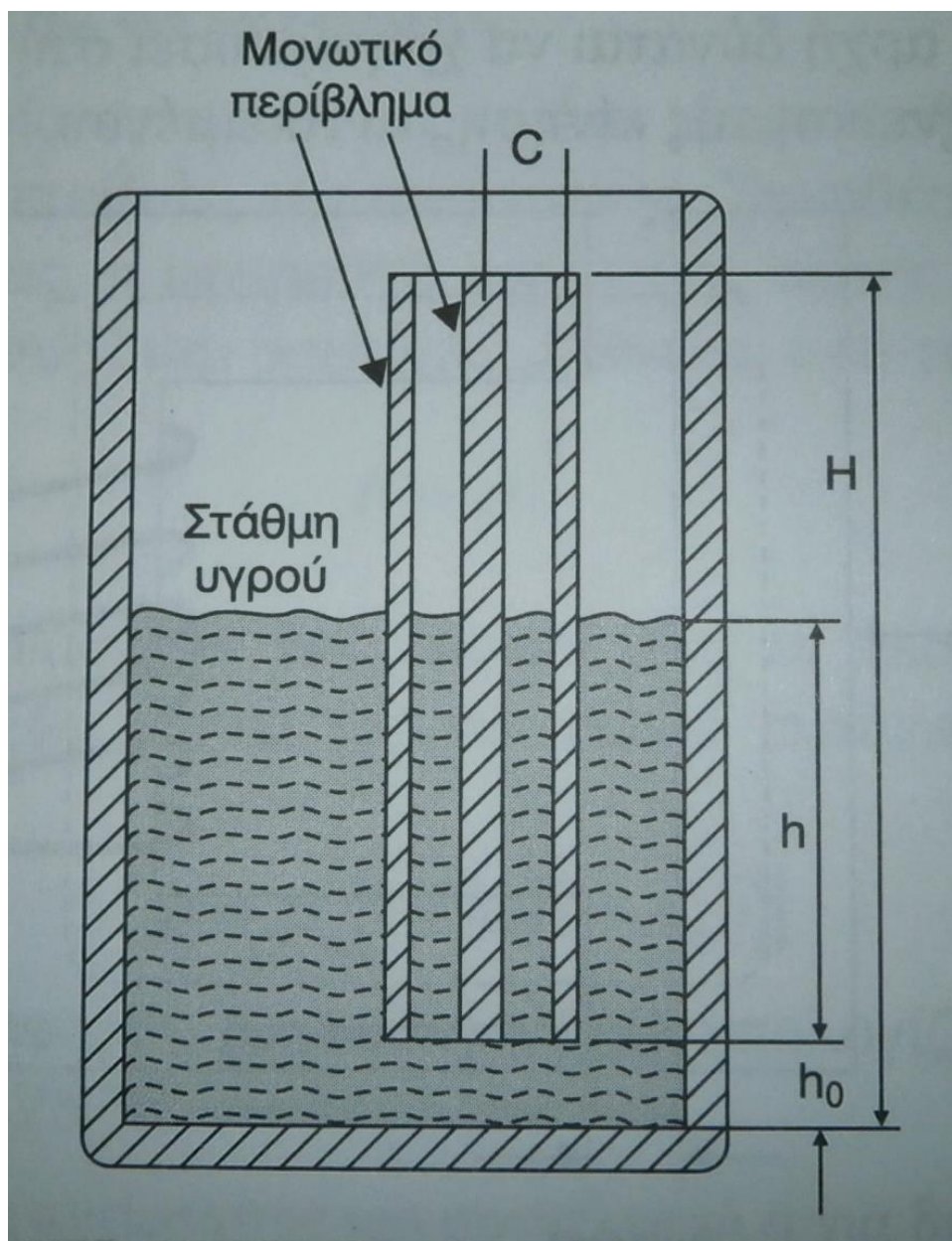
Όπου ϵ_0 : είναι η διηλεκτρική σταθερά του κενού και ϵ_r η σχετική διηλεκτρική σταθερά του μονωτικού μέσου (1,0 για τον αέρα). Κατά κανόνα είναι εφικτό να καθορίσουμε τη μετατόπιση μεταβάλλοντας κάθε μία από τις παραμέτρους ϵ_r , A , ή x . Ωστόσο, η μέθοδος που είναι πιο εύκολο να υλοποιηθεί και χρησιμοποιείται πιο συχνά είναι να αλλάξει η απόσταση μεταξύ των δύο πλακών.

Η ευαισθησία K του χωρητικού αισθητήρα σε αλλαγές της απόστασης των πλακών Δx βρίσκεται με διαφόριση.

$$K = \frac{\Delta C}{\Delta x} = -\epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{x^2} \quad (2.18.)$$

Είναι γεγονός, ότι η ευαισθησία αυξάνεται όσο η απόσταση των πλακών μειώνεται.

Στους αισθητήρες που έχουν τη μορφή πυκνωτή η μεταβολή της χωρητικότητας επέρχεται εξαιτίας της μεταβολής της γεωμετρίας τους, ή μεταβολή στη σύσταση του διηλεκτρικού. Στο σχήμα: 2.6. παρουσιάζεται ένας κυλινδρικός πυκνωτής στον οποίο το διηλεκτρικό είναι νερό μέχρι ενός ορισμένου ύψους και για το υπόλοιπο αέρας. Η μεταβολή της στάθμης έχει ως αποτέλεσμα τη μεταβολή της χωρητικότητας. Σε άλλους αισθητήρες ο πυκνωτής αποτελείται από ένα σταθερό και έναν κινούμενο οπλισμό. Κατά αυτό τον τρόπο είναι εφικτό να μετρηθεί η μετατόπιση ή η μεταβολή της ατμοσφαιρικής πίεσης.



Σχήμα: 2.6.: Μετρητής στάθμης χωρητικού τύπου.

Ένα παράδειγμα εφαρμογής **αισθητήρα χωρητικότητας στη ιατρική** είναι το εξής: Για το σχηματισμό ενός καλύμματος χωρητικότητας που μπορεί να τοποθετηθεί επάνω σε ένα κρεβάτι, δύναται να τοποθετηθούν συμβατικά πλαστικά με διαφορετικές διηλεκτρικές σταθερές μεταξύ λεπτών μεταλλικών υποστρωμάτων. Η μετακίνηση του ασθενή προκαλεί φορτίο, το οποίο ενισχύεται και φιλτράρεται για την απεικόνιση της αναπνευστικής κίνησης των πνευμόνων και του βαλλιστικού γραφήματος των κινήσεων της καρδιάς.

Ένας **χωρητικός αισθητήρας** μπορεί να κατασκευαστεί **από στρώματα μόνωσης από μίκα** που βρίσκονται ανάμεσα από κυματοειδή μεταλλικά ελάσματα. Η εφαρμοζόμενη πίεση ισιώνει τα κυματοειδή ελάσματα και τα μετακινεί πιο κοντά μεταξύ τους, με συνέπεια την αύξηση της χωρητικότητας. Ο αισθητήρας δεν

καταστρέφεται από μεγάλες υπερφορτίσεις, διότι το ίσωμα των κυματοειδών ελασμάτων (των αυλακώσεων) δεν προκαλεί υποχώρηση του μετάλλου. Τέτοιοι *αισθητήρες δύνανται να μετρήσουν την πίεση που ασκείται μεταξύ του ποδιού και του παπουτσιού.*

2.5. Επαγωγικός τύπος (Επαγωγικοί αισθητήρες).

Καταρχάς, μαγνητική ροή Φ καλείται ο αριθμός των μαγνητικών γραμμών που διαρρέουν τη μονάδα επιφάνειας και μετράται σε Weber (W). Πρώτος ο Faraday διατύπωσε το νόμο που είναι γνωστός ως νόμος επαγωγής τάσης σε ένα αγωγίμο βρόχο ή γενικότερα σε ένα πηνίο με N σπείρες. Η χρονική μεταβολή της μαγνητικής ροής έχει ως αποτέλεσμα την επαγωγή τάσης στο πηνίο με φορά αντίθετη από το αίτιο που προκάλεσε τη μεταβολή. Μαθηματικά, διατυπώνεται ως εξής:

$$E = -N \frac{d\Phi}{dt} = -N \frac{d(BA)}{dt} \quad (2.19.)$$

Όπου B : η μαγνητική επαγωγή σε Tesla και

A : η επιφάνεια μιας σπείρας σε m^2 .

Από την παραπάνω εξίσωση συνάγεται ότι η εξ' επαγωγής τάση μπορεί να προέλθει από τους παρακάτω παράγοντες:

- ❖ Μετακίνηση του αισθητήρα μέσα στο μαγνητικό πεδίο.
- ❖ Χρονική μεταβολή του μαγνητικού πεδίου.
- ❖ Μεταβολή του προσανατολισμού του αισθητήρα σε σχέση με τις μαγνητικές γραμμές.
- ❖ Μεταβολή της γεωμετρίας, παραδείγματος χάριν αλλαγή της επιφάνειας των σπειρών, ή μετακίνηση ενός σιδηροπυρήνα.

Η παραπάνω φυσική αρχή δύναται να χρησιμεύσει στην μέτρηση μετατόπισης, ταχύτητας και στην ανίχνευση της κίνησης αντικειμένου.

Εν συνεχεία, η αυτεπαγωγή L μπορεί να μετρήσει μετατοπίσεις μεταβάλλοντας οποιαδήποτε από τις τρεις παραμέτρους του πηνίου.

$$L = n^2 G \mu \quad (2.20.)$$

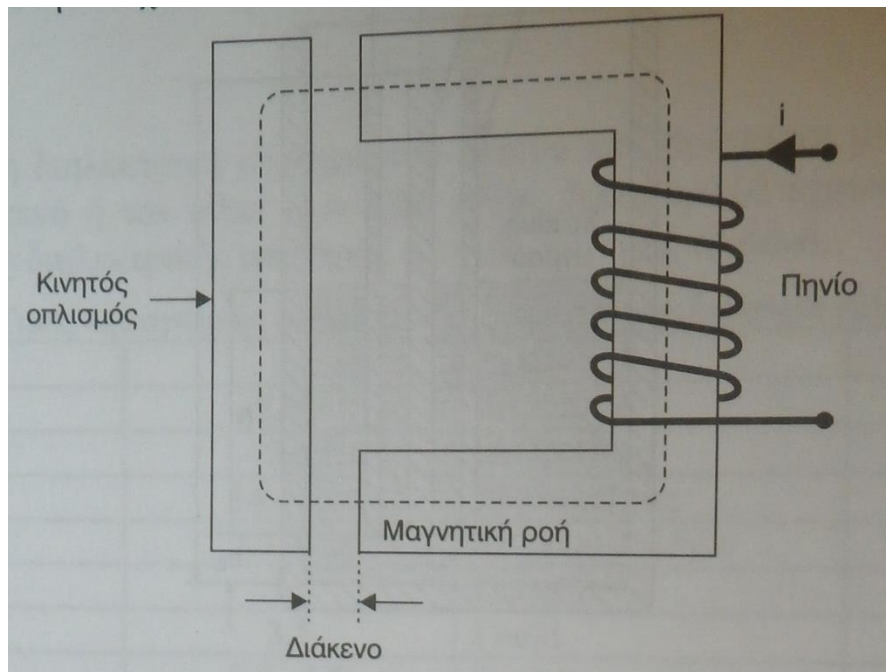
Όπου

- n : ο αριθμός των περιελίξεων του πηνίου,
- G : ο παράγοντας γεωμετρικού σχήματος (γεωμετρικής μορφής) και
- μ : η δραστική διαπερατότητα του μέσου.

Κάθε μια από τις παραπάνω παραμέτρους μπορεί να αλλάξει με μηχανικά μέσα.

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

Επιπλέον, υπάρχουν διάφορα είδη αισθητήρων επαγωγικής μετατόπισης όπως αυτεπαγωγής, αλληλεπαγωγής και διαφορικού μετασχηματισμού. Στο σχήμα: 2.7. παρουσιάζεται ένας αισθητήρας μετατόπισης επαγωγικού τύπου.



Σχήμα: 2.7.: Αισθητήρας μετατόπισης επαγωγικού τύπου.

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 παράγουν μεγάλες μεταβολές στην επαγωγή τις κάνει ιδιαίτερα ελκυστικές για ιατρικές εφαρμογές .

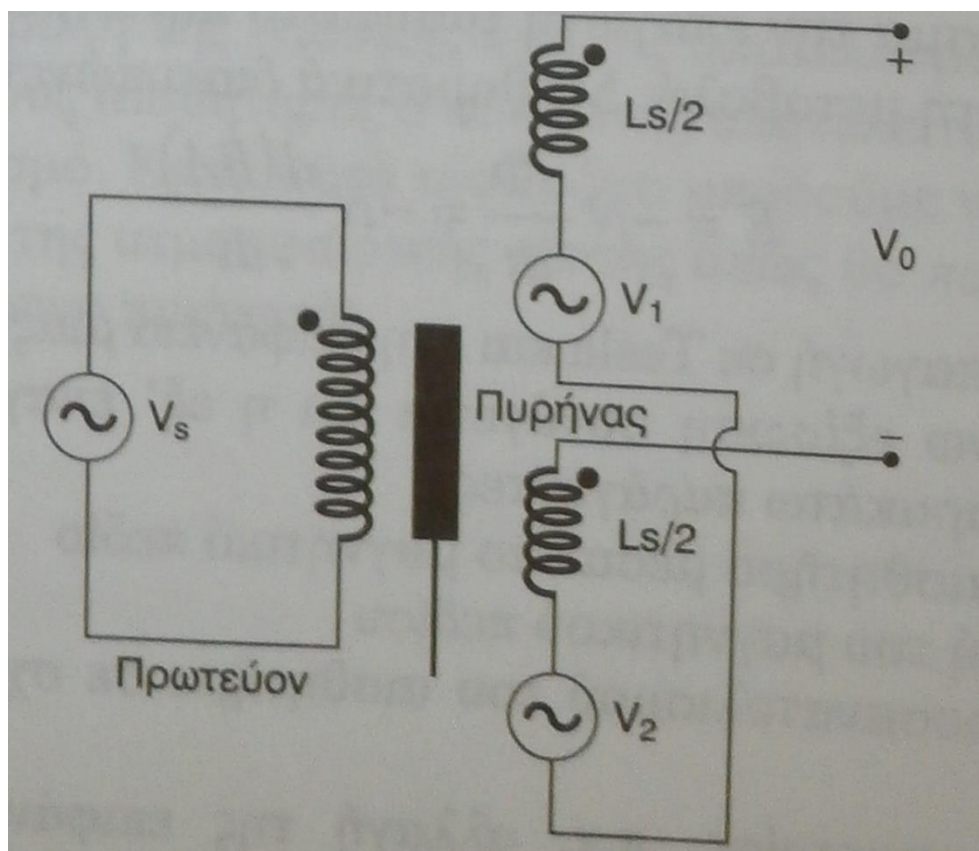
Παρακάτω παρατίθενται παραδείγματα εφαρμογών των συγκεκριμένων αισθητήρων στην ιατρική.

- ❖ **Οι αισθητήρες αμοιβαίας επαγωγής (αλληλεπαγωγής)** περιλαμβάνουν δύο ξεχωριστά πηνία και χρησιμοποιούν τις μεταβολές στο κοινό μαγνητικό τους πεδίο για να μετρήσουν μετατόπιση. Εφαρμογές αυτών των αισθητήρων συναντάμε σε συσκευές που μετρούν τις διαστάσεις της καρδιάς,

παρακολουθούν την αναπνοή των νεογνών και εξακριβώνουν τις διαστάσεις της διαμέτρου των αρτηριών.

- ❖ Οι μετασχηματιστές αμοιβαίας επαγωγής (αλληλεπαγωγής) μπορούν να μετρήσουν αλλαγές στις διαστάσεις των εσωτερικών οργάνων (νεφροί, μεγάλα αιμοφόρα αγγεία και την αριστερή κοιλία της καρδιάς). Η τάση επαγωγής στο δεύτερο πηνίο εξαρτάται από τη γεωμετρία των πηνίων δηλαδή, της απόστασης μεταξύ τους και της ευθυγράμμισής τους, τον αριθμό των περιελίξεων του πρωτεύοντος και του δευτερεύοντος, τη συχνότητα και το πλάτος της τάσης διέγερσης. Η επαγόμενη τάση στο δευτερεύον πηνίο είναι μια μη γραμμική συνάρτηση της απόστασης των πηνίων μεταξύ τους. Προκειμένου να έχουμε το μέγιστο σήμα εξόδου, επιλέγεται μία συχνότητα τέτοια ώστε το δεύτερο πηνίο (συντονισμένο κύκλωμα) να βρεθεί σε συντονισμό. Η τάση εξόδου ανιχνεύεται με τυπικά κυκλώματα αποδιαμόρφωσης και ενίσχυσης.

Ένας τύπος επαγωγικού μετατροπέα είναι ο γραμμικός μεταβλητός διαφορικός μετασχηματιστής (ΓΜΔΜ). Αποτελείται από το πρωτεύον και δύο δευτερεύοντα τα οποία συνδέονται συνήθως με αναστροφή φάσης. Όταν ο πυρήνας βρίσκεται στο κέντρο σε θέση συμμετρική ως προς τα δύο δευτερεύοντα, η τάση εξόδου είναι μηδέν. Όταν ο πυρήνας βρίσκεται εκτός της θέσης συμμετρίας παράγεται στην έξοδο κάποια τάση ανάλογη της μετατόπισης. Στο σχήμα: 2.8. παρουσιάζεται ένας γραμμικός μεταβλητός διαφορικός μετασχηματιστής (ΓΜΔΜ).



Σχήμα: 2.8. Γραμμικός μεταβλητός διαφορικός μετασχηματιστής (ΓΜΔΜ).

Πιο αναλυτικά, οι γραμμικά μεταβλητοί διαφορικοί μετασχηματιστές (Linear Variable Differential Transformer, LVDT) χρησιμοποιούνται ευρέως στην έρευνα της φυσιολογίας καθώς και στην κλινική ιατρική για τη μέτρηση πίεσης, μετατόπισης και δύναμης.

Οι γραμμικά μεταβλητοί διαφορικοί μετασχηματιστές αποτελούνται από ένα πρωτεύον πηνίο και δυο δευτερεύοντα πηνία συνδεδεμένα εν σειρά. Η σύζευξη μεταξύ των δύο αυτών πηνίων αλλάζει από την κίνηση μεταξύ του ενός μεταλλικού τμήματος από κράμα υψηλής διαπερατότητας. Τα δύο δευτερεύοντα πηνία συνδέονται αντίθετα προκειμένου να επιτευχθεί ευρύτερη 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 μεγάλος εύρος, αλλαγή φάσης κατά 180° 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.

2.6. Φαινόμενο Doppler.

Το φαινόμενο Doppler περιγράφει την αλλαγή του μήκους κύματος μιας πηγής εξαιτίας της σχετικής κίνησης που υπάρχει ανάμεσα στην πηγή και τον παρατηρητή. Παράλληλα, χρησιμοποιείται για την ανίχνευση, μελέτη και παρουσίαση κινούμενων επιφανειών.

Αν και παρατηρήθηκε πρώτα σε ακουστικά κύματα, το φαινόμενο έχει ισχύ και σε ηλεκτρομαγνητικά κύματα. Ας υποθέσουμε ότι μια κεραία εκπέμπει στη συχνότητα f_0 που σχετίζεται με το μήκος κύματος λ_0 και την ταχύτητα του φωτός c με την παρακάτω εξίσωση:

$$f_0 = \frac{c}{\lambda_0} \quad (2.21.)$$

Η κεραία εκπέμπει προς την κατεύθυνση ενός στόχου και τμήμα της ακτινοβολίας ανακλάται από το στόχο. Αν ο στόχος απομακρύνεται με ταχύτητα v , το φαινόμενο μήκος κύματος αυξάνει (η συχνότητα ελαττώνεται), ενώ όταν ο στόχος πλησιάζει το παρατηρούμενο μήκος κύματος ελαττώνεται (η συχνότητα αυξάνει).

Η παρατηρούμενη συχνότητα f_r δίνεται από την ακόλουθη σχέση:

$$f_r = f_0 \frac{\sqrt{1 - \left(\frac{v}{c}\right)^2}}{1 + v/c} \quad (2.22.)$$

Με δεδομένο ότι η ταχύτητα κίνησης v είναι συνήθως κατά πολύ μικρότερη από την ταχύτητα του φωτός c , η σχέση απλοποιείται στην παρακάτω:

$$f_r = f_0 \frac{1}{1+v/c} \quad (2.23.)$$

Η διαφορά συχνότητας που προκύπτει εξαιτίας της σχετικής κίνησης είναι:

$$\Delta f = f_0 - f_r = f_0 \frac{1}{c} = \frac{f_0 v}{c} = \frac{v}{\lambda_0} \quad (2.24.)$$

Επομένως, η διαφορά συχνότητας Δf είναι ευθέως ανάλογη της ταχύτητας κίνησης. Η εξίσωση (2.30.) ισχύει για κίνηση σε διεύθυνση κάθετη προς την κεραία.

Αν ο στόχος κινείται υπό γωνία θ , η διαφορά στη συχνότητα Δf δίνεται ως εξής:

$$\Delta f = \frac{v}{\lambda_0} \cos\theta \quad (2.25.)$$

από όπου συνάγεται ότι η κίνηση σε διεύθυνση απόλυτα κάθετη προς την κεραία δεν δημιουργεί μεταβολή στην συχνότητα που ανιχνεύεται.

Το φαινόμενο Doppler δεν παρουσιάζεται μόνο στα κύματα των υπερήχων αλλά σε όλα τα κυματικά φαινόμενα συμπεριλαμβανομένης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας. Για να γίνει κατανοητή η χρησιμότητα του φαινομένου ενδεικτικά αναφέρεται ότι σε αυτό βασίζεται η αρχή λειτουργίας του ραντάρ της τροχαίας για τη μέτρηση της ταχύτητας του αυτοκινήτου που πλησιάζει. Πιο συγκεκριμένα, στα ραντάρ της αστυνομίας απαιτείται και η πληροφορία της σχετικής φάσης εκπεμπόμενου και ανακλώμενου κύματος, έτσι ώστε να προσδιοριστεί η γωνία θ και συνεπώς και η ταχύτητα v με ικανοποιητική ακρίβεια.

Το φαινόμενο Doppler λοιπόν, βρίσκει ευρεία εφαρμογή σε ανιχνευτές κίνησης. Καθώς και σε διάφορα ραντάρ και σόναρ για τη μέτρηση της ταχύτητας.

Στην ιατρική το φαινόμενο Doppler έχει κυρίως τις εξής εφαρμογές:

1. Τη μέτρηση της ροής του αίματος σ' ένα αγγείο.
2. Την ανίχνευση του καρδιακού παλμού του εμβρύου.
3. Τις μελέτες της καρδιάς. Εκτίμηση της λειτουργίας του αριστερού και του δεξιού τμήματος της καρδιάς και τη μέτρηση της ροής του αίματος μέσα στην καρδιά.
4. Τη μελέτη του κυκλοφορικού συστήματος. Με την μέθοδο Doppler παρατηρείται η κυματομορφή του καρδιακού παλμού καθώς μεταφέρεται στο περιφερικό αρτηριακό σύστημα. Το σήμα διαφέρει στα διάφορα σημεία του σώματος. Μεταβάλλεται όμως και σε παθολογικές καταστάσεις (στένωση αγγείου, μεταβολή ελαστικότητας, αγγειοσύσπαση ή αγγειοδιαστολή). Το σήμα Doppler αναλύεται από σύστημα επεξεργασίας δεδομένων και υπολογίζονται αριθμητικές παράμετροι που χρησιμοποιούνται για την

διάγνωση παθήσεων του κυκλοφορικού και την παρακολούθηση ασθενών υπό θεραπεία.

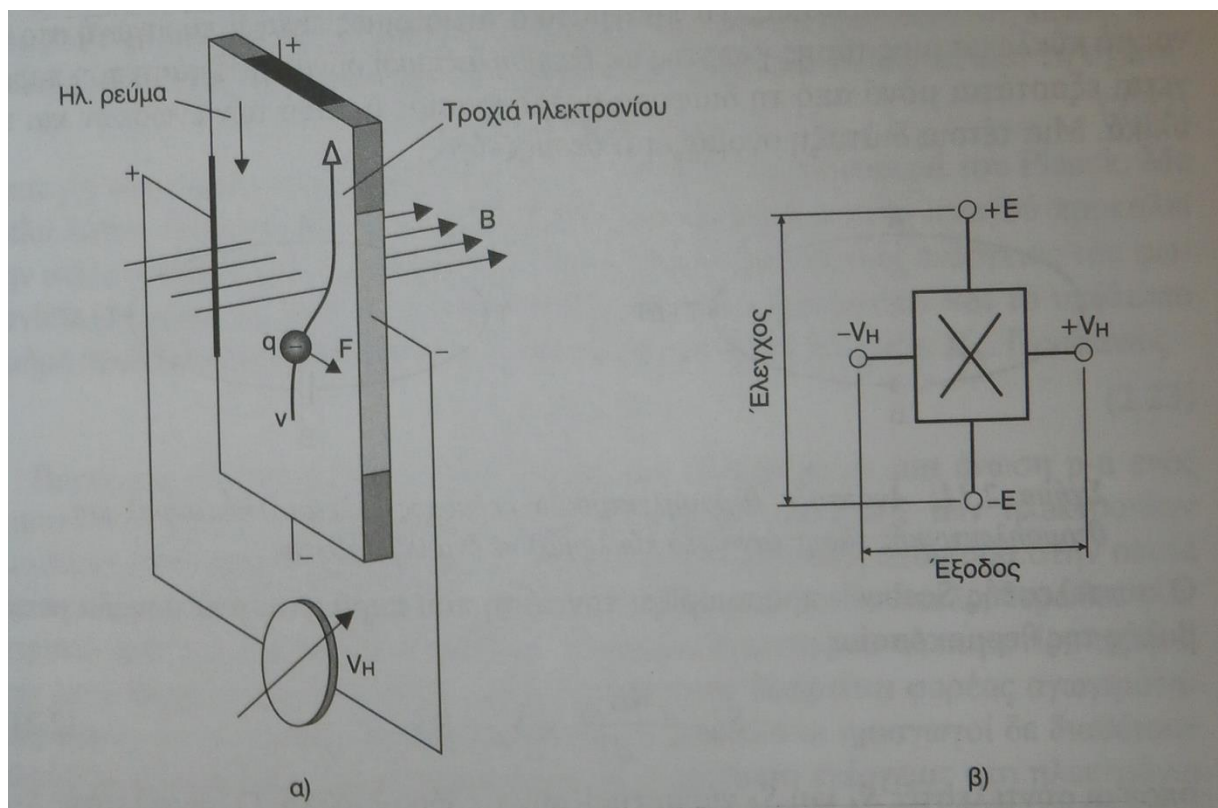
5. Των χαρακτηρισμό όγκων του στήθους.

2.7. Φαινόμενο Hall.

Το φαινόμενο Hall οφείλεται στην αλληλεπίδραση ηλεκτρικών φορτίων με ένα εξωτερικά επιβαλλόμενο μαγνητικό πεδίο. Όταν ένα ηλεκτρόνιο με φορτίο $q=1,6 \times 10^{-19}$ C κινείται με ταχύτητα v εντός μαγνητικού πεδίου αναπτύσσεται πάνω του μια δύναμη γνωστή ως δύναμη Lorentz, που η διεύθυνση της προκύπτει από το διανυσματικό γινόμενο ταχύτητας και μαγνητικής επαγωγής.

$$\vec{F} = q\vec{v} \times \vec{B} \quad (2.26.)$$

Με αναφορά στο σχήμα: 2.9., που απεικονίζει μια αγώγιμη πλάκα, τα ηλεκτρόνια εξαιτίας της δύναμης συγκεντρώνονται στη μια πλευρά της πλάκας, όπου έχει τοποθετηθεί ένα ηλεκτρόνιο. Η διαφορά δυναμικού που αναπτύσσεται μπορεί να μετρηθεί με ένα βολτόμετρο και είναι ανάλογη της έντασης του μαγνητικού πεδίου. Για να υπάρξει κίνηση ηλεκτρονίων θα πρέπει να δημιουργηθεί εντός του στοιχείου κάποιο ηλεκτρικό ρεύμα. Αυτό γίνεται με τη βοήθεια δύο άλλων ηλεκτροδίων που τοποθετούνται σε διεύθυνση κάθετη με τη διεύθυνση μέτρηση της τάσης εξόδου.



Σχήμα: 2.9.: α) στοιχείο Hall, β) σύμβολο όπου φαίνονται οι ακροδέκτες εξόδου και ελέγχου.

Το στοιχείο Hall δύναται να ανιχνεύσει την ύπαρξη μαγνητικών πεδίων, ή κίνηση. Επίσης, το αισθητήριο που περιέχει το στοιχείο Hall έχει συνήθως τέσσερις ακροδέκτες. Στους δύο πρώτους παρέχεται ηλεκτρικό ρεύμα και η παρεμβαλλόμενη αντίσταση ονομάζεται αντίσταση ελέγχου R_i . Από τους άλλους δύο ακροδέκτες συλλέγεται η αναπτυσσόμενη διαφορά δυναμικού και η παρεμβαλλόμενη αντίσταση ονομάζεται διαφορική αντίσταση εξόδου R_0 . Οι αισθητήρες Hall κατασκευάζονται με βάση το πυρίτιο και διάφορες προσμίξεις. Το πυρίτιο είναι σε ορισμένο βαθμό ευαίσθητο στην εφαρμογή μηχανικής τάσης. Για το λόγο αυτό στο στοιχείο Hall παρέχεται επαρκή προστασία με την εφαρμογή ενός εξωτερικού περιβλήματος.

2.8. Συστολή – Διαστολή στερεών σωμάτων.

Ο όγκος όλων των στερεών σωμάτων αυξάνει με την αύξηση της θερμοκρασίας. Με την άνοδο της θερμοκρασίας, η μέση κινητική ενέργεια των ατόμων αυξάνεται με αποτέλεσμα την αύξηση της μεταξύ τους απόστασης που μακροσκοπικά έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση του όγκου των σωμάτων. Σε μια πρώτη προσέγγιση η μεταβολή μιας διάστασης L_2 στη θερμοκρασία T_2 σε σχέση με τη διάσταση L_1 στη θερμοκρασία T_1 δίνεται από τη σχέση που ακολουθεί:

$$L_2 = L_1 [1 + \alpha (T_2 - T_1)] \quad (2.27.)$$

Όπου α είναι ο συντελεστής γραμμικής διαστολής που ορίζεται από την παρακάτω σχέση:

$$\alpha = \frac{\Delta L}{L} * \frac{1}{\Delta T} \quad (2.28.)$$

Ο συντελεστής α εξαρτάται από το υλικό και για ένα ισοτροπικό στερεό είναι ανεξάρτητος της διεύθυνσης μετάδοσης. Ακόμη, στον πίνακα: 2.4. δίνονται τιμές για διάφορα υλικά.

Πίνακας: 2.4.: Τιμές του συντελεστή διαστολής για διάφορα υλικά.

Υλικό	α (1/°C)	Υλικό	α (1/°C)
Αλουμίνιο	25×10^{-6}	Μόλυβδος	29×10^{-6}
Μπρούτζος	20×10^{-6}	Νικέλιο	$11,8 \times 10^{-6}$
Χαλκός	$16,6 \times 10^{-6}$	Νάιλον	90×10^{-6}
Γυαλί	9×10^{-6}	Πλεξιγκλάς	72×10^{-6}
Χρυσός	$14,2 \times 10^{-6}$	Πυρίτιο	$2,6 \times 10^{-6}$
Σίδηρος	12×10^{-6}	Ασήμι	19×10^{-6}
Τεφλόν	99×10^{-6}	Τιτάνιο	$6,5 \times 10^{-6}$
Βολφράμιο	$4,5 \times 10^{-6}$	Ψευδάργυρος	35×10^{-6}

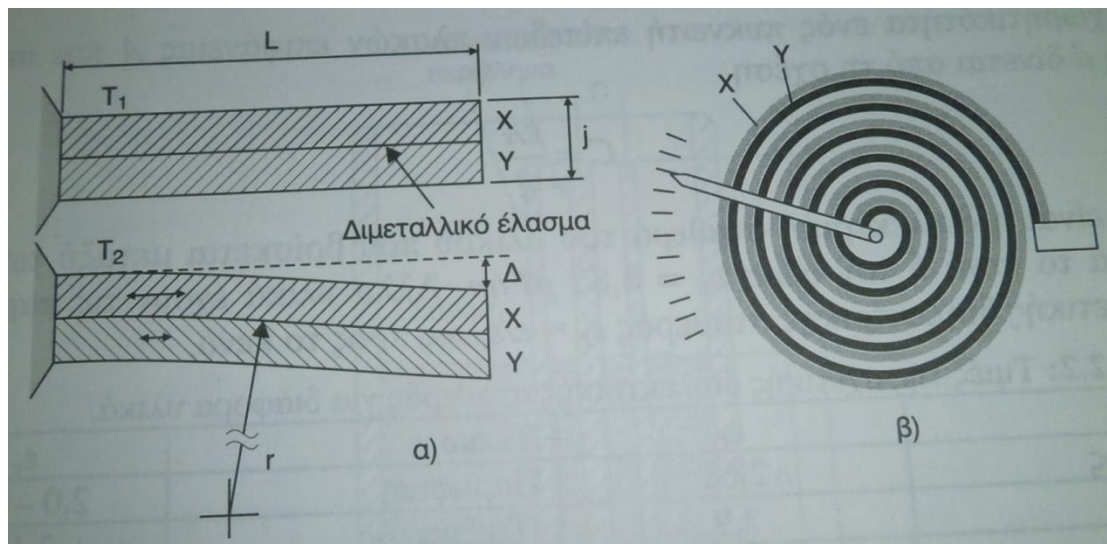
Η ποσοστιαία μεταβολή στην επιφάνεια και στον όγκο ενός στερεού δίνονται προσεγγιστικά από τις παρακάτω σχέσεις:

$$\frac{\Delta A}{A} = 2\alpha\Delta T \qquad \frac{\Delta V}{V} = 3\alpha\Delta T \qquad (2.29.)$$

Το φαινόμενο της θερμικής διαστολής είναι εκμεταλλεύσιμο στην κατασκευή αισθητήρων για τη μέτρηση θερμοκρασίας. Η έξοδος τους δεν είναι δυστυχώς ηλεκτρική, αλλά έχει τη μορφή μετατόπισης, ή γωνίας. Ας θεωρήσουμε δύο πλάκες X και Y ενωμένες σταθερά μεταξύ τους από δύο διαφορετικά υλικά με συντελεστές α_x και α_y . Με την άνοδο της θερμοκρασίας εξαιτίας της διαφοράς των συντελεστών θα αναπτυχθεί μηχανική τάση που θα έχει ως αποτέλεσμα τη στρέβλωση της δομής. Η ακτίνα καμπυλότητας δίνεται από την προσεγγιστική σχέση

$$r = \frac{2j}{3(\alpha_x - \alpha_y)(T_2 - T_1)} \qquad (2.30.)$$

Μια πρακτική υλοποίηση αισθητηρίου με βάση το διμεταλλικό στοιχείο (συνήθως κράματα σιδήρου – νικελίου – χρωμίου) παρουσιάζεται στο σχήμα: 2.10. Η ελικοειδής μορφή έχει ως αποτέλεσμα την δραματική αύξηση του μήκους L και κατά συνέπεια τη βελτίωση της ευαισθησίας. Ένα τυπικό εύρος θερμοκρασίας λειτουργίας είναι από 0 – 300 °C.



Σχήμα: 2.10.:α) Διμεταλλικό έλασμα, **β)** έλασμα σε σπειροειδή μορφή.

2.9. Πυροηλεκτρισμός.

Ο πυροηλεκτρισμός εμφανίζεται στους περισσότερους κρυστάλλους και συνίσταται στην ανάπτυξη ηλεκτρικού φορτίου εξαιτίας της ροής θερμότητας. Επίσης, η εμφάνιση πόλωσης στον κρύσταλλο προκαλείται από τη μεταβολή της θερμοκρασίας και σταματά όταν στον κρύσταλλο επέλθει θερμική ισορροπία. Η στιγμιαία πόλωση ΔP (C/m²) για μεταβολή της θερμοκρασίας ΔT δίνεται από την παρακάτω σχέση:

$$\Delta P = \rho\Delta T \qquad (2.31.)$$

Όπου ρ ο συντελεστής αναλογίας που εξαρτάται από το υλικό.

Τα πυρόμετρα χρησιμοποιούνται για την ανίχνευση της θερμικής ακτινοβολίας.

Η εκπομπή θερμότητας έχει ως αποτέλεσμα την αλλαγή στη θερμοκρασία του κρυστάλλου και την εναπόθεση ηλεκτρικού φορτίου στα ηλεκτρόδια. Αν η ακτινοβολία προσπίπτει σε επιφάνεια Α ενός κρυστάλλου που έχει πάχος b το αναπτυσσόμενο φορτίο δίνεται από τη σχέση:

$$\Delta Q = A\Delta P = pA\Delta T \quad (2.32.)$$

Η τάση εξόδου στα ηλεκτρόδια θα είναι ίση με:

$$V_0 = \frac{pb}{\epsilon} \Delta T \quad (2.33.)$$

2.9.(1). Πυροηλεκτρικοί αισθητήρες.

Οι πυροηλεκτρικοί αισθητήρες απορροφούν την ακτινοβολία και τη μετατρέπουν σε θερμότητα. Η προκύπτουσα αύξηση της θερμοκρασίας αλλάζει την πόλωση των κρυστάλλων, οι οποίοι παράγουν ένα ρεύμα ανάλογο του ρυθμού αλλαγής της θερμοκρασίας. Όπως και με τον πιεζοηλεκτρικό αισθητήρα, η απόκριση dc είναι μηδέν, επομένως απαιτείται ένα σύστημα διακοπής για τις μετρήσεις dc.

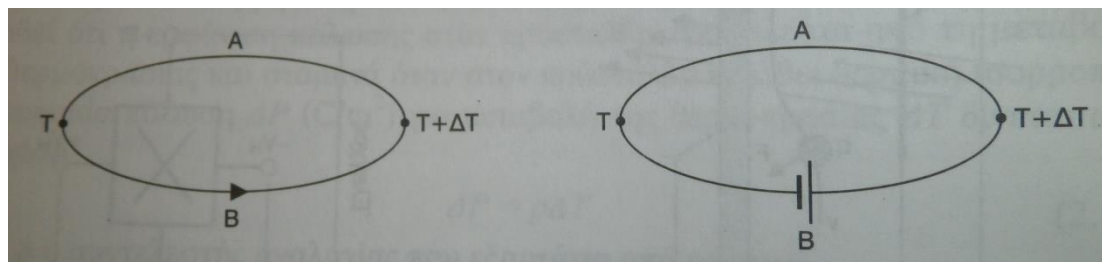
2.10. Τριβοηλεκτρισμός.

Καταρχάς, το τριβοηλεκτρικό φαινόμενο είναι η ανακατανομή του ηλεκτρικού φορτίου σε δύο σώματα με τη βοήθεια της τριβής. Παραδείγματος χάριν, κοινή εμπειρία αποτελεί, η δημιουργία ηλεκτρικών φορτίων σε ένα άτομο που περπατά πάνω σε ένα χαλί, υπό την προϋπόθεση ξηρού κλίματος. Το φορτίο διοχετεύεται στη γη μόλις το άτομο ακουμπήσει σε κάποιο γειωμένο αγωγίμο σώμα παράγοντας σπινθήρα. Παράλληλα, ισχύει ως γνωστό, η αρχή διατήρησης του ηλεκτρικού φορτίου. Πιο αναλυτικά, το ηλεκτρικό φορτίο δεν δύναται ούτε να καταστραφεί, αλλά ούτε και να παραχθεί εκ του μηδενός. Τούτο που συμβαίνει είναι η μεταγωγή ηλεκτρονίων από το ένα σώμα στο άλλο. Κατά αυτό τον τρόπο το σώμα που προσλαμβάνει ηλεκτρόνια διαθέτει πλεόνασμα αρνητικών φορτίων, ενώ το σώμα που χάνει ηλεκτρόνια διαθέτει πλεόνασμα θετικών φορτίων. Το τριβοηλεκτρικό φαινόμενο έχει επίδραση σε ένα εξαιρετικά μικρό αριθμό φορτίων σε σχέση με τα συνολικά φορτία που διαθέτει ένα σώμα. Τέλος, η εφαρμογή του έγκειται κύρια σε ανιχνευτές κίνησης.

2.11. Θερμοηλεκτρικό φαινόμενο.

Η ανακάλυψη του θερμοηλεκτρικού φαινομένου αποδίδεται στον Seebeck και για αυτό ορισμένες φορές ονομάζεται και φαινόμενο Seebeck. Πιο αναλυτικά ο Seebeck ανακάλυψε ότι σε ένα κύκλωμα με δύο διαφορετικά μέταλλα Α και Β στο οποίο οι ενώσεις βρίσκονται σε διαφορετικές θερμοκρασίες, παράγεται ένα ρεύμα ανάλογο της διαφοράς θερμοκρασίας. Το πραγματικό αίτιο όμως είναι η παραγωγή στο ανοιχτό κύκλωμα μιας τάσης γνωστής ως θερμοηλεκτρική δύναμη. Η τάση που

παράγεται εξαρτάται μόνο από τη διαφορά θερμοκρασίας μεταξύ των ενώσεων και τα υλικά. Μια τέτοια διάταξη ονομάζεται θερμοζεύγος. Στο σχήμα: 2.11. παρουσιάζεται η ανάπτυξη θερμοηλεκτρικού ρεύματος και θερμοηλεκτρικής τάσης σε ένα θερμοζεύγος.



Σχήμα: 2.11.: Ανάπτυξη θερμοηλεκτρικού ρεύματος (κλειστό κύκλωμα) και θερμοηλεκτρικής τάσης (ανοιχτό κύκλωμα) σε ένα θερμοζεύγος.

Ο συντελεστής Seebeck προσδιορίζει την τάση που παράγεται ανά μονάδα μεταβολής της θερμοκρασίας.

$$S_{AB} = \frac{dE_{AB}}{dT} = S_A - S_B \quad (2.34.)$$

όπου οι συντελεστές $S_A - S_B$ χαρακτηρίζουν τα δύο μέταλλα. Ο συντελεστής S_{AB} εξαρτάται από τη θερμοκρασία και συνήθως η τιμή του αυξάνεται με τη θερμοκρασία.

Το θερμοηλεκτρικό φαινόμενο είναι αντιστρεπτό. Όταν από το κύκλωμα περάσει ηλεκτρικό ρεύμα η ένωση μεταξύ των δύο μετάλλων αποδίδει θερμότητα, ή προσλαμβάνει θερμότητα στο και από το περιβάλλον, ανάλογα με τη διεύθυνση του ρεύματος. Η προηγούμενη περιγραφή αναφέρεται στο φαινόμενο Peltier. Το φαινόμενο δεν έχει σχέση με το φαινόμενο Joule κατά το οποίο παράγεται θερμότητα κατά τη ροή ηλεκτρικού ρεύματος μέσω μιας αντίστασης και το οποίο δεν είναι βεβαίως αντιστρεπτό. Μια πρόσθετη διαφορά είναι ότι η θερμοκρασία της ένωσης στο φαινόμενο Peltier είναι ανάλογη του ρεύματος, ενώ στο φαινόμενο Joule ανάλογη του τετραγώνου του ρεύματος.

2.11.(1). Τα 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 Πελλιέρ (Peltier), αναφέρει 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, που αναγνωρίζεται 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.

Η γνώση αυτών των δύο φαινομένων δεν είναι γενικά χρήσιμη στις πρακτικές εφαρμογές, οπότε εμπειρικά δεδομένα βαθμονόμησης συνήθως τοποθετούνται στην ανάπτυξη μιας δυναμοσειράς που δίνει την ΗΕΔ.

$$E = \alpha T + \frac{1}{2} b T^2 + \dots \quad (2.35.)$$

Όπου, T είναι σε βαθμούς Κελσίου και η σύνδεση αναφοράς διατηρείται στους 0 °C.

Υπάρχουν τρεις εμπειρικοί νόμοι στα θερμοζεύγη. Ο πρώτος νόμος, των ομογενών κυκλωμάτων, αναφέρει ότι ένα κύκλωμα αποτελούμενο από μοναδικό ομογενές μέταλλο, δεν μπορεί να συντηρήσει ρεύμα με την επίδραση μόνο θερμότητας. Ο δεύτερος νόμος, των ενδιάμεσων μετάλλων, αναφέρει 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, αναφέρει ότι εάν παράγεται ΗΕΔ E1 από δύο ανόμοια μέταλλα με θερμοκρασίες T1 και T2, και E2 από θερμοκρασίες T2 και T3, τότε η συνολική ΗΕΔ E1+E2 θα έχει κατά αντιστοιχία θερμοκρασίες T1 και T3.

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

$$\alpha = \frac{dE}{dT} = \alpha + Bt \quad (2.36.)$$

Παρατηρούμε ότι η ευαισθησία α 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 °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 °C με απόκλιση 0.0005 °C. Κανονικά η ακρίβεια ενός σωστά κατασκευασμένου κρύου εμβλαπτίσματος είναι 0,05 °C και μπορεί να αναπαραχθεί με ακρίβεια 0,001 °C . Φούρνοι ελεγχόμενης θερμοκρασίας μπορούν να κρατήσουν τη θερμοκρασία αναφοράς μεταξύ -0,4 °C και 0,4 °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 ακόλουθα πλεονεκτήματα :

- Γρήγορο χρόνο απόκρισης (σταθερά χρόνου χαμηλή μέχρι της τάξης του 1 ms).
- Μικρό μέγεθος (διάμετρος έως 12 μm).
- Ευκολία στην κατασκευή.
- Μακροπρόθεσμη σταθερότητα μετρήσεων.

Έχουν όμως και μειονεκτήματα τα οποία είναι τα ακόλουθα:

- Χαμηλή τάση εξόδου.
- Χαμηλή ευαισθησία.
- Ανάγκη θερμοκρασίας αναφοράς.

Εν κατακλείδι, τα *θερμοζεύγη χρησιμοποιούνται στην βιοϊατρική έρευνα*. Παράλληλα, όσον αφορά τις εφαρμογές τους στην ιατρική, *μπορούν να τοποθετηθούν σε καθετήρες και υποδερμικές βελόνες* και τούτο, διότι τα θερμοζεύγη μπορούν να κατασκευαστούν σε πολύ μικρό μέγεθος.

2.11.(2).Τα θερμίστορ.

Τα θερμίστορ είναι ημιαγωγοί κατασκευασμένοι από κεραμικά υλικά τα οποία είναι θερμικές αντιστάσεις με υψηλό αρνητικό θερμοκρασιακό συντελεστή. Αυτά τα υλικά αντιδρούν στις θερμοκρασιακές αλλαγές αντίστροφα από ότι τα μεταλλικά. Πιο αναλυτικά, η αντίσταση των θερμίστορ ελαττώνεται καθώς η θερμοκρασία αυξάνεται, και η αντίσταση αυξάνεται καθώς 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) επισκόπησε τα διάφορα είδη θερμίστορ που έχουν βρεθεί ότι είναι τα καταλληλότερα για βιοϊατρική χρήση. Η αντίσταση ημιαγωγικών θερμίστορ που έχουν βιοϊατρικές εφαρμογές είναι ανάμεσα σε 0,1 και 100 Ωm. Οι συσκευές αυτές

είναι μικρές στο μέγεθος (μπορούν να κατασκευαστούν με διάμετρο μικρότερη από 0,5 mm), έχουν σχετικά μεγάλη ευαισθησία σε αλλαγές θερμοκρασίας (-3 με -5% ανά °C) και έχουν άριστα χαρακτηριστικά μακροχρόνιας σταθερότητας ($\pm 0,2\%$ για την ονομαστική τιμή αντίστασης ανά χρόνο).

Η εμπειρική σχέση ανάμεσα στην αντίσταση του θερμίστορ R1 και την απόλυτη θερμοκρασία T σε κέλβιν (K) είναι :

$$R_t = R_0 e^{[\beta(T_0 - T)/T T_0]} \quad (2.37.)$$

όπου β = σταθερά υλικού του θερμίστορ

T0 = κανονική θερμοκρασία αναφοράς

Η τιμή του β 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 β , γνωστή και ως χαρακτηριστική θερμοκρασία, είναι της τάξης των 2500 με 5000 K. Συνήθως κυμαίνεται στα 4000 K.

Η θερμοκρασιακή σταθερά α μπορεί να βρεθεί διαφορίζοντας κατά T και διαιρώντας με R1.

$$\alpha = \frac{1}{Rt} \frac{dRt}{dT} = - \frac{\beta}{T^2} \text{ (K}^{-1}\text{) (}\%/\text{K)} \quad (2.38.)$$

Από την παραπάνω σχέση παρατηρούμε ότι το α 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 παράστασης παρουσιάζει χαρακτηριστικά αρνητικής αντίστασης.

Στο γραμμικό κομμάτι, ισχύει ο νόμος του Ωμ (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 ρεύματος. Ο χρόνος που καθυστερεί το ρεύμα για να φτάσει στη 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. Ένα παράδειγμα είναι η ανάγκη να καθοριστεί η θερμοκρασιακή διαφορά μεταξύ δύο οργάνων ή μεταξύ πολλαπλών σημείων του ίδιου οργάνου.

Μια διαφορική γέφυρα συνεχούς ρεύματος (dc) μπορεί να επιτύχει γραμμικότητα καλύτερη από 1% της πλήρης εξόδου όταν χρησιμοποιούνται θερμίστορ τύπου χάντρας που προσαρμόζονται μεταξύ τους κατά $\pm 1\%$ στους 25°C . Η dc σταθερότητα της γέφυρας αυτής 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 dc ολίσθηση των καλών τελεστικών ενισχυτών ολοκληρωμένου κυκλώματος.

Ακόμη, τα κυκλώματα των τελεστικών ενισχυτών μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη 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 και σφαιρικά, σφηνοειδή, ραβδοειδή, δακτυλιοειδή. Τα **θερμίστορ τύπου χάντρας που περιέχονται σε κάψουλα από γυαλί** είναι τα πιο κοινά σε **βιοϊατρικές εφαρμογές**. Το γυάλινο περίβλημα προστατεύει το αισθητήριο από το εχθρικό περιβάλλον του σώματος χωρίς να επηρεάζει ουσιαστικά το χρόνο θερμικής απόκρισης του συστήματος. Το μικρό μέγεθος αυτών των θερμίστορ κάνει **εφικτή την τοποθέτησή τους στα άκρα των καθετήρων ή των υποδερμικών βελονών**. Για παράδειγμα, ένα σύστημα καθετήρα θερμοδιάλυσης μπορεί να περιλαμβάνει έναν

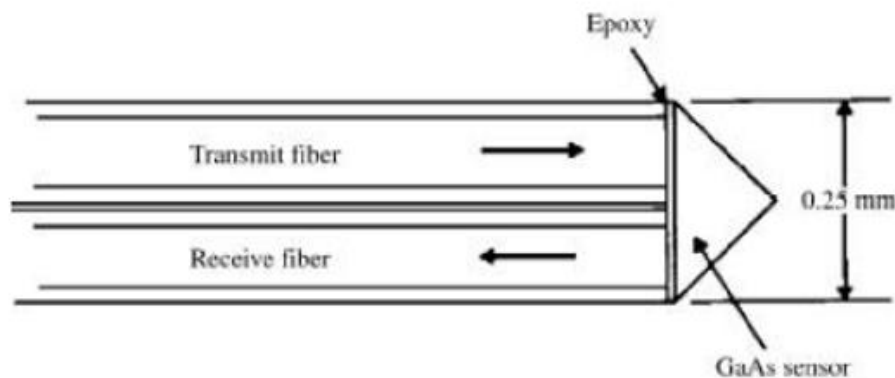
καθετήρα τεσσάρων αυλών με ένα θερμίστορ τοποθετημένο κοντά στην άκρη του καθετήρα.

Μια επιπρόσθετη εφαρμογή των **θερμίστορ** στην ιατρική είναι **η κλινική μέτρηση της θερμοκρασίας του στόματος**. Προς το παρόν χρησιμοποιείται καθετήρας θερμίστορ με περίβλημα μιας χρήσης, αλλά παρουσιάζουν βηματική απόκριση πρώτης τάξης. Για την απόκτηση της θερμοκρασίας του στόματος πριν τη σταθεροποίηση της, μια σταθερή διόρθωση περίπου 1°C προστίθεται στην θερμοκρασία του καθετήρα όταν ο ρυθμός αλλαγής της θερμοκρασίας του καθετήρα μειωθεί κάτω από 0,1 °C /s.

Ένα πρόβλημα με τα όργανα μέτρησης της θερμοκρασίας της επιφάνειας του δέρματος νεογνών με θερμίστορ, είναι ότι φεύγουν από το σημείο προσαρμογής τους. Η θερμική επαφή με το δέρμα μπορεί να παρακολουθείται εφαρμόζοντας έναν παλμό 14 δευτερολέπτων (sec) κάθε 4,5 λεπτά (min) και να παρατηρείται η προκύπτουσα αύξηση της θερμοκρασίας.

2.11.(3). Αισθητήρες θερμοκρασίας οπτικών ινών.

Καταρχάς, στο σχήμα: 2.12. παρουσιάζονται οι λεπτομέρειες ενός καθετήρα θερμοκρασίας από ημιαγωγό αρσενιδίου του γαλλίου, ή αρσενιούχου γαλλίου όπως ήταν παλιότερα γνωστό, (GaAs). Ένα μικρό δείγμα, σε σχήμα πρίσματος, μονοκρυσταλλικού GaAs δίχως προσμίξεις, συγκολλείται εποξικά στα άκρα δύο παρακαείμενων οπτικών ινών. Οι αισθητήρες και οι ίνες μπορούν να είναι πολύ μικρές, συμβατές με τις βιολογικές εμφυτεύσεις αφού επικαλυφθούν. Η μια ίνα εκπέμπει φως από μια πηγή διόδου εκπομπής φωτός στον αισθητήρα, όπου περνά μέσα από το GaAs και συλλέγεται από την άλλη ίνα για ανίχνευσή του στο όργανο ενδείξεων. Ένα μέρος της οπτικής ισχύος που ταξιδεύει μέσα από τον ημιαγωγό απορροφάται, λόγω της ανύψωσης των ηλεκτρονίων της ζώνης σθένους, ώστε να περάσουν το απαγορευμένο ενεργειακό κενό προς την αγωγίμη ζώνη. Επειδή το απαγορευμένο ενεργειακό κενό είναι μια συνάρτηση ευαίσθητη στην θερμοκρασία του υλικού, το ποσό της ισχύος που απορροφάται αυξάνεται με τη θερμοκρασία.



Σχήμα: 2.12.: Λεπτομέρειες από την διάταξη ίνα/αισθητήρα για τον καθετήρα μέτρησης θερμοκρασίας από ημιαγωγό GaAs.

Ο συγκεκριμένος μη μεταλλικός καθετήρας ενδείκνυται στην ιατρική για μέτρηση της θερμοκρασίας στα ισχυρά ηλεκτρομαγνητικά πεδία θέρμανσης που χρησιμοποιούνται για τη θέρμανση των ιστών σε περιπτώσεις θεραπείας του καρκίνου ή επαναθέρμανσης του ασθενή.

2.12. Εξάρτηση της τάσης βάσης - εκπομπού από τη θερμοκρασία.

Η τάση μιας ορθά πολωμένης διόδου p-n, όπως στην ένωση βάσης – εκπομπού ενός τρανζίστορ, ελαττώνεται με τη θερμοκρασία με ρυθμό $-2,2 \text{ mV}/^\circ\text{C}$. Σύμφωνα με το μοντέλο Ebers – Moll το ρεύμα συλλέκτη για ένα τρανζίστορ περιγράφεται από την παρακάτω εξίσωση:

$$i_c = I_s (e^{qV_{BE}/kT} - 1) \approx I_s e^{qV_{BE}/kT} \quad (2.39.)$$

όπου, $q = 1,66 \times 10^{-19} \text{ C}$ το φορτίο του ηλεκτρονίου,

I_s : το ρεύμα κόρου,

$k = 1,38 \times 10^{-23} \text{ J/K}$, η σταθερά του Boltzmann,

V_{BE} : η τάση βάσης – εκπομπού και

T : η απόλυτη θερμοκρασία σε βαθμούς K.

Από τη σχέση: (2.39.) είναι φανερό ότι η τάση V_{BE} εξαρτάται από τη θερμοκρασία. Όμως, από τη θερμοκρασία εξαρτάται και το ρεύμα κόρου I_s σύμφωνα με τη σχέση:

$$I_s = BT^3 e^{-qV_{go}/kT} \quad (2.40.)$$

Όπου, B : μια σταθερά που εξαρτάται από το ποσοστό νόθευσης του ημιαγωγού και τη γεωμετρία και

$V_{go} = 1,12\text{V}$ στους 300K για το πυρίτιο.

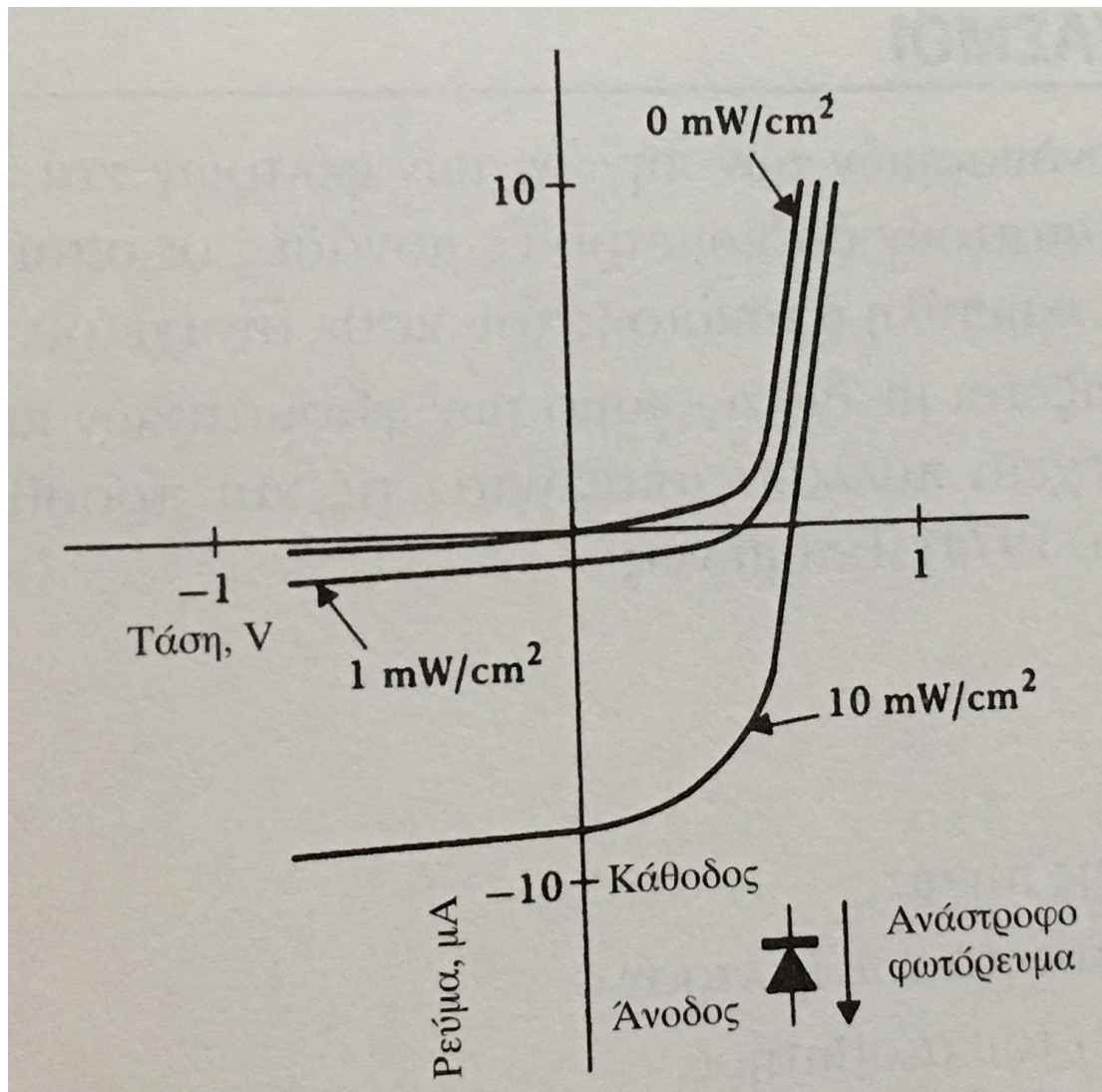
Από τη σχέση: (2.39.) με επίλυση ως προς V_{BE} έχουμε:

$$V_{BE} = \frac{kT}{q} \ln\left(\frac{i_c}{I_s}\right) \quad (2.41.)$$

Η ύπαρξη του ρεύματος I_s στο λογάριθμο δημιουργεί μη γραμμικότητα με τυπική τιμή $0,34 \text{ mV}/^\circ\text{C}$. Σε πρακτικές εφαρμογές χρησιμοποιούνται δύο όμοια τρανζίστορ ώστε να απαλειφθεί η εξάρτηση της τάσης V_{BE} από το ρεύμα κόρου.

2.12.(1). Αισθητήρες φωτοεπαφής (Photojunction).

Οι αισθητήρες φωτοεπαφής σχηματίζονται από επαφές p-n και κατασκευάζονται συνήθως από πυρίτιο. Έαν ένα φωτόνιο έχει αρκετή ενέργεια ώστε να υπερπηδήσει το κενό ζώνης, παράγονται ζεύγη οπής – ηλεκτρονίου τα οποία τροποποιούν τα χαρακτηριστικά της επαφής, όπως παρουσιάζεται στο σχήμα: 2.13. Εάν η επαφή είναι ανάστροφα πολωμένη, το ανάστροφο ρεύμα που ρέει από την κάθοδο στην άνοδο αυξάνεται γραμμικά με την αύξηση της ακτινοβολίας. Η προκύπτουσα φωτοδίοδος ανταποκρίνεται σε περίπου 1 μ s. Στα φωτοτρανζίστορ, ο ακροδέκτης της βάσης δεν είναι συνδεδεμένος και το προκύπτον ρεύμα βάσης που δημιουργείται από την ακτινοβολία πολλαπλασιάζεται από την απολαβή ρεύματος (βήτα) του τρανζίστορ με αποτέλεσμα την παραγωγή ενός μεγάλου ρεύματος από τον συλλέκτη στον εκπομπό. Οι χαρακτηριστικές ρεύματος – ακτινοβολίας έχουν μια μη γραμμικότητα περίπου 2% διότι, το βήτα αλλάζει με το ρεύμα του συλλέκτη. Ο χρόνος απόκρισης είναι περίπου 10 μ s. Οι επαφές p-n πυριτίου επίσης κατασκευάζονται ως φωτοτρανζίστορ Darlington, φωτο - FETs, φωτοτρανζίστορ μονής επαφής και φωτο – SCRs (Silicon – Controlled Rectifiers). Οι φωτοζεύκτες είναι συνδυασμοί φωτοδίοδων – LED οι οποίοι χρησιμοποιούνται για απομόνωση ηλεκτρικών κυκλωμάτων. Παραδείγματος χάριν, στην ιατρική χρησιμοποιούνται για τη διακοπή των βρόχων γείωσης για την προστασία από διαρροή επικίνδυνων επιπέδων ρεύματος έξω από τη συσκευή προς την καρδιά του ασθενή.



Σχήμα: 2.13.: Χαρακτηριστικές ρεύματος – τάσης ακτινοβολούμενης επαφής p-n σιλικόνης.// Για 0 ακτινοβολία, οι χαρακτηριστικές ορθής και ανάστροφης πόλωσης είναι κανονικές. Για 1 mW/cm^2 , η τάση ανοιχτού κυκλώματος είναι 500 mV και το ρεύμα βραχυκυκλώματος είναι 0,8 μA . Για 10 mW/cm^2 , η τάση ανοιχτού κυκλώματος είναι 600 mV και το ρεύμα βραχυκυκλώματος είναι 8 μA .

2.13. Φωτοηλεκτρικός τύπος.

Οι αισθητήρες που είναι ευαίσθητοι στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία με μήκη κύματος στην περιοχή του υπεριώδους, ορατού και υπέρυθρου φωτός ονομάζονται ανιχνευτές φωτεινής ακτινοβολίας. Οι ανιχνευτές φωτεινής ακτινοβολίας στερεάς κατάστασης βασίζονται στην αλληλεπίδραση των φωτονίων με την κρυσταλλική δομή ενός ημιαγωγού. Η αλληλεπίδραση αυτή ονομάζεται φωτοηλεκτρικό φαινόμενο και η ανακάλυψη της έδωσε το βραβείο Nobel στον Einstein. Σύμφωνα με τον Einstein η ενέργεια του φωτός κατανέμεται σε στοιχειώδεις μονάδες που ονομάζονται φωτόνια. Η ενέργεια ενός φωτονίου δίνεται από τη σχέση που ακολουθεί:

$$E = hf \quad (2.42.)$$

Όπου, f : η συχνότητα του φωτός και $h = 6,626 \times 10^{-34}$ Js η σταθερά του Planck. Με απλά λόγια, όταν ένα φωτόνιο προσπέσει στην επιφάνεια ενός αγωγού προκαλεί την απελευθέρωση ενός ηλεκτρονίου. Ένα μέρος ϕ της αρχικής ενέργειας του φωτονίου χρησιμοποιείται για την απελευθέρωση του ηλεκτρονίου και το υπόλοιπο τμήμα προσδίδει στο ηλεκτρόνιο μια ορισμένη κινητική ενέργεια Km . Προφανώς:

$$hf = \phi + Km \quad (2.43.)$$

Παρόμοια επίδραση έχει η πρόσπτωση του φωτονίου σε μια ένωση p-n ενός ημιαγωγού. Σε ένα υλικό με κρυσταλλική δομή η ενέργεια των ηλεκτρονίων λαμβάνει συγκεκριμένες τιμές ανάλογα με την ηλεκτρονική στοιβάδα στην οποία βρίσκονται. Από την ενέργεια του φωτονίου εξαρτάται αν θα απελευθερωθεί ηλεκτρόνιο από την εξωτερική στοιβάδα. Η απελευθέρωση του ηλεκτρονίου αφήνει την κενή θέση μια οπή, η οποία στους ημιαγωγούς θεωρείται φορέας αγωγιμότητας όμοιος με το ηλεκτρόνιο. Σε σχέση με τα μέταλλα οι ημιαγωγοί δε διαθέτουν ελεύθερα ηλεκτρόνια. Επομένως, απαιτείται η απόδοση ενέργειας στο ηλεκτρόνιο έτσι ώστε να διασχίσει το ενεργειακό κενό και να βρεθεί στη ζώνη αγωγιμότητας. Όσο μεγαλύτερο είναι το μήκος κύματος (χαμηλότερη συχνότητα) τόσο λιγότερη είναι η ενέργεια που απαιτείται για την παραγωγή ηλεκτρονίου από φωτόνιο. Η ενέργεια αυτή είναι της τάξης των 1,12 eV για πυρίτιο (Si) στο χαμηλότερο μήκος κύματος που είναι 1,1 μm . Η ανταπόκριση ενός ημιαγωγικού υλικού στο φως μπορεί να βελτιωθεί προσθέτοντας διάφορες προσμίξεις. Τα συνήθη αισθητήρια που χρησιμοποιούνται είναι η φωτοδίοδος, το φωτοτρανζίστορ και η φωτοαντίσταση.

Ένα παρόμοιο φαινόμενο είναι το λεγόμενο *φωτοβολταϊκό φαινόμενο* κατά το οποίο η πρόσπτωση ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στα μήκη κύματος του φωτός δημιουργεί ένα δυναμικό στα άκρα μιας ένωσης p-n. Η διαφορά δυναμικού του κυκλώματος αυξάνεται με την ένταση της ακτινοβολίας, ή σε περίπτωση που το κύκλωμα κλείσει μέσω μιας αντίστασης, το ρεύμα που παράγεται είναι ανάλογο της έντασης της φωτεινής ακτινοβολίας.

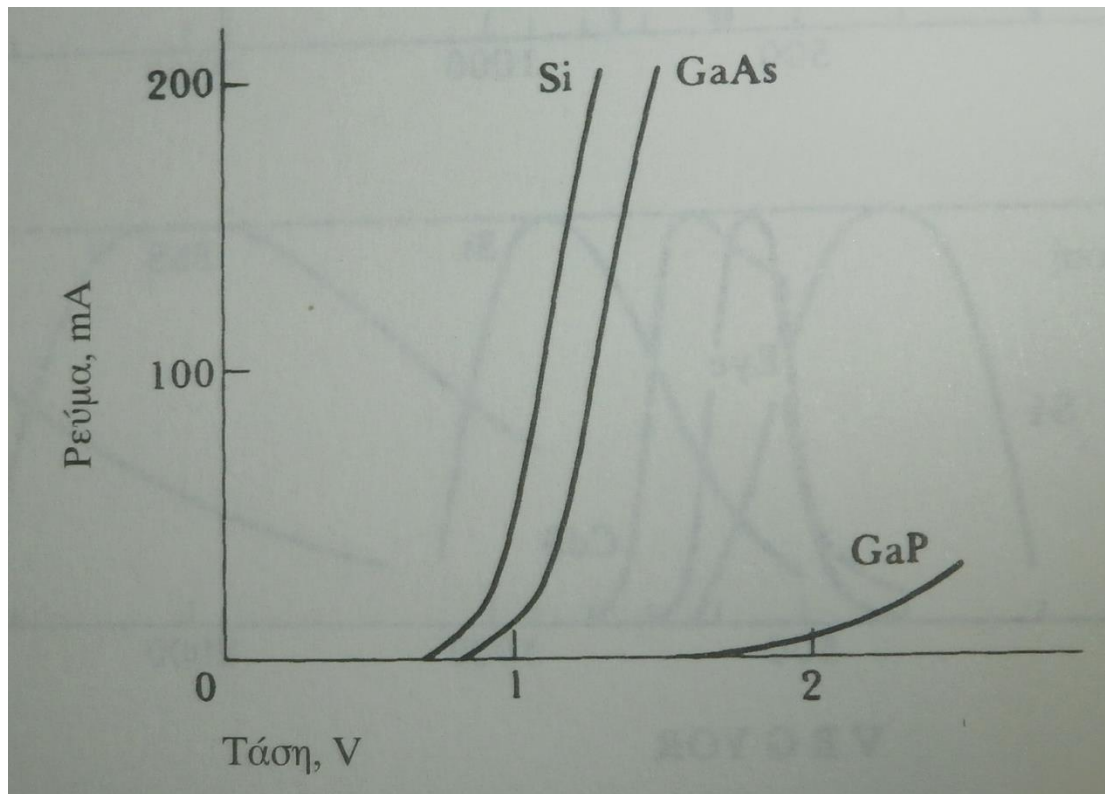
2.13.(1).Οπτικοί μετρητές.

Οι **οπτικοί μετρητές** χρησιμοποιούνται ευρέως στην **ιατρική διάγνωση**. Η πιο συχνή χρήση τους είναι σε **εργαστήρια κλινικής χημείας**, όπου αναλύονται δείγματα αίματος και άλλων ιστών που έχουν αφαιρεθεί από το σώμα. Επίσης **οπτικά όργανα** χρησιμοποιούνται κατά τη διάρκεια **καρδιακών καθετηριασμών** για τη μέτρηση του **κορεσμού οξυγόνου της αιμοσφαιρίνης** και για τη μέτρηση της **καρδιακής παροχής**.

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 εντοπίζουμε **LED** που χρησιμοποιούνται στην **καπνογραφία** και στην **μέτρηση της παλμικής οξυμετρίας**.

Οι **δίοδοι εκπομπής φωτός (τα LEDs)** είναι διατάξεις επαφής p-n με κύριο χαρακτηριστικό τη φωτεινή ακτινοβολία τους. Μια συνηθισμένη επαφή p-n έχει τη χαρακτηριστική του **σχήματος: 2.14.** και εκπέμπει ισχύ ακτινοβολίας όταν ένα ρεύμα (συνήθως 20 mA) περνά με την ορθή φορά. Αυθόρμητες επανασυνδέσεις εγχεομένων ζευγών οπών και ηλεκτρονίων έχουν ως αποτέλεσμα την εκπομπή ακτινοβολίας. Οι δίοδοι σιλικόνης δεν είναι αποδοτικές επειδή έχουν κενό ζώνης 1,1 eV και το μήκος κύματος τους είναι 1100 nm. Οι δίοδοι GaAs όμως έχουν λίγο υψηλότερο κενό 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, να αναβοσβήσουν σε λιγότερο από 10ns.

Προκειμένου να παραχθεί ορατό φως, το κενό ζώνης της επαφής p-n πρέπει να υπερβεί τα 1,9 eV. Τα LED φωσφιδιούχου γαλλίου (GaP) έχουν κενό 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 LEDs 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.



Σχήμα: 2.14.: Χαρακτηριστική ορθής πόλωσης για επαφή p-n. Παρατηρούμε τις χαρακτηριστικές για ημιαγωγούς Si, GaAs και GaP.

Οι δίοδοι εκπομπής φωτός (τα LEDs) είναι μικροί σε μέγεθος, συμπαγή, ανθεκτικοί, οικονομικοί και σχεδόν μονοχρωματικοί. Επιπλέον, χρησιμοποιούνται ευρέως σε διάφορα ιατρικά, μεταφορικά και βιομηχανικά κυκλώματα. Μια μεγάλη ποικιλία από κυκλώματα για LEDs και φωτοανιχνευτές είναι διαθέσιμα χρησιμοποιώντας είτε σταθερή ή διαμορφωμένη ακτινοβολία.

Επειδή κανένας από τους συνηθισμένους αισθητήρες δεν είναι κατάλληλος για τη μέτρηση της ακτινοβολίας που εκπέμπεται από το δέρμα (300 K) το οποίο έχει μέγιστη εκπομπή στα 9000 nm, έχουν κατασκευαστεί ειδικοί αισθητήρες, όπως οι αισθητήρες InSb.

Η δράση λέιζερ (**LASER, Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation**) μπορεί να συμβεί στο GaAs. Οι επιφάνειες των άκρων που είναι κάθετες στην επαφή p-n είναι γυαλισμένες για να χρησιμεύσουν ως καθρέφτες μερικής ανάκλασης και επομένως σχηματίζουν μια οπτική κοιλότητα συντονισμού. Το ορθής φοράς ρεύμα αντλεί μεγάλο πληθυσμό μορίων σε ένα διεγερμένο ενεργειακό επίπεδο. Η προσπίπτουσα ακτινοβολία επάνω στα μόρια προκαλεί την παραγωγή πρόσθετης ακτινοβολίας η οποία έχει παρόμοια χαρακτηριστικά. Το φαινόμενο αυτό, γνωστό ως εκπομπή από διέγερση, παράγεται από την ανάδραση των καθρεπτών. Η έξοδος του λέιζερ είναι ισχυρά μονοχρωματική, εστιαζόμενη (παράλληλη) και συμφασική. Ωστόσο, τα λέιζερ επαφής p-n δεν χρησιμοποιούνται ευρέως διότι, λειτουργούν στο υπέρυθρο και απαιτούν πυκνότητες ρεύματος μεγαλύτερες από 10^3 A/cm^2 , επομένως

κάνουν απαραίτητη την παλμική (10 – 100 ns) λειτουργία αντί την συνεχούς κύματος (Continuous Wave, CW).

Το πιο συνηθισμένο λέιζερ είναι το λέιζερ He – Ne το οποίο εκπέμπει στα 633 nm στην περιοχή του ερυθρού φάσματος. Το λέιζερ λειτουργεί από ηλεκτρική εκκένωση χαμηλής πίεσης όμοια με εκείνη των πινακίδων Νέον και παρέχει έως και 100 mW. Οι καθρέπτες μερικής ανάκλασης σε κάθε πλευρά παρέχουν την κοιλότητα συντονισμού και τη δράση λέιζερ.

Το λέιζερ Αργού παρέχει το μέγιστο επίπεδο συνεχούς ισχύος (1-15 W) στο ορατό μέρος του φάσματος, στα 515 nm. Αυτή η υψηλής ισχύος έξοδος επιτρέπει τη φωτόπληξη των αιμοφόρων αγγείων στα μάτια των ασθενών που πάσχουν από διαβητική αμφιβληστροειδοπάθεια.

Τα λέιζερ CO₂ παρέχουν 50 – 500 W συνεχούς (CW) ισχύος εξόδου και χρησιμοποιούνται για την κοπή πλαστικών, ελαστικού και μετάλλων πάχους έως και 1 cm.

Επιπλέον, χρησιμοποιούνται ευρέως, δύο λέιζερ στερεάς κατάστασης (και τα δύο συνήθως χρησιμοποιούνται με παλμικό τρόπο λειτουργίας). Η άντληση στα λέιζερ αυτά γίνεται με πυροδότηση μιας λυχνίας φλας η οποία τα περιβάλλει. Το λέιζερ ρουμπινίου έχει μια μέση έξοδο (1 mJ) στην περιοχή φάσματος του ερυθρού στα 693 nm. Το λέιζερ νεοδυμίου στο γρανάτη υτρίου – αλουμινίου (Nd:YAG) έχει μια υψηλή έξοδο (2 W/mm) στην περιοχή του υπέρυθρου φάσματος στα 1064 nm.

Η πιο σημαντική *ιατρική χρήση του λέιζερ είναι η επούλωση σχισμών στον αμφιβληστροειδή*. Μια τυπική μονάδα φωτόπληξης χρησιμοποιεί ένα παλμικό λέιζερ ρουμπινίου με ελεγχόμενη έξοδο. Είναι εστιασμένο σε μια σχισμή στον αμφιβληστροειδή. Η θερμότητα που διαχέεται από τον παλμό σχηματίζει ένα κάψιμο, το οποίο, στην επούλωση, δημιουργεί ιστό ουλής ο οποίος καλύπτει την αρχική σχισμή.

Επιπροσθέτως, το λέιζερ κάνει διαθέσιμο συμφασικό φως σε υψηλές εντάσεις το οποίο μπορεί να εστιαστεί σε ένα πολύ λεπτό σημείο. Όταν το εστιακό αυτό σημείο προβάλλεται σε ιστό και ο ιστός απορροφά την ακτινοβολία, η ισχύς μπορεί να είναι αρκετά μεγάλη ώστε να εξαχνώσει αμέσως τον ιστό που φωτίζεται από το σημείο, έχοντας ως αποτέλεσμα μια τομή με ταυτόχρονη πήξη του αίματος. Επομένως, *το λέιζερ μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως χειρουργικό όργανο* με παρόμοιο τρόπο όπως η ηλεκτροχειρουργική μονάδα. Παράλληλα, η δέσμη του λέιζερ απαιτεί ισχύ από 25 έως 100 W για την τομή διαφόρων ιστών του σώματος που ποικίλουν από δέρμα έως οστό.

Ένας σημαντικός στόχος που έπρεπε να επιτευχθεί προτού τα λέιζερ να μπορέσουν να χρησιμοποιηθούν ευρέως στην εφαρμογή αυτή ήταν ο γρήγορος και εύκολος χειρισμός της ακτίνας του λέιζερ στο σημείο που επιθυμούσε ο χειρουργός. Σε αντίθεση με την ηλεκτροχειρουργική μήλη που μπορεί να συνδεθεί στη γεννήτρια με

ένα εύκαμπτο μονωμένο καλώδιο απαγωγής, το λέιζερ πρέπει να προσαρμοστεί στο σημείο της εφαρμογής του μέσω ενός συστήματος κατόπτρων και φακών. Οι ισχύεις που απαιτούνται είναι αρκετά υψηλές για να κάνουν το λέιζερ αρκετά μεγάλο για τον απ' ευθείας χειρισμό του, οπότε ο συγκεκριμένος τρόπος προσαρμογής του είναι σημαντικός αλλά και δύσχρηστος.

Επιπλέον, το λέιζερ έχει μερικές σημαντικές εφαρμογές και σε άλλες πλευρές της ιατρικής. Πιο συγκεκριμένα, λόγω του ότι το *λέιζερ μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον έλεγχο της αιμορραγίας μέσω της φωτόπηξης και της θέρμανσης*, έχει εφαρμοστεί μέσα από ενδοσκοπικές οπτικές ίνες *για τη διακοπή αιμορραγίας γαστρικών ουλών*. Σε μερικές περιπτώσεις, η ισχύς είναι αρκετά μεγάλη για να σταματήσει την αιμορραγία σε πειραματικά προκαλούμενες πληγές σε σκύλους.

Επίσης, *στην οφθαλμολογία*, το λέιζερ έχει βρει σημαντική *θεραπευτική εφαρμογή*. Οι λέιζερ φωτοπήκτες είναι ικανοί να αποκαταστήσουν αποκολλημένους αμφιβληστροειδείς πολύ γρηγορότερα από τους συμβατικούς φωτοπήκτες και επομένως να μειώσουν τον κίνδυνο της καταστροφής του αμφιβληστροειδούς εξ' αιτίας της κίνησης των ματιών. Τέτοια συστήματα είναι τώρα εμπορικά διαθέσιμα και χρησιμοποιούνται σε πολλά ιδρύματα. Τα λέιζερ έχουν επίσης ερευνηθεί ως *διαγνωστικά και θεραπευτικά όργανα σε πολλά κέντρα*. Η εφαρμογή τους ποικίλει από την *οδοντιατρική* έως την *ογκολογία (την μελέτη και τη θεραπεία όγκων)*. Η ακτινοβολία λέιζερ βρίσκεται ακόμη υπό έρευνα στα κλινικά εργαστήρια για την *ανάλυση δειγμάτων ιστών και υγρών* που αφαιρέθηκαν από ασθενείς.

Η ασφάλεια των ματιών πρέπει να εξετάζεται σε σχέση με ορισμένες πηγές φωτός. Παραδείγματος χάριν, είναι ασφαλές να κοιτάζουμε έναν λαμπτήρα ψυχρού – φωτός 100 W για μεγάλες χρονικές περιόδους. Ωστόσο, κοιτώντας τις διαφανές λάμπες πυρακτώσεως, τον ήλιο, τις υψηλής πίεσης φωτοβολταϊκές πηγές, ή τα λέιζερ μπορεί να προκληθούν εγκαύματα στον αμφιβληστροειδή. Έτσι, ο ιατρός φορά προστατευτικά γυαλιά προκειμένου να προστατευτεί από την ακτινοβολία λέιζερ, τα οποία συνήθως αποτελούνται από ένα σετ φίλτρων που εξασθενούν τα συγκεκριμένα μήκη κύματος που εκπέμπονται από το λέιζερ, αλλά περνούν από μέσα τους τη μέγιστη δυνατή ορατή ακτινοβολία.

2.13.(2).Οπτικές ίνες.

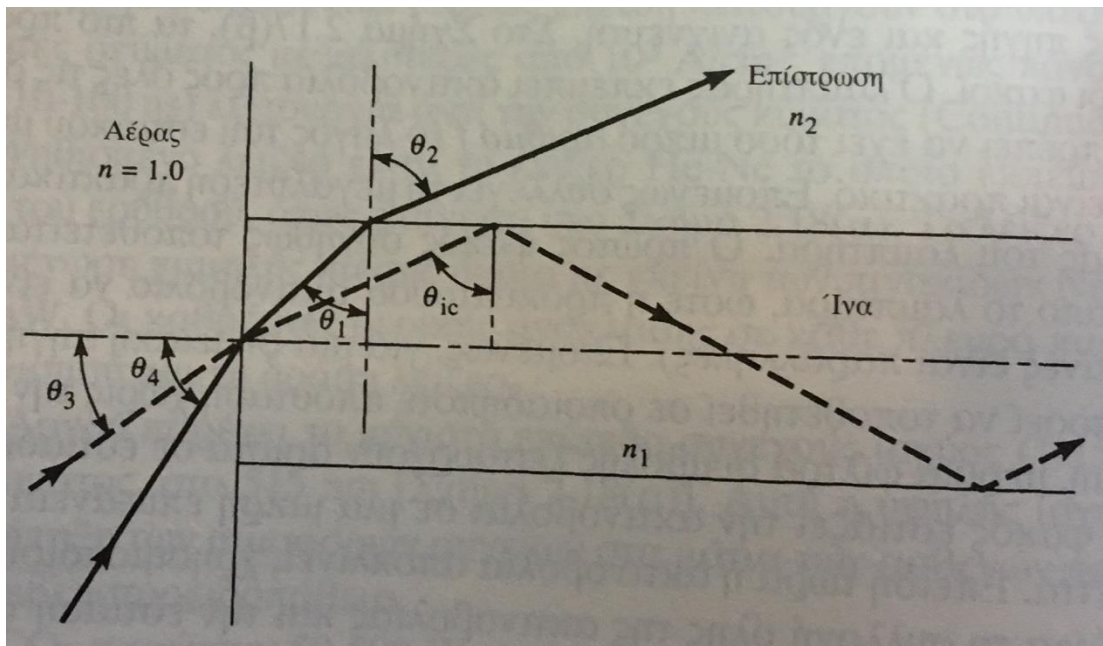
Καταρχάς, οι οπτικές ίνες είναι ένας αποτελεσματικός τρόπος για την μετάδοση της ακτινοβολίας από ένα σημείο σε ένα άλλο. Ίνες από διαφανές γυαλί ή πλαστικό με δείκτη διάθλασης n_1 επιστρώνονται ή περιβάλλονται από ένα δεύτερο υλικό μικρότερου δείκτη διάθλασης n_2 . Από το νόμο του Snell έχουμε:

$$n_2 \sin \theta_2 = n_1 \sin \theta_1 \quad (2.44.)$$

όπου, θ : είναι η γωνία πρόσπτωσης που παρουσιάζεται στο σχήμα: 2.15.

Επειδή $n_1 > n_2$, $\sin \theta_2 > \sin \theta_1$, επομένως $\sin \theta_2 = 1,0$ για μια τιμή του θ_1 μικρότερη από 90° . Για τιμές της θ_1 μεγαλύτερες από αυτή, το $\sin \theta_2$ είναι μεγαλύτερο από τη μονάδα, το οποίο είναι αδύνατο και η ακτίνα ανακλάται εσωτερικά. Η κρίσιμη γωνία ανάκλασης (θ_{ic}) υπολογίζεται θέτοντας $\sin \theta_2 = 1,0$, το οποίο δίνει:

$$\sin \theta_{ic} = \frac{n_2}{n_1} \quad (2.45.)$$



Σχήμα: 2.15.: Οπτικές ίνες.//Η συμπαγής γραμμή παριστά την διάθλαση των ακτίνων που δραπετεύουν από τα τοιχώματα της ίνας.//Η διακεκομμένη γραμμή παριστά την ολική εσωτερική ανάκλαση μέσα σε μια ίνα.

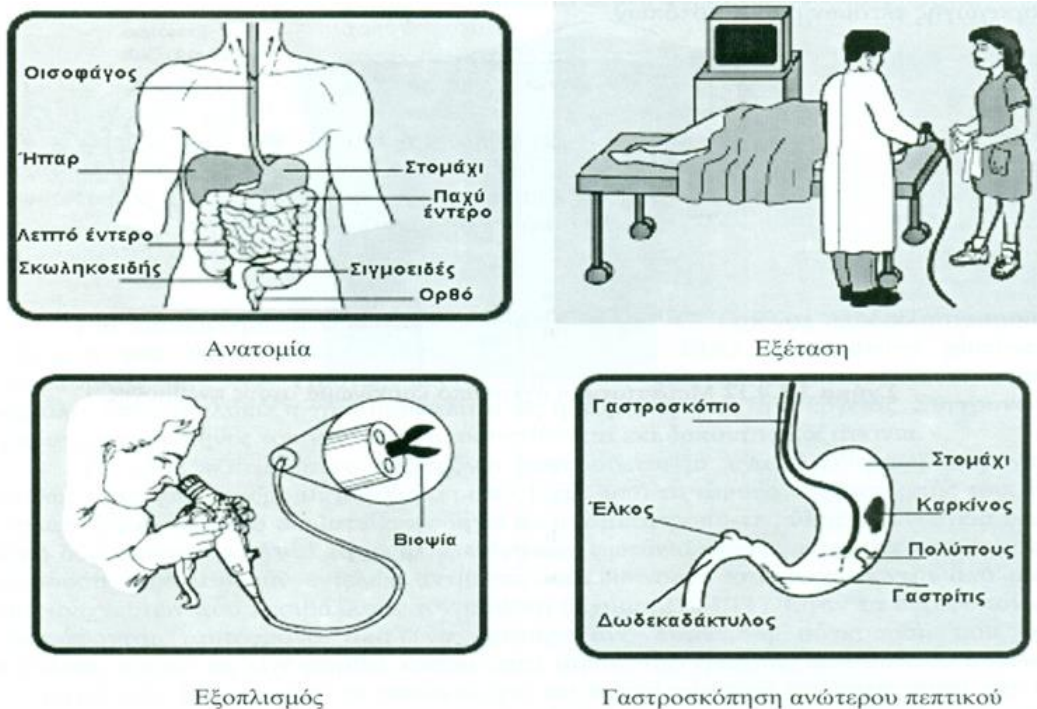
Μια ακτίνα ανακλάται εσωτερικά για όλες τις γωνίες πρόσπτωσης μεγαλύτερες από τη θ_{ic} . Λόγω του ότι οι ακτίνες στη άκρη της ίνας συνήθως διαθλώνται καθώς εισέρχονται από τον αέρα ($n = 1,0$) στο γυαλί ($n = 1,62$ για έναν τύπο γυαλιού), η ίνα αποδέχεται ένα μεγαλύτερο κώνο (θ_3) ακτινοβολίας από αυτόν που παρέχεται από τους υπολογισμούς $90^\circ - \theta_{ic}$. Οι ακτίνες που εισέρχονται από την άκρη της ίνας με μεγαλύτερες γωνίες (θ_4) δεν μεταδίδονται κατά μήκος της ίνας αλλά, δραπετεύουν μέσα από τα τοιχώματα.

Οι **αισθητήρες οπτικής-ίνας (Fiber-Optic, FO)** αντικαθιστούν κάποιους συμβατικούς αισθητήρες για τη μέτρηση ενός πλήθους ηλεκτρικών, ηλεκτρονικών, μηχανικών, πνευματικών και υδραυλικών μεταβλητών. Παράλληλα, είναι χημικά αδρανείς και δεν επηρεάζονται από ηλεκτρομαγνητικές παρεμβολές.

Μια οπτική ίνα 50 cm από γυαλί επιδεικνύει μετάδοση που ξεπερνά το 60% για μήκη κύματος μεταξύ 400 και 1200 nm. Μια πλαστική οπτική ίνα 50 cm έχει μεταδοτικότητα που ξεπερνά το 70% για μήκη κύματος μεταξύ 500 και 850 nm. Παρόλο που μια μονή ίνα είναι χρήσιμη για τη δειγματοληψία της προσπίπτουσας ακτινοβολίας σε μικρή περιοχή, οι περισσότερες εφαρμογές χρησιμοποιούν εύκαμπτες δεσμίδες με περίπου 400 ίνες.

Στις **μη συμφασικές δεσμίδες (καλούνται και οδηγοί φωτός)**, η διάμετρος μιας ίνας είναι τυπικά 13 έως 100 nm. Δεν υπάρχει συσχέτιση μεταξύ της χωρικής θέσης της ίνας στην είσοδο και εκείνης στην έξοδο. Οι ίνες αυτές είναι χρήσιμες μόνο για μετάδοση ακτινοβολίας. Σε μια **ιατρική εφαρμογή, το φως μεταδίδεται μέσω μιας εύκαμπτης δεσμίδας για την παρατήρηση εσωτερικών οργάνων**. Επιπλέον, σε μια **άλλη ιατρική εφαρμογή, ένα όργανο που μετρά τον κορεσμό του οξυγόνου στο αίμα μέσα στα αγγεία εκπέμπει ακτινοβολία εναλλασσόμενα σε δύο μήκη κύματος μέσα από μια δεσμίδα. Η ακτινοβολία οπισθοσκεδάζεται από τα ερυθρά αιμοσφαίρια και επιστρέφει στο όργανο για ανάλυση μέσα από μια δεύτερη δεσμίδα.**

Στις δεσμίδες συμφασικών ινών, οι ίνες καταλαμβάνουν την ίδια σχετική θέση και στα δύο άκρα. Μια εικόνα στο ένα άκρο μεταδίδεται με πιστότητα στο άλλο άκρο. Η πιο σημαντική ιατρική εφαρμογή των συγκεκριμένων ινών είναι στο ενδοσκόπιο. Το ενδοσκόπιο είναι ένας σωλήνας για την εξέταση των κοιλότητων του σώματος διαμέσω φυσικών οδών και παρουσιάζεται στο σχήμα: 2.16. που ακολουθεί παρακάτω.



Σχήμα: 2.16.: Ενδοσκόπια.

Ένα τυπικό ενδοσκόπιο έχει μήκος 1 m και έχει διάμετρο 1 cm και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την παρατήρηση του στομάχου, των εντέρων και ούτω καθ' εξής. Μια μη συμφασική δεσμίδα μεταδίδει φως για φωταγωγία. Ένας μικρός φακός εστιάζει την εικόνα των εσωτερικών τοιχωμάτων επάνω στην άκρη μιας συμφασικής δεσμίδας, η οποία μεταδίδει την εικόνα κατά τέτοιο τρόπο που να μπορεί να απεικονιστεί ή να φωτογραφηθεί. Εξωτερικοί μοχλοί κάνουν δυνατή τη στροφή του εσωτερικού άκρου της συσκευής με την οπτική ίνα, σε μια περιοχή 360° ώστε ο εξετάζων ιατρός να μπορεί να παρατηρήσει τα τοιχώματα της κοιλότητας και τις γύρω γωνίες.

Υπάρχουν δύο διαφορετικού τύπου ενδοσκόπια:

1. **Ενδοσκόπια με άκαμπτο μοχλό**, τα οποία εμπεριέχουν το **οπτικό σύστημα**.
2. **Ενδοσκόπια** τα οποία είναι βασισμένα σε τεχνολογία **ευέλικτων οπτικών ινών**.

Τα άκαμπτα ενδοσκόπια χρησιμοποιούνται για:

1. Ωτορινολαρυγγολογική (ΩΡΛ),
2. Αρθροσκόπηση,
3. Λαπαροσκόπηση,
4. Νευροχειρουργική,
5. Ουρολογικές επεμβάσεις.

Τα εύκαμπτα ενδοσκόπια είναι τα εξής:

1. Εύκαμπτο ρινο – φαρυγγο – λαρυγγοσκόπιο,
2. Εύκαμπτο βρογχοσκόπιο,
3. Εύκαμπτο δωδεκαδακτυλοσκόπιο,
4. Εύκαμπτο γαστροσκόπιο,
5. Εύκαμπτο κολonosκόπιο,
6. Εύκαμπτο ουρητηροσκόπιο,
7. Εύκαμπτο χοληδοχοσκόπιο.

Επιπροσθέτως, στο σχήμα: 2.17. παρουσιάζεται ένα εύκαμπτο ινοοπτικό ρινο-φαρυγγο-λαρυγγοσκόπιο.



Σχήμα: 2.17.: Εύκαμπτο ινοοπτικό ρινο-φαρυγγο-λαρυγγοσκόπιο.

Τέλος, στο σχήμα:2.18. απεικονίζεται ένα εύκαμπτο φορητό ινοοπτικό βρογχοσκόπιο το οποίο είναι κατάλληλο για διασωληνώσεις.



Σχήμα: 2.18.: Εύκαμπτο φορητό ινοοπτικό βρογχοσκόπιο κατάλληλο για διασωληνώσεις.

2.13.(3).Υγροί κρύσταλλοι.

Οι υγροί κρύσταλλοι μεταβάλλουν την κατάσταση τους κατά τέτοιο τρόπο ώστε να τροποποιούν την παθητική σκέδαση ή την απορρόφηση του φωτός. Καθώς οι κρύσταλλοι λιώνουν, η τρισδιάστατη χωροταξία τους γίνεται δισδιάστατη ή μονοδιάστατη. Οι μορφές στρώματος ή νήματος που μπορεί να συναντήσουμε είναι ξεκαθάρισμα της προηγούμενης θολής τήξης.

Σε μια *ιατρική εφαρμογή*, το σώμα του ασθενή βάφεται με ένα μαύρο υδατοδιαλυτό βερνίκι ώστε να αποκαλύψει το χρώμα του υγρού κρυστάλλου καλύτερα. **Οι υγροί κρύσταλλοι επιστρώνονται πάνω από το βερνίκι και οποιαδήποτε φλεγμονή, η οποία προκαλεί τοπική αύξηση της θερμοκρασίας, εντοπίζεται από ένα χρωματικό σχέδιο.** Επίσης, οι υγροί κρύσταλλοι χρησιμοποιούνται σε **θερμόμετρα μιας χρήσης, στη μέτρηση θερμοκρασίας στη στοματική κοιλότητα.** Ακόμη, χρησιμοποιούνται ευρύτατα στα ρολόγια χειρός, διότι ένα χαμηλής τάσης (1-15 V), χαμηλής ισχύος ($1 \mu\text{W}/\text{cm}^2$) ηλεκτρικό πεδίο προκαλεί αξιοπρόσεκτες αλλαγές στα στοιχεία της ψηφιακής οθόνης.

2.13.(4). Αισθητήρες ακτινοβολίας.

Οι αισθητήρες ακτινοβολίας μπορούν να καταταχθούν σε δύο γενικές κατηγορίες:

- τους θερμικούς αισθητήρες και
- τους κβαντικούς αισθητήρες.

Οι θερμικοί ανιχνευτές απορροφούν ακτινοβολία και τη μετατρέπουν σε θερμότητα, προκαλώντας μια αύξηση της θερμοκρασίας εντός του αισθητήρα. Τυπικοί θερμικοί αισθητήρες είναι το θερμίστορ και το θερμοζεύγος. Η ευαισθησία τούτων των αισθητήρων δε μεταβάλλεται με το μήκος κύματος και οι αισθητήρες έχουν αργή απόκριση. Παράλληλα, οι αλλαγές στην έξοδο λόγω μεταβολής της θερμοκρασίας του περιβάλλοντος, δεν μπορούν να διαχωριστούν από αλλαγές στην έξοδο λόγω της πηγής. Σε αυτήν την περίπτωση λοιπόν, χρησιμοποιείται συχνά ένα μηχανικό σύστημα διακόπτης που μοιάζει με ανεμόμυλο (chopper), για να διακόπτει την ακτινοβολία από την πηγή περιοδικά.

Οι κβαντικοί ανιχνευτές απορροφούν ενέργεια από ανεξάρτητα φωτόνια και τη χρησιμοποιούν για την απελευθέρωση ηλεκτρονίων από το υλικό του αισθητήρα. Τυπικοί κβαντικοί αισθητήρες είναι το μάτι, η φωτολυχνία, η φωτοδίοδος και το φωτογραφικό γαλάκτωμα. Οι συγκεκριμένοι αισθητήρες είναι ευαίσθητοι μόνο σε μια περιορισμένη ζώνη μηκών κύματος. Παράλληλα, οι περισσότεροι από αυτούς ανταποκρίνονται ταχύτατα. Αλλαγές στην θερμοκρασία του περιβάλλοντος προκαλούν μια δεύτερης- τάξης αλλαγή στην ευαισθησία αυτών των αισθητήρων.

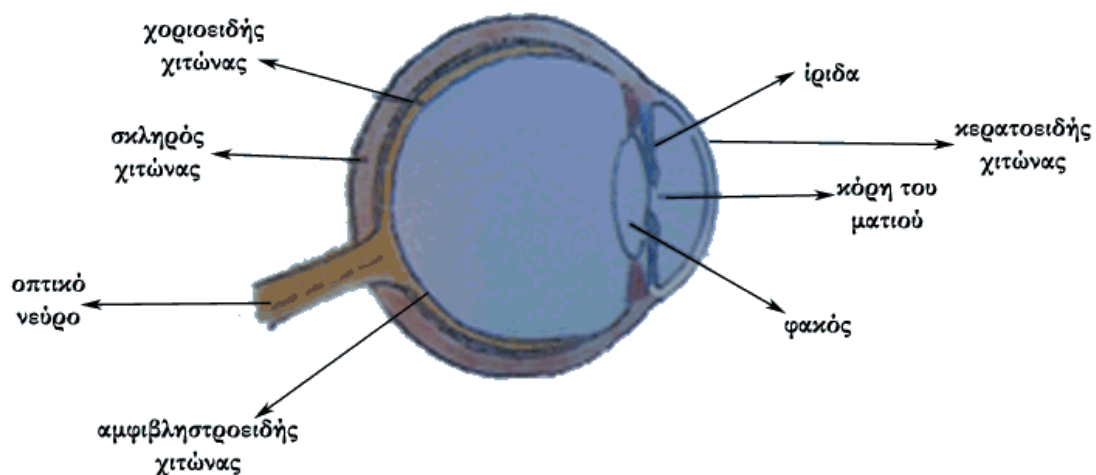
ΚΕΦΑΛΑΙΟ:3.

ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΚΑΙ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ.

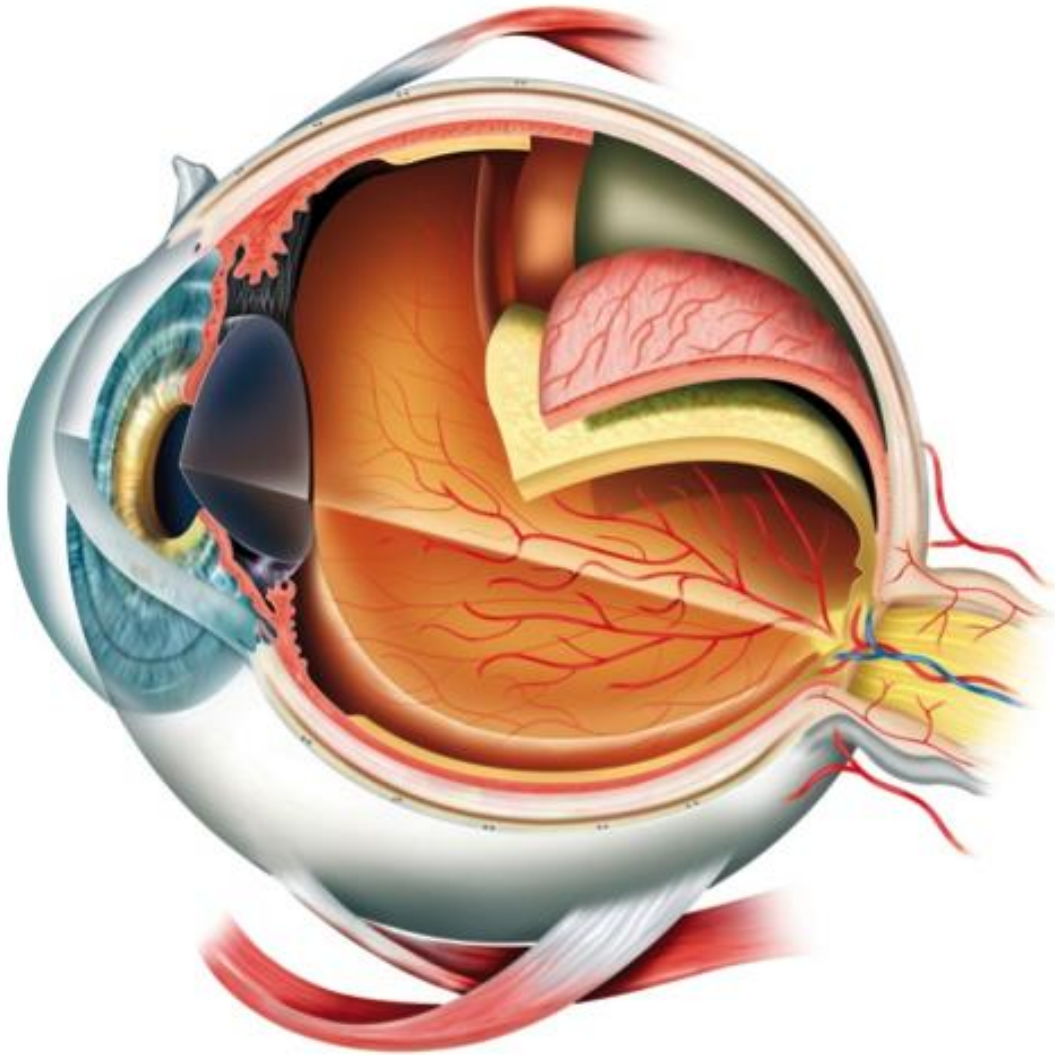
3.1. Εισαγωγή.

Η εξελικτική πορεία του ανθρώπινου γένους ανέπτυξε ποικιλοτρόπως τις αισθήσεις μας και μας προίκισε με μια σειρά από αισθητήρια όργανα. Ο άνθρωπος λοιπόν, αντιλαμβάνεται τη φύση με τα αισθητήρια όργανά του (υποκειμενική αντίληψη για κάθε άτομο ξεχωριστά). Παραδείγματος χάριν, ακουμπώντας τα δάχτυλα του χεριού μας σε μια επιφάνεια μπορούμε να αντιληφθούμε τρία πράγματα. Καταρχάς, αν η επιφάνεια δονείται, ή παραμένει ακίνητη. Στη συνέχεια, αν η επιφάνεια είναι λεία, ή παρουσιάζει ανωμαλίες. Τέλος, τη θερμοκρασία της επιφάνειας. Τα παραπάνω είναι δυνατά χάρη σε μια σειρά αισθητήριων κυττάρων που βρίσκονται ακριβώς κάτω από την επιδερμίδα. Τα κύτταρα δεν παρουσιάζουν όλα τον ίδιο χρόνο απόκρισης, αλλά διακρίνονται σε ταχείας προσαρμογής (λιγότερο από 0,1 s), μεσαίας προσαρμογής (της τάξης του 1 s) και βραδείας προσαρμογής (10 s με 100 s). Από την εμπειρία μας γνωρίζουμε ότι η αντίληψη της θερμοκρασίας μιας επιφάνειας βασίζεται σε ανιχνευτές βραδείας προσαρμογής.

Επίσης η διαδικασία της όρασης περιέχει αισθητήρια κύτταρα ευαίσθητα στον αριθμό των φωτονίων που στατιστικά παρατηρούνται. Η ίριδα καθορίζει την ποσότητα του φωτός που πέφτει πάνω στον αμφιβληστροειδή κατά τρόπο ανάλογο με έναν φωτογραφικό φακό. Ο αμφιβληστροειδής χιτώνας είναι ουσιαστικά ένας αισθητήρας εικόνας με δύο κατηγορίες κυττάρων δεκτών τα ραβδία και τους κώνους. Τα ραβδία είναι περίπου 1000 ως 10000 φορές πιο ευαίσθητα από τους κώνους. Οι κώνοι είναι υπεύθυνοι για την αντίληψη των χρωμάτων και ενεργοποιούνται μόνο όταν υπάρχει ικανή ένταση φωτισμού. Στην ουσία εκτελούν φασματική ανάλυση με μέγιστη ευαισθησία σε ένα μήκος κύματος ίσο με 555 nm (πράσινο χρώμα). Η ευαισθησία του ματιού είναι προσαρμοσμένη απόλυτα στο φάσμα του ηλιακού φωτός που ταυτίζεται με το φάσμα ενός μέλανος σώματος με θερμοκρασία 5600 °C. Η δυναμική περιοχή της όρασης αυξάνεται εξαιτίας της ικανότητας προσαρμογής των νευρικών κυττάρων σε συνθήκες χαμηλού φωτισμού. Στο σχήμα: 3.1. και στο σχήμα:3.2. παρουσιάζεται το αισθητήριο όργανο της όρασης.

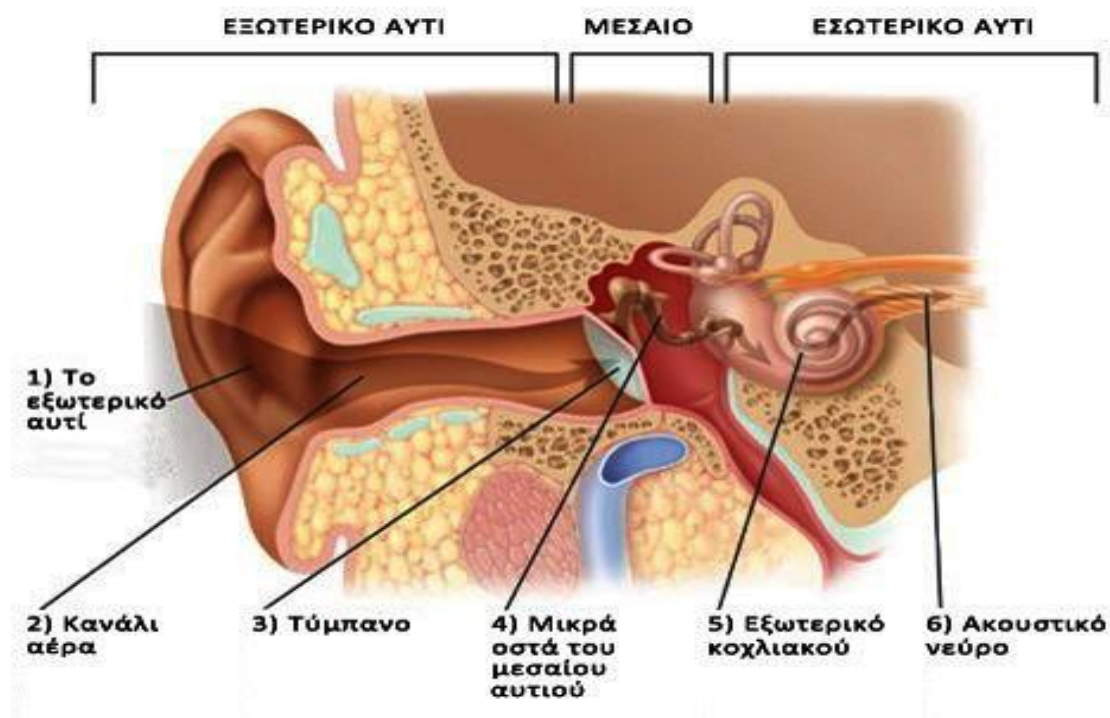


Σχήμα: 3.1.: Σχηματική απεικόνιση του αισθητήριου οργάνου της όρασης.



Σχήμα: 3.2.: Το αισθητήριο όργανο της όρασης.

Ένα άλλο παράδειγμα είναι το σύστημα ακοής. Το σύστημα ακοής του ανθρώπου και πολλών θηλαστικών βασίζεται σε μια σειρά ευαίσθητων αισθητήρων. Πιο αναλυτικά, η επεξεργασία των ηλεκτρικών σημάτων από το ακουστικό κέντρο του εγκεφάλου μας δίνει τη δυνατότητα να διακρίνουμε ένταση, συχνότητα και θέση της ηχητικής πηγής στο οριζόντιο και κατακόρυφο επίπεδο. Τα ηχητικά κύματα εισέρχονται στον ακουστικό πόρο και δονούν την τυμπανική μεμβράνη. Η δόνηση μεταβιβάζεται μέσω τριών μικρών οστών στον κοχλία που βρίσκεται στο εσωτερικό του αυτιού. Ο κοχλίας είναι γεμάτος υγρό και χωρίζεται στα δύο από τη βασική μεμβράνη, η οποία φέρει περίπου 12000 τριχίδια που ομαδοποιημένα στέλνουν τα ερεθίσματα στον εγκέφαλο μέσω του ακουστικού νεύρου. Στο σχήμα: 3.3. παρουσιάζεται το αισθητήριο όργανο της ακοής.



Σχήμα: 3.3.: Σχηματική απεικόνιση του αισθητήριου οργάνου της ακοής.

Τα ερεθίσματα μεταδίδονται με τη μορφή ηλεκτρικών παλμών. Στην περίπτωση απουσίας ήχου η συχνότητα των παλμών κυμαίνεται από 10 ως 50 παλμοί το δευτερόλεπτο. Η συχνότητα αυτή βρίσκεται κάτω από το κατώφλι δημιουργίας ακουστικού ερεθίσματος. Για μεγαλύτερες ηχητικές εντάσεις η παλμική συχνότητα ξεπερνά το κατώφλι δημιουργίας ερεθίσματος και από εκεί και πέρα αυξάνει με την ένταση. Η πληροφορία της συχνότητας κωδικοποιείται από αφιερωμένες ομάδες τριχιδίων στη βασική μεμβράνη του κοχλία. Η αντίληψη της θέσης στο χώρο μιας ηχητικής πηγής είναι δυνατή συνδυάζοντας την πληροφορία σχετικής έντασης και φάσης που ανεξάρτητα λαμβάνονται από το δεξί και αριστερό αυτί.

Τα αισθητήρια όργανα της ακοής και της όρασης μεταδίδουν την πληροφορία της έντασης του φαινομένου στο οποίο αντιδρούν με μια σειρά παλμών. Η αύξηση της έντασης έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση της συχνότητας των μεταδιδόμενων παλμών. Επίσης, μπορούμε να πούμε ότι η πληροφορία δε μεταδίδεται κατά τρόπο συνεχή (αναλογικά), αλλά διακριτό (ψηφιακά).

Επιπροσθέτως, είναι φανερό ότι μια μεγάλη κατηγορία αισθητήρων μιμείται τον τρόπο λειτουργίας των ανθρώπινων αισθητήριων οργάνων. Παραδείγματος χάριν, μια κάμερα CCD λειτουργεί ως ηλεκτρονικό μάτι, ένα μικρόφωνο ως υποκατάστατο του αυτιού και τα λοιπά. Από την άλλη πλευρά, τα διάφορα αισθητήρια δύνανται να ανταποκριθούν σε συχνότητες (μήκη κύματος), ή εντάσεις κατά πολύ υψηλότερες ή χαμηλότερες από αυτές των ανθρώπινων αισθητήριων οργάνων.

Η βιοϊατρική τεχνολογία και ολόκληρος ο κλάδος των ιατρικών και παραϊατρικών επαγγελμάτων έχει ολοένα και αυξημένες ανάγκες σε χημικά και άλλα αισθητήρια.

Οι ανάγκες τούτες συμβαδίζουν με την περαιτέρω επεξεργασία του ληφθέντος σήματος. Εν συντομία, αναφέρουμε τα εξής: την ανάλυση του αίματος, τα τεστ DNA, τους υπερήχους, τα συστήματα αυτόματης διάγνωσης, την αξονική και τη μαγνητική τομογραφία.

3.2. Διαχρονική εξέλιξη της τεχνολογίας-ιστορική θεώρηση.

Τεχνογνωσία (know-how) είναι το σύνολο των γνώσεων η εμπειρίας που αφορούν διεργασίες ή μεθόδους χρήσιμες για την παραγωγή προϊόντος η υπηρεσίας.

Τεχνολογία είναι η συστηματική σπουδή των τεχνικών κατασκευής πραγμάτων και εκτέλεσης έργων. Ο όρος στην Αρχαία Ελληνική γλώσσα σήμαινε διάλεξη (λόγο) για τις τέχνες τόσο τις καλές όσο και τις εφαρμοσμένες. Στις αρχές του εικοστού αιώνα ο όρος Τεχνολογία εκτός ,από τα εργαλεία και τις μηχανές, περιελάμβανε ένα διευρυμένο πεδίο μέσων, μεθόδων και ιδεών. Κατά το δεύτερο μισό του αιώνα η εξέλιξη της επιστημονικής έρευνας και της τεχνολογίας διαμορφώνουν τον ορισμό σε «τεχνολογία είναι τα μέσα ή οι δραστηριότητες μέσω των οποίων ο άνθρωπος επιχειρεί να μεταβάλλει η να κατευθύνει το περιβάλλον του». Η επιστημονική έρευνα και η τεχνολογική δραστηριότητα είναι έννοιες αλληλένδετες και η διακρισή τους δύσκολη.

Η μελέτη της εξέλιξης της τεχνολογίας μας βοηθά να κατανοήσουμε και το πώς εξελίχθηκε η βιοιατρική τεχνολογία.

3.3. Ιστορική αναδρομή ιατρικής τεχνολογίας.

Στην ιστορική αναδρομή θα γίνει αναφορά 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 βιοιατρικής 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”). Το 1714 παρουσιάζεται το υδραργυρικό θερμόμετρο από τον G Fahrenheit. 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).

Ο Rene Laennec θα εφεύρει το πρώτο στηθοσκόπιο (1816) που αποτελούνταν από έναν αυλό και ήταν ξύλινο (ξύλινος κώνος ανοικτός στις άκρες του) όπως φαίνεται στο σχήμα: 3.4. που ακολουθεί παρακάτω.



Σχήμα: 3.4.: Το το πρώτο στηθοσκόπιο (ξύλινος κώνος ανοικτός στις άκρες του) (1816).

Στην συγκεκριμένη εφεύρεση βοήθησαν οι ηθικοί και κοινωνικοί κανόνες της εποχής καθώς και το πάχος. Πιο αναλυτικά, μέχρι το 19ο αι. η ακρόαση της καρδιάς και των πνευμόνων γινόταν με το αυτί του γιατρού τοποθετημένο πάνω στο θώρακα του ασθενούς. Ο Ρενέ Λενέκ (Rene-Theophile-Hyacinthe Laennec) (1781-1826) σκέφθηκε να παρεμβάλλει μεταξύ του αυτιού και του ασθενούς φύλλα χαρτιού τυλιγμένα σε ρολό. Εντυπωσιασμένος από το αποτέλεσμα κατασκεύασε το 1816 το πρώτο μονό (ακρόαση μόνο από το ένα αυτί) στηθοσκόπιο (σχήμα: 3.5.), που καθιστούσε τους ήχους διαυγέστερους ενώ ταυτόχρονα μείωνε την αμηχανία γιατρού και ασθενούς. Πιο συγκεκριμένα, τον Σεπτέμβρη του 1816 μια στρουμπουλή γυναίκα επισκέφθηκε τον Γάλλο γιατρό, Δρ. Ρενέ Λαενέκ. Ο γιατρός δεν μπορούσε να την ακροαστεί με το γνωστό τρόπο- βάζοντας το αυτί του στο στήθος της γυναίκας. Έτσι, σκαρφίστηκε ένα αυτοσχέδιο όργανο ακρόασης- κάτι σαν φλάουτο- και με αυτό προσπάθησε να κάνει διάγνωση. «Εμείνα έκπληκτος και ικανοποιημένος», έγραψε, «επειδή μπορούσα να ακούω τον κτύπο της καρδιάς πολύ πιο καθαρά από πριν». Σύντομα μετά από αυτό, έφτιαξε έναν κούφιο κύλινδρο από ξύλο με ένα μικρό χωνί στο ένα άκρο του- το πρώτο στηθοσκόπιο.



Σχήμα: 3.5.: Στηθοσκόπιο τύπου Λενέκ.



Σχήμα: 3.6.: Ένας χάρτινος κύλινδρος ήταν το πρώτο στηθοσκόπιο.

Πολλοί γιατροί υιοθέτησαν γρήγορα αυτή τη νέα τεχνολογία. Μερικοί αντέδρασαν, αλλά η νέα συσκευή έδωσε στους γιατρούς τη δυνατότητα να κάνουν διάγνωση προβλημάτων της καρδιάς και των πνευμόνων που στο παρελθόν ήταν αδύνατο να διαγνωστούν. Το στηθοσκόπιο δέχθηκε πολλές αλλαγές μέχρι που ο Dr. David Littmann στην δεκαετία του 1960 δημιούργησε ένα ελαφρύτερο και με βελτιωμένο ακουστικό, στοιχεία που διατηρούνται έως και σήμερα. Το 1850 κατασκευάστηκε το διπλό στηθοσκόπιο που αποτελεί έκτοτε απαραίτητο εξεταστικό εργαλείο κάθε γιατρού. Στα σχήματα: 3.7. και 3.8. που ακολουθούν παρακάτω παρουσιάζονται δύο σύγχρονα στηθοσκόπια.



Σχήμα: 3.7.: Σύγχρονο στηθοσκόπιο.



Σχήμα: 3.8.: Σύγχρονο στηθοσκόπιο.

Πρωτοπόρος για την ενδοσκοπική, αφού έπρεπε πρώτα να τελειοποιηθούν οι παρεχόμενες πηγές φωτισμού, υπήρξε ο Raoul Palmer που το 1944 διογκώνοντας την περιοχή της κοιλιάς παρουσίασε την γυναικολογική λαπαροσκόπηση. Στο σχήμα 3.9. παρουσιάζεται ένα ενδοσκοπικό εξάρτημα.



Σχήμα: 3.9.: Ενδοσκοπικό εξάρτημα.

Σταθμός στην μη επεμβατική διαγνωστική ιατρική υπήρξε η ανακάλυψη των ακτινών X το 1895 από τον Wilhelm Roentgen, ανοίγοντας ένα μεγάλο πεδίο με εκρηκτική εξέλιξη τα τελευταία χρόνια, εκείνο της απεικονιστικής ιατρικής.

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 στις αρχές 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) απάγει την ηλεκτρική δραστηριότητα του μυοκαρδίου και εφευρίσκει τον ηλεκτροκαρδιογράφο. Επινόησε λοιπόν, 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.

Ο χώρος της εργαστηριακής έρευνας υποστηρίζεται από το 1931 με το ηλεκτρονικό μικροσκόπιο (Ernst Ruska) και δίνεται η δυνατότητα να ερευνηθούν οι συμπεριφορές μικροοργανισμών και κυττάρων.

Ένα παράδειγμα της τεχνολογίας υποστήριξης του ανθρώπινου οργανισμού είναι ο βηματοδότης. Οι πρώτες προσπάθειες ξεκινούν στις αρχές της δεκαετίας του '50 (John Hopps & Wilfred Bigelow). Απαιτήθηκε μια τεχνολογική επανάσταση για να υλοποιηθεί από τον ιατρό Clarence Lillehei και τον μηχανικό Earl Bakken ο πρώτος φορητός εξωτερικός βηματοδότης (1957) που αφορά την ανάπτυξη των ημιαγωγών και του transistor (1956). Το 1958 πραγματοποιείται στην Ευρώπη από τους Σουηδούς R. Elmqvist & Ake Senning η πρώτη τοποθέτηση εσωτερικού βηματοδότη με θωρακοτομή. Έκτοτε επήλθαν πολλές αλλαγές στα υλικά των ηλεκτροδίων, στους συσσωρευτές και συνεχίζεται να εξελίσσεται ο βηματοδότης- απινιδωτής.

Τις τελευταίες δεκαετίες οι δημοσιεύσεις για νέες εφαρμογές της ιατρικής τεχνολογίας προέρχονται παράλληλα από διάφορα ερευνητικά κέντρα. Έτσι για παράδειγμα εφαρμογές των υπερήχων υλοποιούνται το 1953 στην Σουηδία από τον καρδιολόγο Inge Elder και τον φυσικό Carl Hertz με την πρώτη επιτυχημένη μέτρηση καρδιακής δραστηριότητας. Από τη Σκωτία προέρχεται η επιστημονική δημοσίευση έρευνας της κοιλιακής χώρας με υπερήχους από τους Ian Donald, Tom Brown John MacVicar. Οι εφαρμογές αυτές που άνοιξαν τον δρόμο για την ευρύτατη χρήση των υπερήχων στην μη επεμβατική απεικόνιση στοιχείων του ανθρώπινου σώματος δανείστηκαν συσκευές που χρησιμοποιούνταν στην μεταλλουργική βιομηχανία.

Το μαθηματικό υπόβαθρο από τον Jean Baptiste Joseph Fourier και οι εφευρέσεις του Nicola Tesla σχετικά με τον ηλεκτρομαγνητισμό αποτελούν την βάση πάνω στην οποία κινήθηκαν φυσικοί και μηχανικοί (Pauli, Charles Galton Darwin, Gorter και Rabi). Ο μαγνητικός συντονισμός περιστροφής ηλεκτρονίων ανακαλύφθηκε στο πανεπιστήμιο Kazan από τον Yevgeni K. Zavoisky προς το τέλος του 1943.

Επίσημα το φαινόμενο του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού (nuclear magnetic resonance-NMR) ανακαλύφθηκε ανεξάρτητα από τους Felix Bloch (Stanford) και Edward Purcell (Harvard) το 1946 και το 1952 πού γι αυτό βραβεύονται με βραβείο Nobel φυσικής. Το 1955/1956, ο Erik Odeblad και ο Gunnar Lindstrom από τη Στοκχόλμη δημοσίευσαν τις πρώτες μελέτες NMR, συμπεριλαμβανομένων μετρήσεων χρόνων χαλάρωσης, μελετών ζωντανών κυττάρων και αξιολόγησης

ζωικών ιστών. Στις αρχές της δεκαετίας του 1970 πραγματοποιούνται οι πρώτες μελέτες της φασματοσκοπίας φωσφόρου για την ανάλυση δειγμάτων ερυθροκυττάρων (Moon 1973).

Το 1972 ο Raymond Damadian ανακαλύπτει ότι οι παθολογικοί ιστοί εμφανίζουν μεγαλύτερους χρόνους χαλάρωσης σε σχέση με τους αντίστοιχους υγιείς. Το 1973 ο Lauterbur παρουσιάζει την εικόνα δυο σωλήνων με νερό στο περιοδικό Nature και το 1974 παρουσιάζει την απεικόνιση της θωρακικής κοιλότητας ενός ποντικού. Με την συνεισφορά και των εργασιών του Damadian και τις ανακαλύψεις του Lauterbur επήλθε επανάσταση στην ιατρική απεικόνιση καθώς οδήγησε στην δημιουργία του πρώτου υποτυπώδους πειραματικού μαγνητικού τομογράφου. Οι καθηγητές Damadian, Minkoff και Goldsmith, όταν ολοκλήρωσαν την κατασκευή του πρώτου υποτυπώδους μαγνητικού τομογράφου (Indomitable), στις 3 Ιουλίου 1977, μετά από μέτρηση 6 ωρών και ανακατασκευή 22 ωρών παρήγαγαν την πρώτη ιατρική εικόνα του ανθρώπινου σώματος (τομή θωρακικής χώρας), τέλος την ίδια χρονιά ο Sir Peter Mansfield λαμβάνει επίσης εικόνες με την βοήθεια της τεχνικής Echo Planar Imaging (E.P.I.). Η μαγνητική τομογραφία έχει φέρει επανάσταση στην ακτινοδιαγνωστική.

Η μαγνητική τομογραφία προσφέρει μία πληθώρα εργαλείων για την εύρεση και την παρακολούθηση της πορείας διαφόρων βλαβών καθώς επίσης και την δυνατότητα πολλών επαναλήψεων μιας και οι ασθενείς δεν επιβαρύνονται με ιοντίζουσες ακτινοβολίες ή άλλες χημικές ουσίες. Επίσης η εφαρμογή της γεφυρώνει το χάσμα της ανατομικής απεικόνισης και της μοριακής απεικόνισης καθώς προσφέρει την δυνατότητα χωρικής απεικόνισης της λειτουργικής κατάστασης των ιστών.

Προκειμένου να αντιμετωπιστούν οι αυξημένες απαιτήσεις για οξεία και εντατική θεραπεία ασθενών με πολύπλοκες διαταραχές νέες οργανωτικές μονάδες (MEΘ) 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 στέρησε 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.

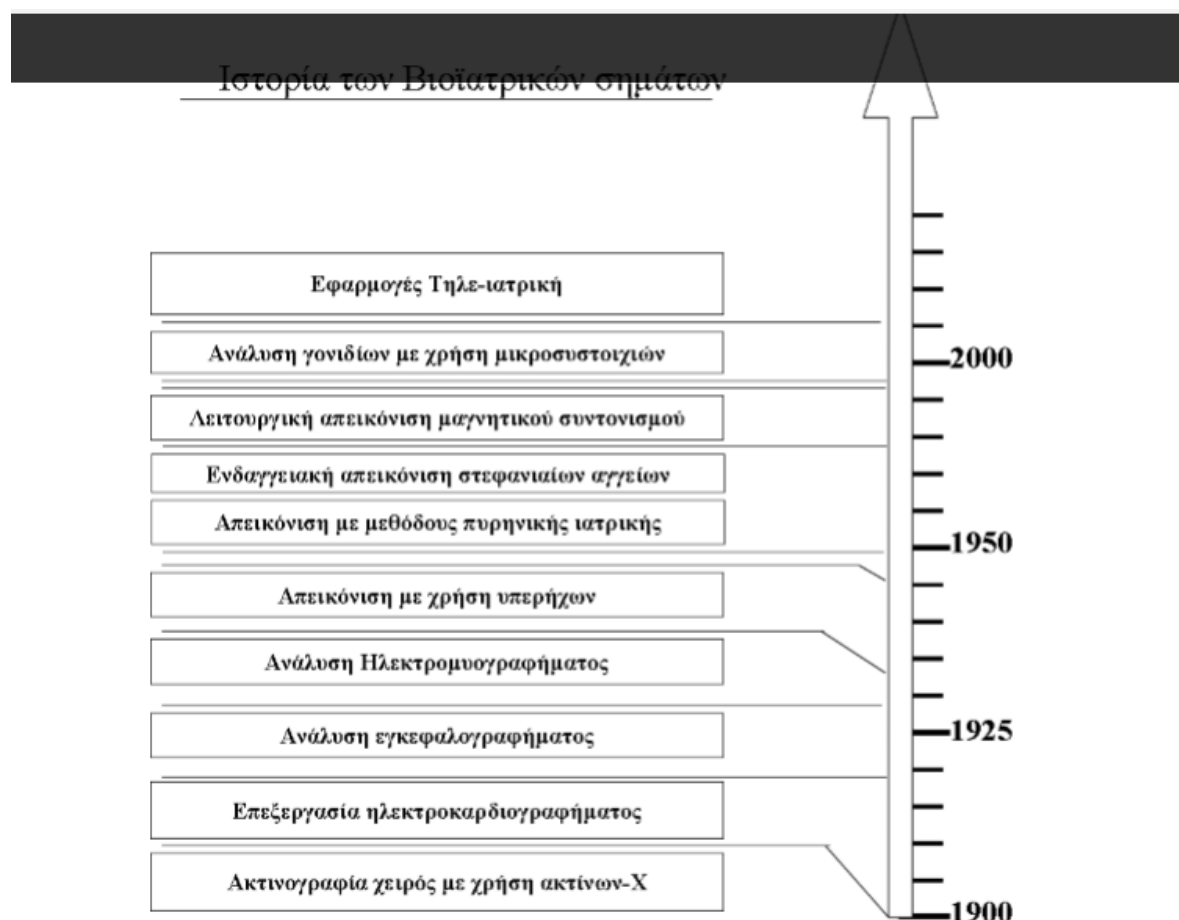
Όσο οι δυνατότητες παρακολούθησης ασθενών επεκτάθηκαν, οι ιατροί και οι νοσοκόμοι ήρθαν αντιμέτωποι με ένα μεγάλο και πολύπλοκο αριθμό ιατρικού εξοπλισμού. Ο κίνδυνος της υπερφόρτωσης δεδομένων ήταν πλέον ορατός. Τότε, στα τέλη της δεκαετίας του 1960 κάποιοι ερευνητές πρότειναν τη χρήση ψηφιακών υπολογιστών 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 παρακλινία συστήματα παρακολούθησης ασθενών κατασκευάζονταν με βάση συμβατικούς παλμογράφους ή τεχνολογία αναλογικών υπολογιστών. Καθώς η τεχνολογία αναπτυσσόταν, ο ορισμός παρακολούθησης ασθενών με βάση τον

υπολογιστή άλλαξε. 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.

Τέλος, η εξέλιξη των ασύρματων τηλεπικοινωνιών και το διαδίκτυο έδωσαν τη δυνατότητα της εξ' αποστάσεως παρακολούθησης ασθενών σε πραγματικό χρόνο. Μπορεί κανείς να συμπεράνει ότι είναι αξιοθαύμαστο πως σε λιγότερο από έναν αιώνα ερευνητικών προσπαθειών, η ανθρωπότητα έφτασε από την πρώτη καταγραφή βιοσήματος στη συνεχή παρακολούθηση ασθενών με φορέσιμες συσκευές και συστήματα τηλεϊατρικής. Στο σχήμα: 3.10, απεικονίζεται η ιστορική αναδρομή της αξιοποίησης των σημαντικών βιοϊατρικών σημάτων.



Σχήμα: 3.10.: Ιστορική εξέλιξη της καταγραφής και ανάλυσης βιοϊατρικών σημάτων.

3.4. Τεχνολογία και κοινωνία.

Συνολικά θεωρούμενες οι προαναφερθείσες εξελίξεις κατέστησαν την τεχνολογία στην σύγχρονη εξαιρετικά αποδοτική στάθμη επιδόσεων. Ως προς την απόδοση τα επιτεύγματα της σύγχρονης τεχνολογίας υπήρξαν αξιοθαύμαστα. Παρόλα αυτά υπήρξαν και αντιδράσεις και προσπάθειες επιβράδυνσης της εξέλιξης της τεχνολογίας. Πιο συγκεκριμένα, σε όλες τις εποχές αντιμετωπίζονται φαινόμενα «τεχνολογιοφοβίας», κριτικής της Τεχνολογίας, ειδικά από τις πιο παλαιές γενιές, χωρίς όμως ποτέ να επιτυγχάνεται επιβράδυνση των ήδη δρομολογημένων τεχνολογικών αλλαγών.

Ένας από τους σύγχρονους προβληματισμούς επικεντρώνεται στην ποιότητα ζωής όταν παρεμβαίνει η τεχνολογία στην κοινωνία. Τα ζητήματα που αναφύονται από την ταχεία εξέλιξη της τεχνολογίας στις προηγμένες χώρες είναι, αν η Τεχνολογία προσφέρει υψηλότερο βιοτικό επίπεδο στους κατοίκους των, και εάν η επάρκεια υλικών αγαθών, που είναι συνέπεια της εξέλιξης της τεχνολογίας, συντελεί στην εξοικονόμηση ελεύθερου χρόνου για δημιουργικούς σκοπούς.

Επόμενα ο προβληματισμός εστιάζεται στο αν η Τεχνολογία αποτελεί ενεργητικό ή παθητικό, μέσα σε μια έννομη κοινότητα με ισονομία και ελευθερία και στο αν γίνεται η σωστή και συνετή χρήση των τεχνολογικών εξελίξεων πάντα με γνώμονα τον άνθρωπο και τις ανάγκες του.

Οι επιλεκτικά έναντι πολλών, κοινωνικές και πολιτιστικές επιπτώσεις των τεχνολογικών μεταβολών στις ιδιαίτερες απαιτήσεις και στα χαρακτηριστικά κάθε χρονικής περιόδου, που εξελικτικά επηρέασαν και στήριξαν τις εφαρμογές στην υγεία αναφέρονται συνοπτικά στις ακόλουθες υποενότητες.

3.4.(1). Η τεχνολογία στην περίοδο του Μεσαίωνα.

Η τεχνολογία την περίοδο του Μεσαίωνα αντικατόπτρισε τους πόθους ενός νέου και δυναμικού πολιτισμού και συνδυάστηκε με πολιτικές, θρησκευτικές και πνευματικές αναταράξεις στη Δυτική Ευρώπη. Αναπτύχθηκε νέα ναυτική τεχνολογία, με ευρεία χρήση του σιδήρου.

3.4.(2). Αναγέννηση και τεχνολογία.

Την περίοδο τούτη, ανακαλύπτεται το Τηλεσκόπιο από τον Γαλιλαίο, και τίθενται τα θεμέλια στη Θεωρητική προπαρασκευή για την εφεύρεση της ατμομηχανής. Εμφανίζεται η χρήση του γυαλιού στα δομικά έργα καθώς επίσης του γαιάνθρακα.

3.4.(3). Η τεχνολογία στην περίοδο της Βιομηχανικής Επανάστασης – Η περίοδος (1750 – 1900).

Καταρχάς, η Βιομηχανική επανάσταση εκδηλώθηκε στην Αγγλία και διαδόθηκε στην Ηπειρωτική Ευρώπη, στην Αμερική, στην Άπω Ανατολή και στην Αυστραλία.

Η Βρετανία την περίοδο αυτή διέθετε αφενός το συνδυασμό των κοινωνικών αναγκών και των κοινωνικών πόρων και αφ' εταίρου ένα κοινωνικό σύστημα ικανό να υποστηρίξει τις καινοτομίες και διεργασίες ταχείας τεχνολογικής αλλαγής. Παράλληλα, η αφθονία φθηνού σιδήρου αποτέλεσε κυρίαρχο χαρακτηριστικό των πρώτων σταδίων της βιομηχανικής επανάστασης στη Βρετανία. Λόγω αυτού συμπαρασύρθηκαν σε ανάπτυξη και άλλοι κλάδοι όπως η υφαντουργία (Ανάπτυξη αστικών βιομηχανιών με χρήση βαμβακιού από τις φυτείες των ΗΠΑ), ο χημικός κλάδος (λευκαντικές σκόνες και θεραπευτική χημεία).

Τέλος, την χρονική αυτή περίοδο αναπτύχθηκε η ενεργειακή τεχνολογία και χαράχθηκε σταδιακά η διαδρομή από τη μυϊκή δύναμη στη δύναμη του ανέμου, του νερού, του ατμού, με αποτέλεσμα την εφαρμογή του υδραυλικού τροχού, του πετρελαίου και των παραγώγων αυτού.

3.4.(4).Ο 20^{ος} αιώνας – η περίοδος (1900 – 1945).

Καταρχάς, οι βελτιώσεις του σιδήρου και του χάλυβα, έχουν ως αποτέλεσμα να υπερβαίνει η χρήση του σιδήρου την χρήση κάθε άλλου υλικού.Στά οικοδομικά υλικά χρησιμοποιείται το γυαλί, και το σκυρόδεμα. Παράλληλα, την περίοδο αυτή εμφανίζεται για χρήση το πλαστικό. Χρήση πλαστικού γίνεται για πρώτη φορά από Βρετανό. Επίσης, τις φυτικές ίνες αντικαθιστούν οι συνθετικές ίνες, και κατασκευάζονται τεχνητά υφαντουργικά προϊόντα, από νάιλον, συνθετικό καουτσούκ και άλλα.

Επιπροσθέτως, η πρόοδος στα φαρμακευτικά προϊόντα και στην ιατρική τεχνολογία, φαίνεται στη χρήση των πρώτων συνθετικών αντιπυρετικών φάρμακων, όπως τα παυσίπονα, και η εφεύρεση της πενικιλίνης από το Φλέμιγκ. Παράλληλα, ο χειρουργικός τομέας με νέες τεχνικές στις χειρουργικές επεμβάσεις, τεχνικές μεταγγίσεις αίματος, εξετάσεις μέσω ακτινών Χ, ραδιοθεραπείες, τεχνικές ανοσολογίας, ανάπτυξη εμβολίων (κατά του τύφου), ορθοπεδική χειρουργική, χαράζει το μεγάλο πέρασμα στην ραγδαία εξέλιξη.

Ενδιαφέρουσες αλλαγές με καθοριστικό ρόλο παρουσιάζονται στα τρόφιμα και στη γεωργία. Πιο συγκεκριμένα, αναπτύσσονται προγράμματα δημόσιας υγείας και υγιεινής ενώ στη διατροφή, δίνεται έμφαση και σημασία στα ιχνοστοιχεία (συστατικά πολύ μικρής συγκέντρωσης) με αφορμή την διαπίστωση το 1895 ότι η βρογχοκίλη οφείλεται σε έλλειψη ιωδίου. Οι αυξανόμενες κοινωνικές απαιτήσεις για μεγαλύτερη ποσότητα και ποιότητα τροφίμων, οδήγησαν στην ανάπτυξη της τεχνολογίας των τροφίμων.

Τέλος ο 20ος αιώνας σηματοδοτείται και από την κατασκευή μεγάλων τεχνικών έργων όπως η κατασκευή ουρανοξυστών,όπου βασικό συστατικό της κατασκευής είναι το σκυρόδεμα. Στον τομέα των μεταφορών, αυτές πραγματοποιούνται με το αυτοκίνητο και το αεροπλάνο. Στον τομέα των επικοινωνιών, οι καινοτομίες στηρίζονταν στην ηλεκτρονική και στη χρήση των ηλεκτρομαγνητικών σημάτων.

3.4.(5). Η τεχνολογία της διαστημικής εποχής.

Τα χρόνια που ακολούθησαν το τέλος του Β΄ Παγκοσμίου Πολέμου βιώθηκαν από τη σκιά των πυρηνικών οπλών μολονότι αυτά δεν χρησιμοποιήθηκαν έκτοτε σε πόλεμο. Παράλληλα, αυτή η εποχή μπορεί να χαρακτηριστεί ως δεύτερη βιομηχανική επανάσταση με τεχνολογικές καινοτομίες ,στη μηχανολογία,στη χημική και ιατρική τεχνολογία,στις μεταφορές και στην επικοινωνία με τη χρήση δορυφόρου. Σταθμός υπήρξε η χρήση των ηλεκτρονικών υπολογιστών,με πρώτη άμεση συνέπεια την εξέλιξη στην τεχνική της πυραυλικής που οδήγησε τον άνθρωπο στη σελήνη.

Στο πεδίο της ενέργειας χαλιναγωγείται η πυρηνική ενέργεια, για χρήση στην υγεία, μέσω των ραδιενεργών αντιδραστηρίων, για εξετάσεις και για θεραπευτικούς σκοπούς (πυρηνική ιατρική).

Επίσης αντλείται ωφέλιμη ενέργεια από την πυρηνική σύντηξη,όπου οδηγεί η έλλειψη ορυκτών καυσίμων.

Ο ηλεκτρονικός υπολογιστής σαν θεωρία αναλύθηκε το 1830 από το βρετανό Μπάμπιτζ. Ο ψηφιακός υπολογιστής Μαρκ Ι λειτουργούσε στο Χάρβαρντ το 1944. Το τρανζίστορ (ΗΠΑ 1948) έφερε επανάσταση στην τεχνολογία των υπολογιστών μειώνοντας τον όγκο τους.

Αλλαγή σημειώνεται στην συντήρηση των τροφίμων, όπου εφαρμόζεται η ταχεία ψυκτική αφυδάτωση και ακτινοβολήση ως μέθοδοι συντήρησης των τροφίμων, επακόλουθο της οποίας είναι η εκβιομηχάνιση της γεωργίας με νέες τροφοπαραγωγικές τεχνικές.

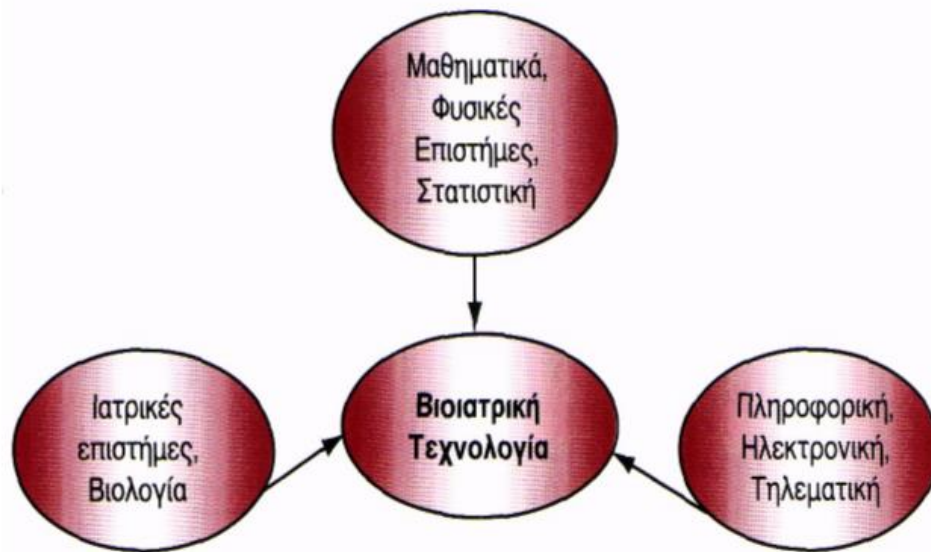
Την περίοδο αυτή διαμορφώνονται νέες σχέσεις μεταξύ επιστήμης και τεχνολογίας. Η ιστορία της τεχνολογίας είναι ξεχωριστή από την ιστορία της επιστήμης. Ως εκ τούτου δεν υφίσταται μια μονόδρομη επίδραση της επιστήμης επί της τεχνολογίας, γιατί η τεχνολογία δημιουργήσε νέα εργαλεία και μηχανές δια των οποίων οι επιστήμονες κατόρθωσαν να αποκτήσουν όλο και μεγαλύτερη αντίληψη του φυσικού κόσμου.

3.5. Βιοϊατρική Τεχνολογία.

Η Βιοϊατρική Τεχνολογία (από την ερμηνεία του αγγλοσαξονικού όρου Biomedical Engineering ή του Γαλλικού Genie Biologie et Medicale) ορίζεται ως η επιστήμη που εφαρμόζει αρχές και μεθόδους της μηχανικής, των θετικών επιστημών (φυσικής, χημείας, μαθηματικών) και της τεχνολογίας εν γένει στη Βιολογία και την Ιατρική. Αποτελεί ένα ευρύ πεδίο για την εφαρμογή των αρχών της μηχανικής και της προηγμένης τεχνολογίας, με σκοπό την επίλυση προβλημάτων της ιατρικής και της Βιοεπιστήμης γενικότερα. Έχει επεκταθεί μέχρι σήμερα πρακτικά σε όλους τους τομείς της μηχανικής χρησιμοποιώντας αρχές και τεχνολογίες της, για να σχεδιάσει και να αναπτύξει διάφορα προϊόντα για κλινική χρήση (όπως τα ενδοσκόπια, την υπερηχητική λιθοτριψία, το laser, τους πυρηνικούς τομογράφους-MRI, τους

υπολογιστικούς τομογράφους-CT τους υπερηχογράφους και τους βηματοδότες) καθώς και τεχνικές (όπως επεξεργασία βιοσημάτων και εικόνων, τεχνητή νοημοσύνη κλπ.) τόσο κατά την κλινική έρευνα όσο και κατά τις διαδικασίες της διάγνωσης και θεραπείας των ασθενειών.

Η Βιοϊατρική Τεχνολογία περιλαμβάνει πολλούς επί μέρους τομείς και ασχολείται με διάφορα αντικείμενα μελέτης, πολλά από τα οποία επικαλύπτονται με το χώρο δράσης άλλων επιστημών. Στο σχήμα 3.11, παρουσιάζεται ο συνδυασμός των επιστημών στις οποίες βασίζεται η Βιοϊατρική Τεχνολογία.

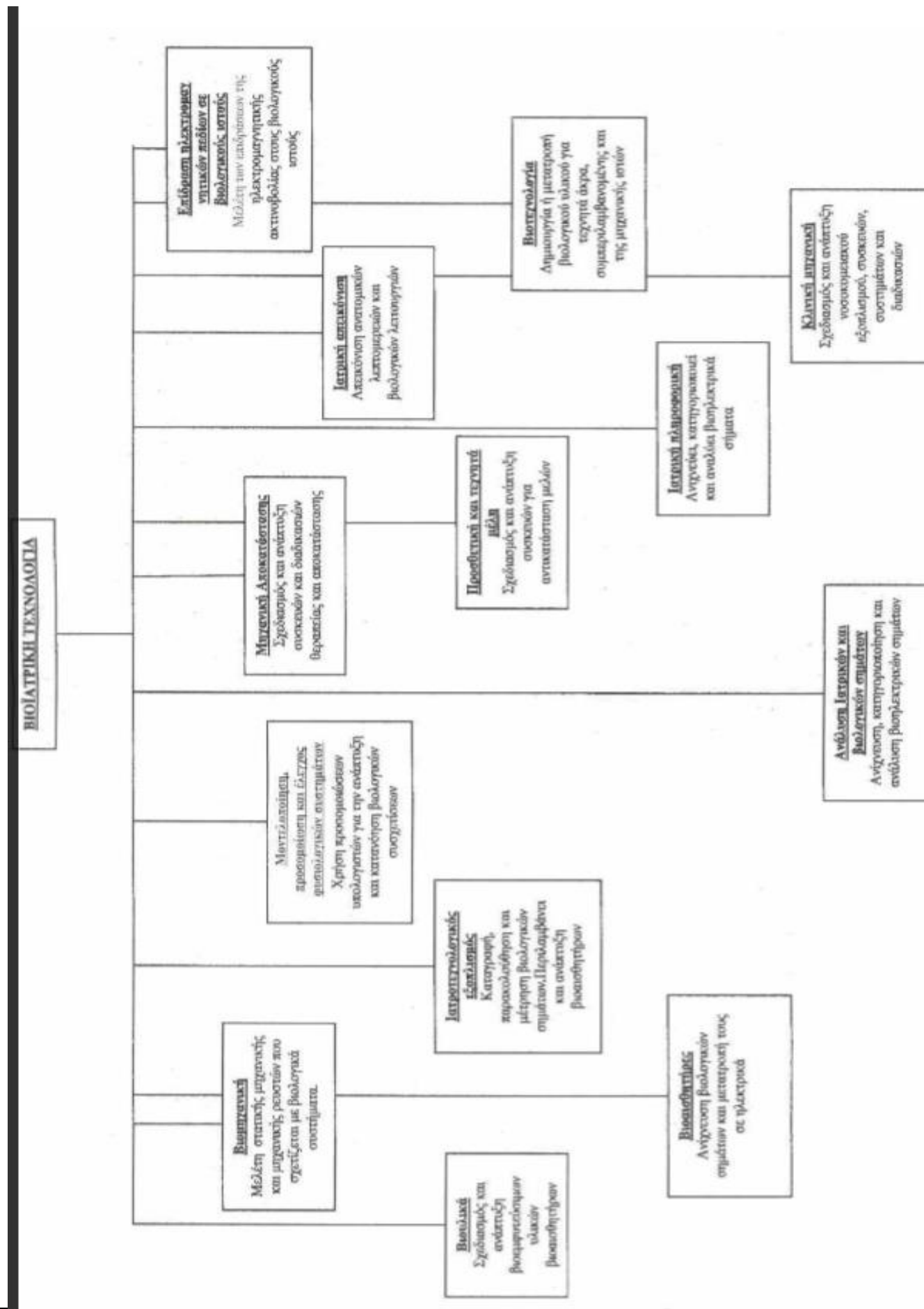


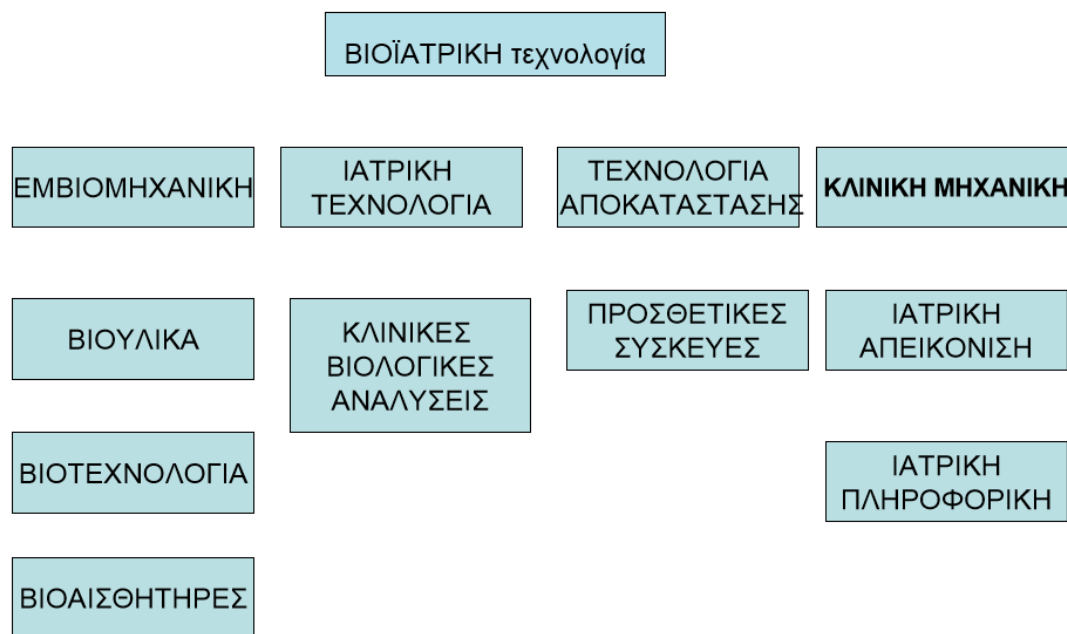
Σχήμα: 3.11.: Η βιοϊατρική Τεχνολογία ως σύνθεση επιστημονικών πεδίων.

Σύμφωνα με τα διεθνή πρότυπα, η Βιοϊατρική Τεχνολογία μπορεί να διαχωριστεί στα παρακάτω γνωστικά αντικείμενα:

- ✚ **Εμβιομηχανική (Biomechanics):**είναι η εφαρμογή των αντιλήψεων και θεωριών του μηχανικού προκειμένου να προσομοιωθούν βασικά βιολογικά συστήματα.
- ✚ **Ιατρική Τεχνολογία (Medical Engineering):**αναφέρεται στην εφαρμογή τεχνολογιών για την ανάπτυξη νέων διαγνωστικών και θεραπευτικών τεχνικών, μηχανημάτων και συσκευών στα πεδία της Βιοϊατρικής και των Βιοϋλικών.
- ✚ **Κλινική Μηχανική (Clinical Engineering):**περιλαμβάνει την ανάπτυξη νέων τεχνικών αλλά και τη διαχείριση τεχνικών που ήδη εφαρμόζονται για τη βελτίωση της παροχής υπηρεσιών υγείας σε νοσοκομεία, κλινικές και κέντρα υγείας.
- ✚ **Τεχνολογία Αποκατάστασης (Rehabilitation Engineering):**περιλαμβάνονται η χρήση της τεχνολογίας για τη βελτίωση των συνθηκών ζωής ατόμων με ειδικά προβλήματα καθώς και η ανάπτυξη τεχνητών οργάνων.

Πέρα από αυτούς τους βασικούς τομείς, με βάση τις μεθόδους που χρησιμοποιούνται και τις εφαρμογές των αποτελεσμάτων, η Βιοϊατρική Τεχνολογία περιλαμβάνει και άλλα πεδία όπως: Βιοϋλικά (Biomaterials) με στόχο την ανάπτυξη υλικών για αντικατάσταση ιστών, οργάνων και λειτουργιών του σώματος (μαλακοί ιστοί, ορθοπαιδικές προσθέσεις, βηματοδότες κ.λπ.), Βιορομποτική (Bio-robotics), Τηλεϊατρική, Ηλεκτρονική υγεία (e-health). Παράλληλα, η Βιοϊατρική Τεχνολογία περιλαμβάνει τομείς όπως: Ιατρική Απεικόνιση με έμφαση στη διάγνωση και υποστήριξη θεραπευτικών διαδικασιών, Εφαρμογές Εικονικής Πραγματικότητας στην ιατρική εκπαίδευση και τη σχεδίαση της θεραπευτικής αντιμετώπισης κλινικών δεδομένων με χρήση Η/Υ, Εφαρμογές Τηλεπικοινωνιών και Πληροφορικής στην υγεία και εκπαίδευση (ιατρική αρχειοθέτηση, τηλεεκπαίδευση κλπ.) Ανάπτυξη τεχνικών επεξεργασίας κυττάρων και κυτταρικών συστατικών (επεξεργασία πρωτεϊνών, παραγωγή μονοκλωνικών αντισωμάτων, γονιδιακή θεραπεία) κλπ. Το ακόλουθο γράφημα συνοψίζει τους κλάδους οι οποίοι συνθέτουν τη Βιοϊατρική Τεχνολογία:





Σχήμα: 3.12.: Γνωστικά πεδία της βιοϊατρικής τεχνολογίας.

Ο κλάδος της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας χαρακτηρίζεται από πολύ υψηλούς ρυθμούς ανανέωσης σαν αποτέλεσμα της συνεχούς παραγωγής νέας γνώσης, μεθόδων και τεχνικών που προκύπτουν από μεγάλο αριθμό προγραμμάτων έρευνας και ανάπτυξης σε όλες τις αναπτυγμένες χώρες. Οι τεχνολογικές εφαρμογές στο χώρο της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας τον καθιστούν σήμερα έναν από τους ταχύτερα εξελισσόμενους κλάδους της βιομηχανίας, μαζί με αυτούς της τηλεματικής και της βιοτεχνολογίας με τους οποίους άλλωστε επικαλύπτεται και διασυνδέεται στενά.

Διεθνώς ο κλάδος εκφράζεται σήμερα μέσω μεγάλου αριθμού επιστημονικών και επαγγελματικών εταιρειών από τις οποίες 45 έχουν αναγνωρισθεί και λειτουργούν κάτω από την ομπρέλα της Διεθνούς Συνομοσπονδίας Ιατρικής και Βιολογικής Μηχανικής IFMBE (International Federation of Medical and Biological Engineering). Αντίστοιχες ενώσεις έχουν δημιουργηθεί και εκφράζουν τους κατασκευαστές ιατροτεχνολογικών προϊόντων, σε περιφερειακό ή διεθνές επίπεδο και κυρίως στους οργανισμούς τυποποίησης (ISO, CEN κ.λπ.) και τις αρμόδιες αρχές.

3.6. Εφαρμογές Βιοϊατρική Τεχνολογία.

Παρακάτω παρατίθενται στοιχεία που σχετίζονται με τα σημαντικότερα πεδία εφαρμογής της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας.

3.6.(1).Εμβιομηχανική.

Το ερευνητικό πεδίο της Εμβιομηχανικής (Biomechanics) περιλαμβάνει μηχανική βιολογικών στερεών και υγρών, σχεδιασμό και ανάπτυξη οργάνων μέτρησης και συσκευών, βιοϊατρική απεικόνιση, σχεδιασμό τεχνητών αρθρώσεων, βιοϋλικά για βιοσυμβατότητα.

Γενικά, η έρευνα στο χώρο της Εμβιομηχανικής στοχεύει :

- ❖ Στην ελαχιστοποίηση του μεγέθους των ήδη υπάρχουσών συσκευών.
- ❖ Στην αύξηση της βιοσυμβατότητας.
- ❖ Στην αύξηση της λειτουργικότητας.
- ❖ Στην αύξηση της ακρίβειας.
- ❖ Στη μείωση του χρόνου μέτρησης και ανάλυσης.
- ❖ Στην ανάπτυξη συστημάτων αυτόματης διάγνωσης και ανάλυσης.
- ❖ Στην επίτευξη συστημάτων παρακολούθησης και έλεγχου του ασθενούς.
- ❖ Στην αυτόματη ή ευφυή διαχείριση και παροχή φαρμάκων.
- ❖ Στην ανάπτυξη συστημάτων μικροχειρουργικής.

Στον πίνακα 3.1. συνοψίζονται οι παρούσες και οι μελλοντικές τυπικές εφαρμογές μικροσυστημάτων και νανοσυστημάτων στο χώρο της ιατρικής, μαζί με τις κύριες τεχνολογίες που χρησιμοποιούνται για την ανάπτυξη τους.

Είναι φανερό από τον παραπάνω πίνακα ότι, τουλάχιστον στο πεδίο της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας, οι νανοτεχνολογίες σε σχέση με τις μικροτεχνολογίες βρίσκονται ακόμα σε βασικό στάδιο έρευνας. Τα πρώτα μικροσκοπικά συστήματα τα οποία κινούνται στο ανθρώπινο κυκλοφορικό σύστημα με στόχο την ίαση ασθενειών είναι ήδη έτοιμα. Παρ' όλα αυτά οι νανοτεχνολογίες έχουν πολύ μεγάλη δυναμική και προβλέπεται ότι θα κυριαρχήσουν στις τεχνολογικές εφαρμογές στα αμέσως επόμενα χρόνια. Ήδη υπάρχουν ομάδες ιατρικών ερευνητών οι οποίες εκμεταλλεύονται τα εργαλεία της νανοτεχνολογίας για την επεξεργασία βιομορίων που σχετίζονται με την ανθρώπινη υγεία και ειδικότερα με κάποιες ασθένειες. Ήδη έχουν δοκιμαστεί με επιτυχία συστοιχίες από μικροσκοπικές βελόνες (σε μορφή αυτοκόλλητου) με τις οποίες χορηγούνται ανώδυνα φαρμακευτικές ουσίες μέσω του δέρματος.

Πίνακας: 3.1.: Ιατρικές εφαρμογές μικροτεχνολογίας και νανοτεχνολογίας.

	Κύριες Τεχνολογίες	Τυπική Εφαρμογή	Μελλοντική Εφαρμογή
Μικρο τεχνο λογίες	Μικροηλεκτρονική	<ul style="list-style-type: none"> • Καρδιακοί Βηματοδότες • Ακουστικά Βοηθήματα • Αισθητήρες για πολλαπλές εφαρμογές 	<ul style="list-style-type: none"> • Τεχνητοί αισθητήρες όπως ακουστικά και οπτικά βοηθήματα
	Μικροοπτική	<ul style="list-style-type: none"> • Οπτική μικροσκοπία • Αισθητήρες Ινών • Προβολή και Έλεγχος DNA • Ενδοσκοπία • Μικροχειρουργικές επεμβάσεις • Χειρουργική με Laser 	<ul style="list-style-type: none"> • Πολυεργαλεία μικροχειρουργικής
	Μικρορευστότητα	<ul style="list-style-type: none"> • Μικροαντιδραστήρες • Συστήματα Μικροαντλιών • Καρδιολογική Βοήθεια • Αισθητήρες Ροής • Μικροβαλδίδες 	<ul style="list-style-type: none"> • Τεχνολογία «Εργαστήριο πάνω σε chip»
	Μικρομηχανική	<ul style="list-style-type: none"> • Αισθητήρες πίεσης αίματος 	<ul style="list-style-type: none"> • In vivo αισθητήρες πίεσης αίματος • Ευφυή συστήματα καθετήρων • Τεχνητά βοηθήματα κίνησης και μύες

	Νανοοπτική	<ul style="list-style-type: none"> • Ερευνητική εργασία μόνο 	<ul style="list-style-type: none"> • Τεχνητός αμφιβληστροειδής
	Νανοσωματίδια	<ul style="list-style-type: none"> • Κυρίως ερευνητική εργασία 	<ul style="list-style-type: none"> • Νανοσωματίδια για τη θεραπεία του καρκίνου • Ευφυή συστήματα παροχής φαρμάκων
	Νανομηχανές	<ul style="list-style-type: none"> • Ανεφάρμοστες θεωρίες 	<ul style="list-style-type: none"> • Νανομηχανές για in vivo επίθεση στα καρκινικά κύτταρα και στους ιούς • Μηεπεμβατική χειρουργική
Νανο τεχνολογίες	Τεχνολογία λεπτού φίλμ	<ul style="list-style-type: none"> • Βιοσυμβατικές επιφάνειες • Συστήματα αισθητήρων • Μηχανική ιστών 	<ul style="list-style-type: none"> • Βιολειτουργικές μεμβράνες • Βιολειτουργικές συσκευές και όργανα • Εξαιρετικά μικροσκοπικοί In vivo αισθητήρες για μακροχρόνια παρακολούθησης • Τεχνολογία «Εργαστήριο πάνω σε chip»
	Βιοϋλικά, Βιομοριακές αρχιτεκτονικές	<ul style="list-style-type: none"> • Ερευνητική εργασία μόνο 	<ul style="list-style-type: none"> • Γονιδιακή τεχνολογία • Τεχνητά όργανα • Ευφυή συστήματα παροχής φαρμάκων • Μη επεμβατική ιατρική θεραπεία • Ατομικά σχεδιασμένα φάρμακα
	Ιδιαίτερα σκριβής επεξεργασία των επιφανειών και των πλευρικών δομών	<ul style="list-style-type: none"> • Ερευνητική εργασία μόνο 	<ul style="list-style-type: none"> • Βιοτεχνητά όργανα

3.6.(2). Εμφυτεύσιμα συστήματα.

Παρακάτω αναφέρονται κάποια παραδείγματα μικροτεχνολογιών με τη μορφή εμφυτεύσιμων συστημάτων που βρίσκονται ήδη σε εφαρμογή.

+ Καρδιακοί βηματοδότες.

Οι καρδιακοί βηματοδότες αποτελούν ένα από τα πιο σημαντικά παραδείγματα εφαρμογών των μικροτεχνολογιών. Το πρώτο εμπορικό σύστημα ήταν διαθέσιμο το 1960, ενώ από τότε γίνονται προσπάθειες για μείωση των διαστάσεων και αύξηση της λειτουργικότητας και του χρόνου ζωής. Οι κύριες απαιτήσεις είναι:

- Υψηλή αξιοπιστία και λειτουργικότητα.
- Μικρό μέγεθος συσκευής ώστε να μπορεί να τοποθετηθεί δίπλα στην καρδιά.
- Βιοσυμβατότητα έτσι ώστε να χρησιμοποιείται για μεγάλο χρονικό διάστημα μέσα στον οργανισμό.
- Αποτελεσματική διαχείριση της ενέργειας ώστε να υπάρχει μακρόχρονη σταθερότητα.

Περίπου 600.000 βηματοδότες εμφυτεύονται σε παγκόσμια κλίμακα κάθε χρόνο.

+ Βοηθήματα ακοής.

Τα βοηθήματα ακοής μπορούν να διακριθούν σε 4 μεγάλες κατηγορίες:

- BTE (Behind the ear)
- ITE (in the ear)
- ITC (in the channel)
- CIC (completely in the channel)

Οι κατηγορίες ITC και CIC έχουν ιδιαίτερα μικρές διαστάσεις και είναι ειδικά σχεδιασμένες για εμφύτευση στο αυτί.

Για πάνω από 20 χρόνια, η χειρουργική εμφύτευση ακουστικών βοηθημάτων έχει γίνει μια τυπική θεραπεία για όσους πάσχουν από απώλεια ακοής. Σε παγκόσμια κλίμακα περίπου 1000 ασθενείς κάθε χρόνο υποβάλλονται σε τέτοια επέμβαση.

Πέρα από τη μείωση του σχήματος, τα σύγχρονα ακουστικά βοηθήματα όλων των τύπων οδηγούνται προς τον πλήρη προγραμματισμό, ρυθμίζοντας το επίπεδο ενίσχυσης και την απόκριση της συχνότητας, στην ακουστική ανεπάρκεια του ασθενή.

3.6.(3). Διαγνωστικά συστήματα.

Η Βιοϊατρική Τεχνολογία έχει συμβάλλει σημαντικά και στον τομέα της διάγνωσης νοσημάτων. Παρακάτω αναφέρονται κάποια παραδείγματα διαγνωστικών συστημάτων.

Αισθητήρες Πίεσης του Αίματος.

Οι αισθητήρες πίεσης του αίματος θεωρούνται ως ένα από τα πιο ευρέως διαδεδομένα προϊόντα μικροσυστημάτων για ιατρικές εφαρμογές. Σε σύγκριση με τις κοινές τεχνικές μέτρησης της πίεσης του αίματος, η τεχνολογία των αισθητήρων παρέχει ένα ηλεκτρονικό σήμα το οποίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί για αυτόματη ιατρική παρακολούθηση και έλεγχο του ασθενούς.

Η σύγχρονη τάση στην τεχνολογία μετρήσεων της πίεσης είναι οι εμφυτεύσιμοι αισθητήρες οι οποίοι συν τοις άλλοις επιτρέπουν διαρκή καταγραφή του σήματος. Οι διαστάσεις αυτών των συστημάτων είναι μικρότερες των χιλιοστών χάρη στη μικροτεχνολογία σιλικόνης.

Αισθητήρες γλυκόζης.

Ο διαβήτης είναι μια από τις πιο διαδεδομένες ασθένειες στις ανεπτυγμένες χώρες, με εκατομμύρια ασθενείς παγκοσμίως. Ακόμα και σήμερα ο διαβήτης δεν μπορεί να θεραπευθεί και έτσι οι ασθενείς είναι υποχρεωμένοι να κάνουν καθημερινά ενέσεις ινσουλίνης ή να φέρουν αντλίες έγχυσης ινσουλίνης. Προκειμένου να χορηγείται στους ασθενείς η κατάλληλη δόση ινσουλίνης, πρέπει να παρακολουθείται με ακρίβεια το επίπεδο της γλυκόζης στο αίμα.

Οι σύγχρονες εξελίξεις σε Ηνωμένες Πολιτείες και Γερμανία έχουν οδηγήσει σε νέα συστήματα αισθητήρων, τα οποία είναι ήδη διαθέσιμα στην αγορά είτε θα είναι σύντομα. Οι υπηρεσίες που παρέχουν αυτά τα συστήματα περιλαμβάνουν:

- Μετρήσεις μέσω μικροσκοπικών εμφυτεύσιμων ηλεκτροχημικών αισθητήρων κάτω από το δέρμα.
- Μεταφορά σωματικού υγρού μέσω ηλεκτρο-όσμωσης.
- Διάτρηση του δέρματος με LASER σε μικροσπές για μεταφορά σωματικού υγρού στην κεφαλή του αισθητήρα.
- Εφαρμογή τεχνικών μικροδιάλυσης με τη βοήθεια εμφυτευόμενων ινών κάτω από το δέρμα.
- Πολωσιμετρία και φασματοσκοπία σε εμφυτευμένα συστήματα.

Κοινό μέλημα των συστημάτων αυτών αποτελεί η περαιτέρω μείωση του πόνου από την πλευρά του ασθενούς, σε συνδυασμό με την επίτευξη υψηλότερης ακρίβειας στον καθορισμό των δόσεων της ινσουλίνης.

Διαγνωστική Απεικόνιση.

Το πεδίο αυτό της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας έχει ως αντικείμενο την έρευνα και ανάπτυξη απεικονιστικών διαγνωστικών συστημάτων. Στον πίνακα 3.2. συνοψίζονται οι υπάρχουσες ιατρικές εφαρμογές και οι μελλοντικές εξελίξεις στον τομέα αυτό.

Πίνακας: 3.2.: Ιατρικές εφαρμογές διαγνωστικής απεικόνισης και μελλοντικές εξελίξεις.

Τυπική Εφαρμογή	Μελλοντικές Εξελίξεις
- Συμβατική ακτινοδιάγνωση	- Αντικατάσταση της Συμβατικής ακτινοβολίας με Ψηφιακή
- Τεχνικές Υπερήχων	- Έμφαση σε τεχνικές συμπίεσης και υψηλής ταχύτητας τηλεπικοινωνιακά συστήματα
- Ψηφιακή Ακτινογραφία	- Ενσωμάτωση σε εφαρμογές Τηλεματικής στην υγεία
- Ενδοσκόπηση	- Τεχνικές επεξεργασίας και αρχειοθέτησης εικόνων και τεχνικές επικοινωνίας
- Τομογραφία εκπομπής Ποζιτρονίων	
- Βιομαγνητισμός	

3.6.(4).Ελάχιστα επεμβατική ή μη επεμβατική χειρουργική.

Η σύγχρονη χειρουργική τείνει να μειώσει το χειρουργικό τραύμα και να επικεντρώσει όλες τις χειρουργικές δραστηριότητες πάνω στην περιοχή ενδιαφέροντος. Η νευροχειρουργική ειδικότερα απαιτεί εξαιρετικά μικροσκοπικά εργαλεία με ελάχιστη επίδραση στις περιοχές του εγκεφάλου που περιστοιχίζουν την περιοχή ενδιαφέροντος. Ένα άλλο, εξίσου κρίσιμο πεδίο είναι οι επεμβάσεις στην καρδιά και στα αιμοφόρα αγγεία.

Σε αυτά τα πεδία οι μικροτεχνολογίες, και κυρίως τα μικρομηχανικά και μικροοπτικά συστήματα, παίζουν πολύ σημαντικό ρόλο. Χάρη στα προφανή πλεονεκτήματα των ελάχιστα επεμβατικών τεχνολογιών, προβλέπεται ότι τα επόμενα 15 χρόνια το 80% των επεμβάσεων θα χρησιμοποιούν αυτή την τεχνολογία.

 Ενδοσκόπια.

Τα ενδοσκόπια επιτρέπουν την εξέταση της υπό θεραπεία περιοχής εντός του ανθρώπινου οργανισμού χωρίς μεγάλη χειρουργική επέμβαση και αποτελούν τα εργαλεία κλειδιά για την ελάχιστα επεμβατική χειρουργική. Πρόκειται για μια παραδοσιακή τεχνική οπτικής παρατήρησης περιοχών στο εσωτερικό του ανθρώπινου σώματος.

Οι πρώτες εφαρμογές πραγματοποιήθηκαν στα τέλη του 19ου αιώνα. Τα πρώτα συστήματα έγιναν διαθέσιμα στην αγορά στις αρχές της δεκαετίας του 1970. Σήμερα τα ενδοσκόπια χρησιμοποιούνται σε μια πληθώρα ιατρικών πεδίων όπως η

γαστροσκοπία, η ουρολογία, η ωτορινολαρυγγολογία, η γυναικολογία, η αθλητική ιατρική κτλ., και είναι εξοπλισμένα και με συστήματα video.

Υπάρχουν δύο διαφορετικού τύπου ενδοσκόπια:

- Ενδοσκόπια με άκαμπτο μοχλό, τα οποία εμπεριέχουν το οπτικό σύστημα.
- Ενδοσκόπια τα οποία είναι βασισμένα σε τεχνολογία ευέλικτων οπτικών ινών.

✚ Εργαλεία για ελάχιστη επεμβατική θεραπεία.

Η ελάχιστη επεμβατική χειρουργική επιτρέπει την αξιοσημείωτη μείωση του μεγέθους των χειρουργικών ανοιγμάτων. Η τεχνική αυτή όμως απαιτεί τα κατάλληλα μικροσκοπικά εργαλεία. Για το σκοπό αυτό η μικροτεχνολογία είναι η τεχνολογία κλειδί. Εργαλεία όπως η τανάλια, ο σφικτήρας, το ψαλίδι, ο ανατόμος και τα ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται σε διαφορετικές εφαρμογές έχουν μέγεθος μερικών χιλιοστών ή και λιγότερο. Οι σύγχρονες τάσεις στη χειρουργική χρησιμοποιούν το laser σαν κύριο εργαλείο. Πέρα από την ελαχιστοποίηση του μεγέθους, σκοπός της έρευνας στον τομέα αυτό είναι η ανάπτυξη πολυεργαλείων (αισθητήρων, μικρομηχανικών εργαλείων, εργαλείων laser, ηλεκτροδίων κτλ.) επιτρέποντας έτσι το συνδυασμό πολλών λειτουργιών σε ένα μοναδικό σύστημα.

3.6.(5).Φαρμακευτικές εφαρμογές.

Ο τομέας αυτός παρουσιάζει μεγάλο ερευνητικό ενδιαφέρον καθώς αναπτύσσονται όλο και περισσότερα πρωτοποριακά συστήματα παροχής φαρμάκων.

✚ Ευφυή Συστήματα Παροχής Φαρμάκων.

Τα υπάρχοντα συστήματα παροχής φαρμάκων έχουν πολλά μειονεκτήματα και προκαλούν πολλά προβλήματα. Οι περισσότερες φαρμακευτικές ουσίες δεν εστιάζουν τη δράση τους στην περιοχή ενδιαφέροντος αλλά κατανέμονται σε όλο το σώμα χάνοντας έτσι αρκετά σε αποτελεσματικότητα.

Για την αντιμετώπιση τέτοιων καταστάσεων, τα ερευνητικά εργαστήρια έχουν προχωρήσει στην ανάπτυξη “έξυπνων” χαπιών που αποτελούνται από γυάλινη κάψουλα στην οποία εμπεριέχεται το φάρμακο και από ηλεκτρονικό και μηχανικό σύστημα υπεύθυνο για τον έλεγχο της δόσολογίας. Μετά την κατάποση της κάψουλας από τον ασθενή, αυτή κατευθύνεται στο σημείο θεραπείας μέσω ενός συστήματος αισθητήρων, ελευθερώνει το φάρμακο και εγκαταλείπει το σώμα μέσω της φυσικής οδού.

Στο επιστημονικό αυτό πεδίο έρχονται να εφαρμοστούν νανοτεχνολογίες με στόχο την παροχή φαρμάκων με χρήση νανοσωματιδίων, τα οποία εμπεριέχουν μόρια του φαρμάκου με σκοπό την εναπόθεση τους στο όργανο-στόχο. Τα νανοσωματίδια είναι αδρανή και δεν ερεθίζουν το ανοσοποιητικό σύστημα βελτιώνοντας έτσι την

αποτελεσματικότητα. Μέχρι σήμερα όλες τούτες οι τεχνικές βρίσκονται σε πειραματικό στάδιο, αν και αναμένεται να χρησιμοποιηθούν γρήγορα σε θεραπευτικές μεθόδους.

✚ Μηχανική αποκατάστασης (Rehabilitation Engineering).

Καταρχάς, ο τομέας αυτός θα μπορούσε να είναι ανεξάντλητος. Ωστόσο, σήμερα το πεδίο τούτο δίνει ιδιαίτερη έμφαση σε θέματα όπως η ανάπτυξη προσθετικών μελών (κυρίως χεριού και ποδιού), ο σχεδιασμός "έξυπνων" αναπηρικών καρεκλών ελεγχόμενων παραδείγματος χάριν με τη φωνή.

Εν συνεχεία, η βιοϊατρική τεχνολογία βρίσκει ευρεία εφαρμογή, μέσω της μηχανικής αποκατάστασης, στο χώρο των ατόμων με ειδικές ανάγκες. Πιο αναλυτικά, με την εφαρμογή τεχνολογιών όπως η τηλεδιάσκεψη, η εικονική πραγματικότητα, η **καταγραφή και αξιολόγηση της κίνησης μέσω αισθητήρων**, παρέχεται ένα σημαντικό **βοήθημα σε άτομα με αναπηρία, πράγμα που βελτιώνει σημαντικά την ποιότητα ζωής τους.**



Σχήμα: 3.13.: Αναπηρική καρέκλα με ενσωματωμένο ηλεκτρονικό υπολογιστή.

Για παράδειγμα η εικονική πραγματικότητα μπορεί να αποτελέσει ένα πολύ ισχυρό βοήθημα για ανθρώπους με κινητικά προβλήματα (π.χ. ασθενείς με Πάρκινσον) καθώς και για άτομα με φοβίες. Μέσα σε ένα εικονικό περιβάλλον ένα τέτοιο άτομο δύναται με ασφάλεια να εξοικειωθεί με καταστάσεις που του προκαλούν φόβο ή που μπορεί να είναι πραγματικά επικίνδυνες γι' αυτό στην πραγματική ζωή.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ:4.

ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΗΣ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΣΤΗΝ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ.

4.1. Γενικά – Εφαρμογές της βιοϊατρικής τεχνολογίας στην οδοντιατρική.

Καταρχάς, η Βιοϊατρική Τεχνολογία έχει αναπτύξει εφαρμογές και στον χώρο της οδοντιατρικής. Πιο αναλυτικά, έχουν ήδη ενσωματωθεί τεχνολογίες όπως : μικροκάμερες video με οπτική ίνα, CAT – scan, T – scan, Excimer Lasers για κοπή οδοντικών ουσιών, CAD – CAM με δυνατότητες κοπής, αποκατάστασης, αποφεύγοντας τα σφάλματα από την αποτύπωση, κατασκευαστική διαδικασία στο εργαστήριο και εφαρμογή προθέσεως στο στόμα κλπ.

Ειδικά η χρήση laser είναι πολύ διαδεδομένη, τόσο στη διάγνωση παθήσεων της στοματικής κοιλότητας όσο και για στη θεραπεία τους. Τα lasers χρησιμοποιούνται με μεγάλη επιτυχία στην περιοδοντολογία και στην χειρουργική μαλακών ιστών. Παράλληλα γίνονται έρευνες με θετικά μέχρι τώρα αποτελέσματα για την χρήση τους στην πρόληψη και θεραπεία της τερηδόνας.

Άλλη μία μέθοδος που εφαρμόζεται και έχει δώσει μέχρι τώρα καλά αποτελέσματα είναι η ηλεκτρονική αναισθησία. Πρόκειται για ένα σύστημα εξωτερικά εφαρμοζόμενων ηλεκτροδίων που προκαλεί τοπική αναισθησία σε περιπτώσεις οδοντιατρικών επεμβάσεων.

Επιπλέον, σημαντικό ρόλο στην εξέλιξη της οδοντιατρικής επιστήμης έπαιξε η υιοθέτηση της χρήσης βιοϋλικών, η οποία δεν ήταν συνέπεια μόνο της εφεύρεσης των βιοϋλικών αλλά και της ανάπτυξης πολυποίκιλων μορφών ελέγχου των υλικών αυτών σε εργαστηριακό επίπεδο πριν την ενσωμάτωσή τους στη κλινική πράξη. Οι διαδικασίες ελέγχου ξεκινούν από τις πλέον βασικές (π.χ. τοξικότητα, κίνδυνος πρόκλησης καρκίνου) και φθάνουν σε αξιοσημείωτη λεπτομέρεια, διαπιστώνοντας με μεγάλο βαθμό την αξιοπιστία των υλικών αυτών σε πραγματικές συνθήκες πίεσης (μάσηση), τριβής (βούρτσισμα), διαλυτότητας (σάλιο) και αντοχής στο χρόνο. Με τον τρόπο αυτό επιτυγχάνονται τα εξής:

- ✚ Νέοι τρόποι διάγνωσης ασθενειών της στοματικής κοιλότητας με χρήση ψηφιακών μεθόδων.
- ✚ Δυνατότητα ανάλυσης και επεξεργασίας δεδομένων με στόχο την αποτελεσματικότερη θεραπεία.
- ✚ Μεγαλύτερη διάρκεια ζωής στις αποκαταστάσεις που τοποθετούνται στο στόμα.
- ✚ Αξιοσημείωτη αισθητική απόδοση που αγγίζει το όριο του φυσικού.
- ✚ Μεγαλύτερη οικονομία στα τμήματα που αφαιρούνται προκειμένου να τοποθετηθούν πρόσθετα τεχνητά.
- ✚ Τοποθέτηση υλικών που είναι συμβατά με τα φυσικά και δεν προκαλούν ενοχλήσεις ή βλάβη.

4.2. Η χρήση του T – Scan στην κλινική πράξη.

Το T-Scan είναι το μόνο σύστημα με ικανότητα μέτρησης των οδοντικών μασητικών δυνάμεων και τη δυνατότητα αξιολόγησης της ισορροπίας της σύγκλισης των ασθενών. Χάρη σ' αυτό, είναι δυνατή, με εξαιρετική ακρίβεια η τελειοποίηση της σύγκλισης. Με τον όρο σύγκλιση εννοούμε την όποια επαφή των δοντιών της άνω και της κάτω γνάθου. Είναι μια σύνθετη λειτουργία στην οποία συμμετέχουν οι δύο γνάθοι με τα δόντια, οι μύες και οι κροταφογοναθικές διαρθρώσεις. Η αξιολόγηση των συγκλεισιακών δυνάμεων είναι πολύ απλή: ο ασθενής δαγκώνει επάνω σε έναν υπέρλεπτο αισθητήρα και οι πιέσεις μεταβιβάζονται στον υπολογιστή, ο οποίος αναλύει και εμφανίζει τα στοιχεία όπως φαίνονται στα παρακάτω σχήματα (σχήματα: 4.1., 4.2., 4.3., 4.4., 4.5., 4.6., 4.7., 4.8., 4.9. και 4.10.).



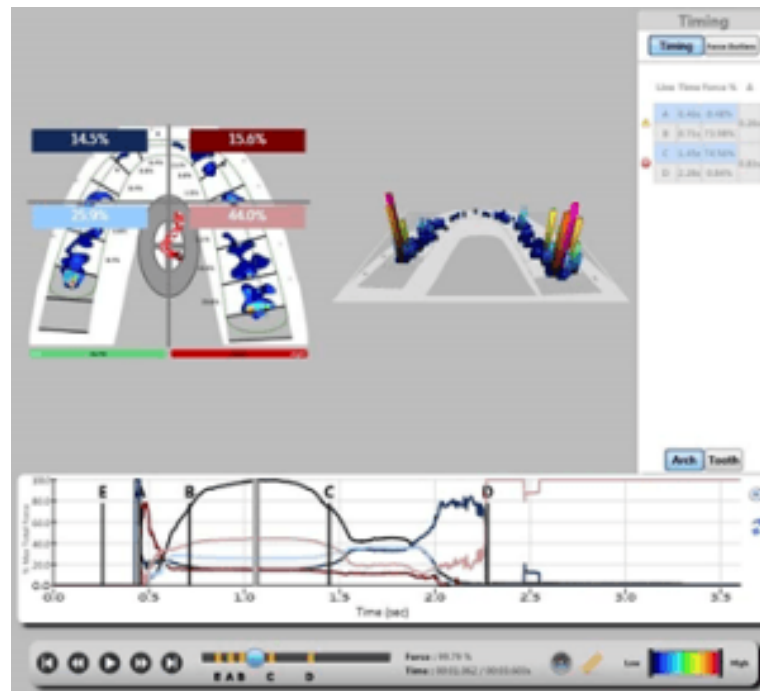
Σχήμα: 4.1.: Το T-Scan το σύστημα μέτρησης των οδοντικών μασητικών δυνάμεων.



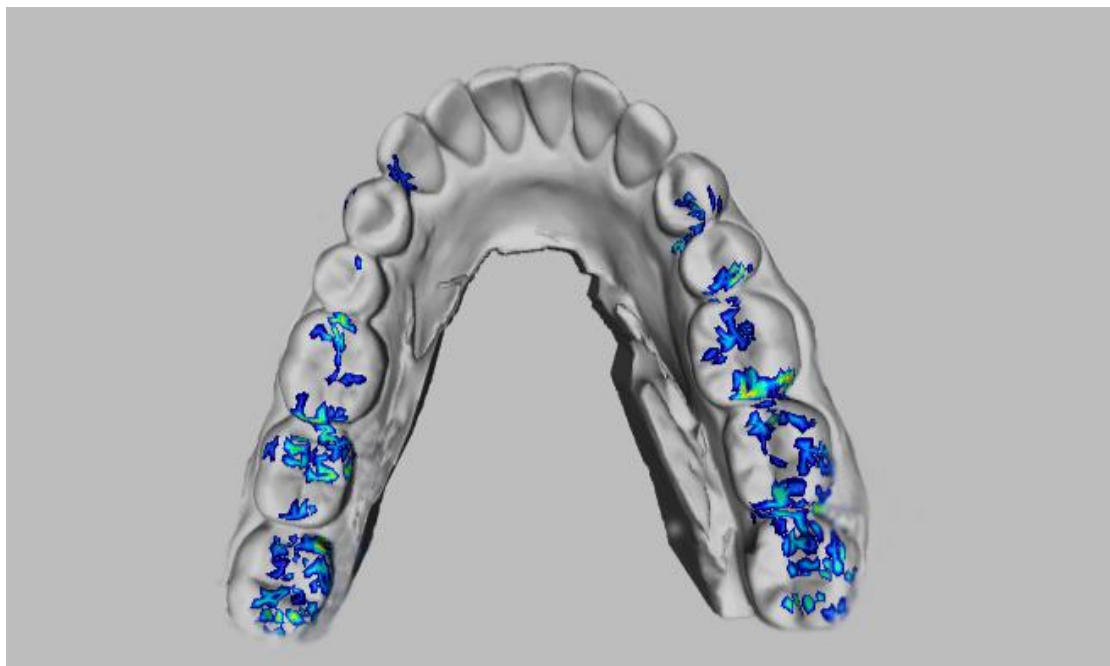
Σχήμα: 4.2.: Το T-Scan το σύστημα μέτρησης των οδοντικών μασητικών δυνάμεων.



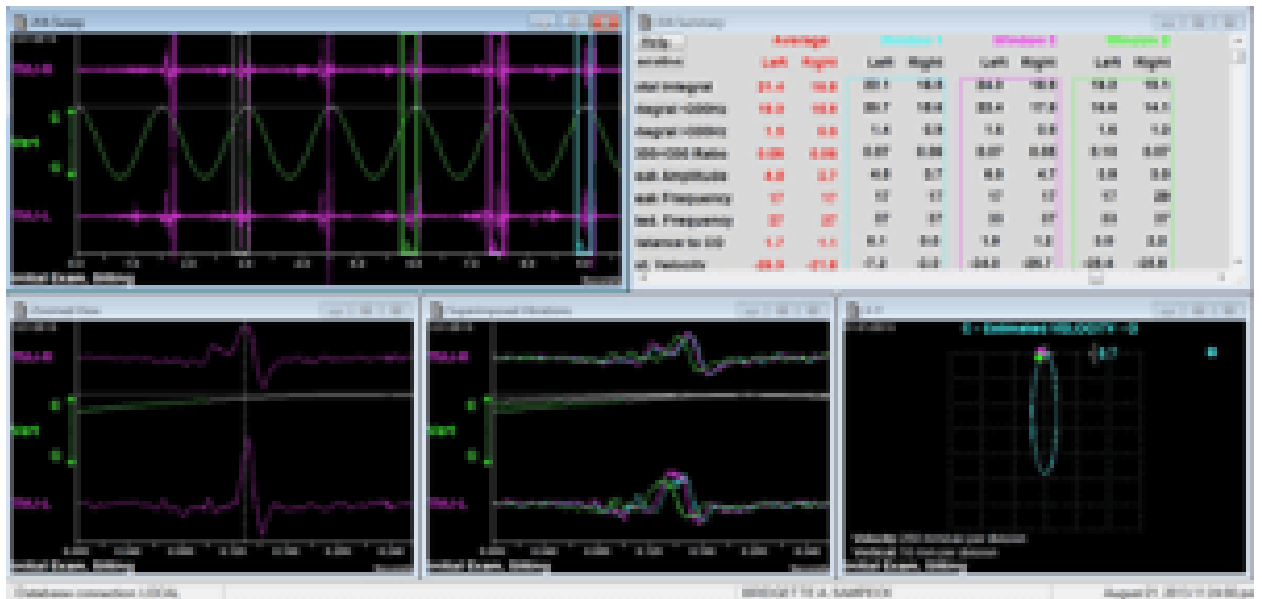
Σχήμα: 4.3.: Το T-Scan το σύστημα μέτρησης των οδοντικών μασητικών δυνάμεων.



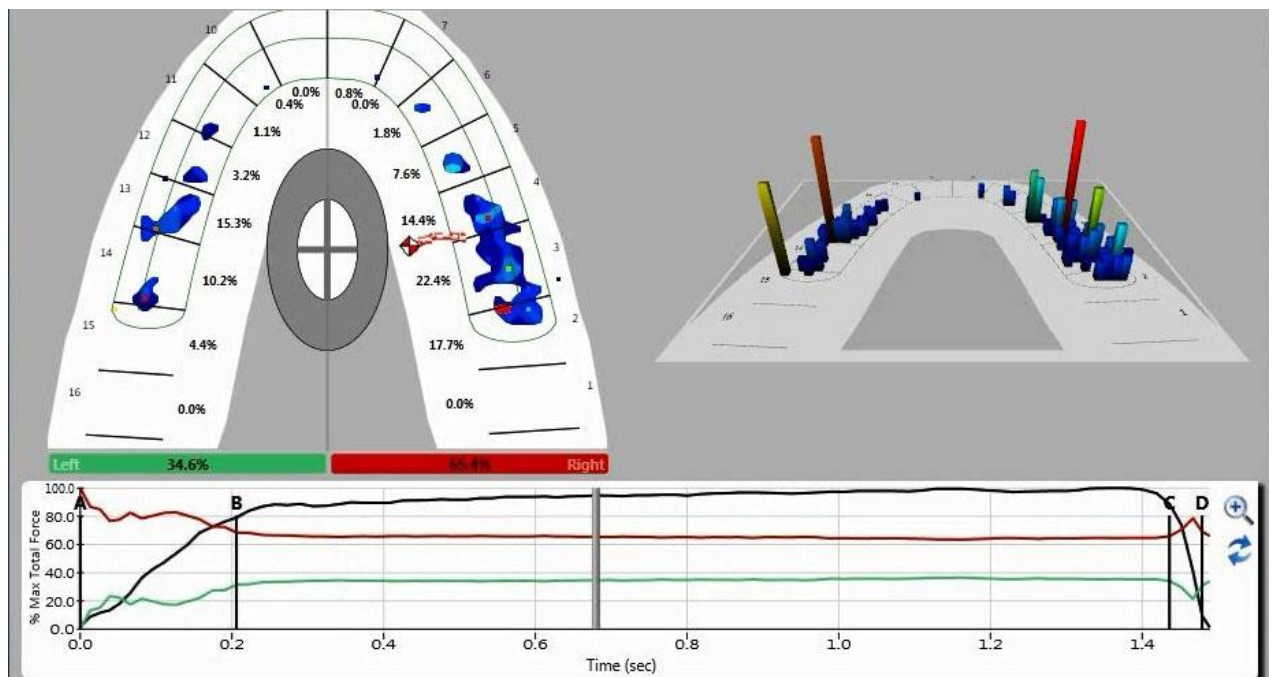
Σχήμα: 4.4.: Αναπαράσταση των οδοντικών μασητικών δυνάμεων μέσω του T-Scan.



Σχήμα: 4.5.: Αναπαράσταση των οδοντικών μασητικών δυνάμεων - πιέσεων μέσω του T-Scan, αξιολόγηση της ισορροπίας της σύγκλεισης.



Σχήμα: 4.6.: Αναπαράσταση των οδοντικών μασητικών δυνάμεων - πιέσεων μέσω του T-Scan, αξιολόγηση της ισορροπίας της σύγκλισης.



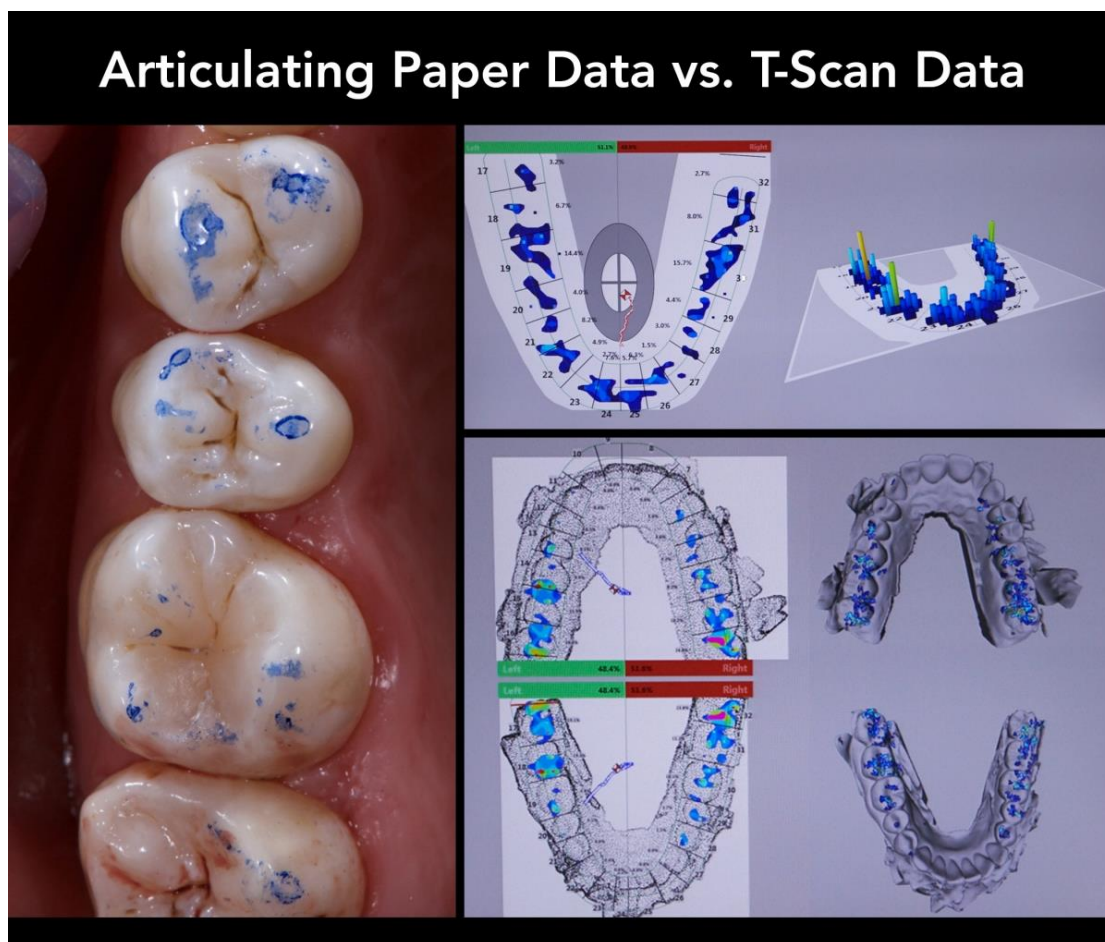
Σχήμα: 4.7.: Αναπαράσταση των οδοντικών μασητικών δυνάμεων - πιέσεων μέσω του T-Scan, αξιολόγηση της ισορροπίας της σύγκλισης.



Σχήμα: 4.8.: Η ασθενής δαγκώνει επάνω σε έναν υπέρλεπτο αισθητήρα και οι πιέσεις μεταβιβάζονται στον υπολογιστή, ο οποίος αναλύει και εμφανίζει τα στοιχεία προκειμένου να αξιολογηθεί η ισορροπία της σύγκλεισης.



Σχήμα: 4.9.: Η ασθενής δαγκώνει επάνω σε έναν υπέρλεπτο αισθητήρα και οι πιέσεις μεταβιβάζονται στον υπολογιστή, ο οποίος αναλύει και εμφανίζει τα στοιχεία προκειμένου να αξιολογηθεί η ισορροπία της σύγκλεισης.



Σχήμα: 4.10.: Αναπαράσταση των οδοντικών μασητικών δυνάμεων - πιέσεων μέσω του T-Scan όπου υπάρχει μεγαλύτερη αξιοπιστία στην αξιολόγηση της ισορροπίας της σύγκλεισης αφού αποφεύγονται τα σφάλματα από την αποτύπωση στο ειδικό χαρτί.

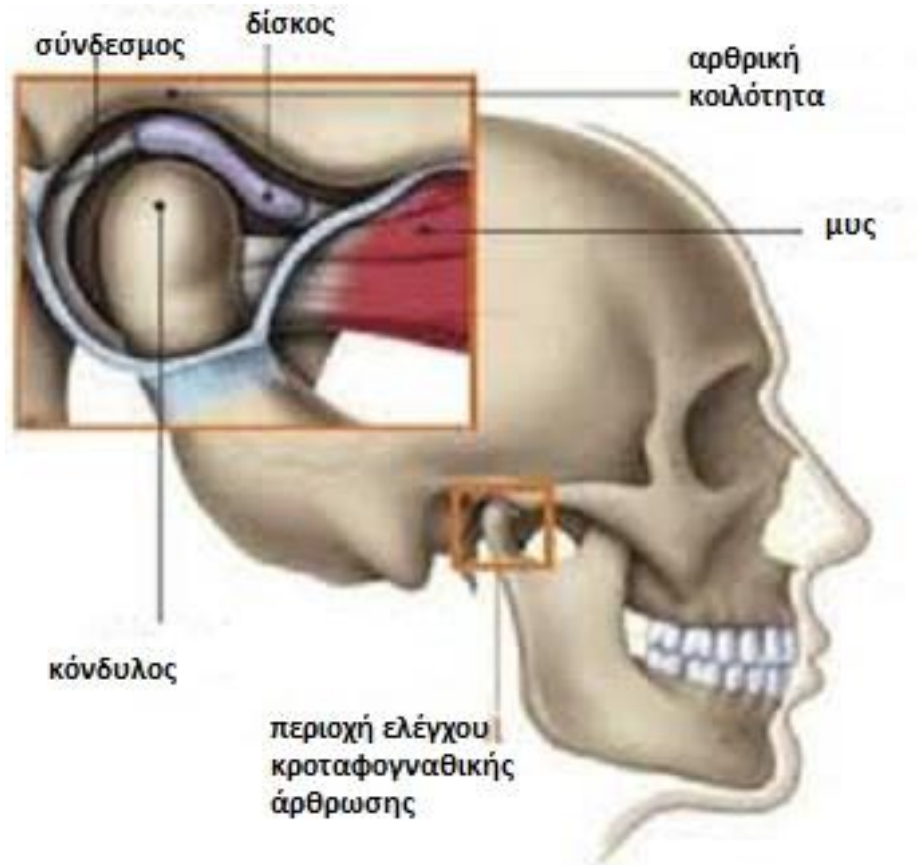
Επειδή το T-Scan ® III μπορεί να καταγράψει τη δύναμη ως προς το χρόνο, είναι ένα αναντικατάστατο εργαλείο για την εκτίμηση των διαδοχικών σχέσεων των κινήσεων της κάτω γνάθου. Έτσι, ο οδοντίατρος μπορεί να εντοπίσει συγκλεισιακές παρεμβολές και πρόωρες επαφές, να προσδιορίσει τη σχετική δύναμη κάθε πρόωρης επαφής και να υπολογίσει πιθανό τραύμα από αυτή την επαφή. Οι μετρήσεις αυτές αποθηκεύονται και αποτελούν σημείο αναφοράς για μελλοντικές εξετάσεις της σύγκλεισης του ασθενούς.

Παράλληλα, **το T-Scan δύναται να συνδυαστεί και με το ηλεκτρομυογράφημα.** Τα νεύρα είναι οι **οδοί τηλεπικοινωνίας** του σώματός μας. Με τα νεύρα μεταφέρεται η αίσθηση της αφής και του πόνου από το σώμα μας στον εγκέφαλο. Οι **μύες** είναι οι **κινητήρες** του σώματός μας. Μπαίνουν σε λειτουργία με εντολές του εγκεφάλου, που μεταφέρονται από τα νεύρα. Ο εγκέφαλος, τα νεύρα και οι μύες για την επικοινωνία τους χρησιμοποιούν ηλεκτρισμό. Με το ηλεκτρομυογράφημα εξετάζεται η **ηλεκτρική δραστηριότητα των νεύρων και των μυών.** Έτσι διαπιστώνεται, αν υπάρχει κάποιο πρόβλημα, που είναι το πρόβλημα και τι βαρύτητα έχει.

Επιπλέον, όταν η γνάθος βρίσκεται σε εσφαλμένη θέση μπορεί να προκύψει μια σειρά προβλημάτων με ενοχλητικά συμπτώματα όπως μυαλγίες, πονοκεφάλους, θόρυβοι κατά τις κινήσεις των γνάθων, δυσκολία μάσησης και φθορά των δοντιών. Το T-Scan μετρά τις οδοντικές μασητικές δυνάμεις και αξιολογεί την ισορροπία της σύγκλεισης των ασθενών. Ενώ, παράλληλα, με το ηλεκτρομυογράφημα παρακολουθείται ταυτόχρονα η μυϊκή δραστηριότητα. Έτσι, μπορούν να εντοπιστούν δυσλειτουργίες της κροταφογναθικής διάρθρωσης (ΚΓΔ) αλλά και γενικά δυσλειτουργίες του στοματογναθικού συστήματος (ΣΓΣ). Στα σχήματα: 4.11. και 4.12. παρουσιάζονται το στοματογναθικό σύστημα και η κροταφογναθική διάρθρωση.



Σχήμα: 4.11.: Το στοματογναθικό σύστημα – απλοποιημένο.

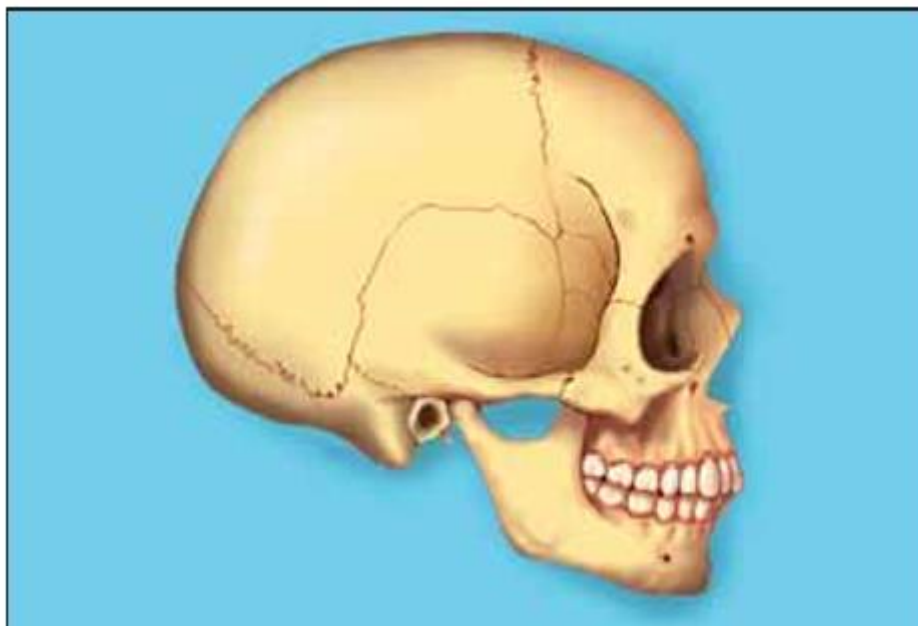


Σχήμα: 4.12 .: Η κροταφογναθική διάρθρωση.

Το στοματογναθικό σύστημα (ΣΓΣ), σε μία αφαιρετική προσέγγιση, απαρτίζεται από το σκελετό, τους μύες, στους οποίους εκτός από τους καθ'αυτό μύες του ΣΓΣ συμπεριλαμβάνονται οι μύες του προσώπου και οι μύες της γλώσσας, η αμφίπλευρη κροταφογναθική διάρθρωση και τα δόντια.

Τις πληροφορίες για την οντογένεση των στοιχείων του ΣΓΣ τις δίδει βέβαια το γενετικό υλικό (DNA) που ενυπάρχει στα κύτταρα του αναπτυσσόμενου οργανισμού, αλλά εκτός από το γενετικό πρόγραμμα συμμετέχουν εδώ και διαδικασίες αυτοποίησης και αυτοοργάνωσης, προερχόμενες από τις αλληλοεπιδράσεις των μερών του και από επιδράσεις του περιβάλλοντος και των θεμελιωδών δυνάμεων της φύσεως. Είναι γνωστό για παράδειγμα ότι δεν σχηματίζονται οστά, εάν δεν υπάρξει πρώτα η πρώτη μυϊκή συστολή.

Ο σκελετός αποτελείται από τη μία μεριά από τα συνενωμένα οστά του κρανίου και του ρινογναθικού συμπλέγματος και από την άλλη από το οστόν της κάτω γνάθου (σχήμα: 4.13.).



Σχήμα: 4.13.: Ο σκελετός του ΣΓΣ αποτελείται από τα συνενωμένα οστά του σπλαχνικού κρανίου και από το οστόν της κάτω γνάθου.

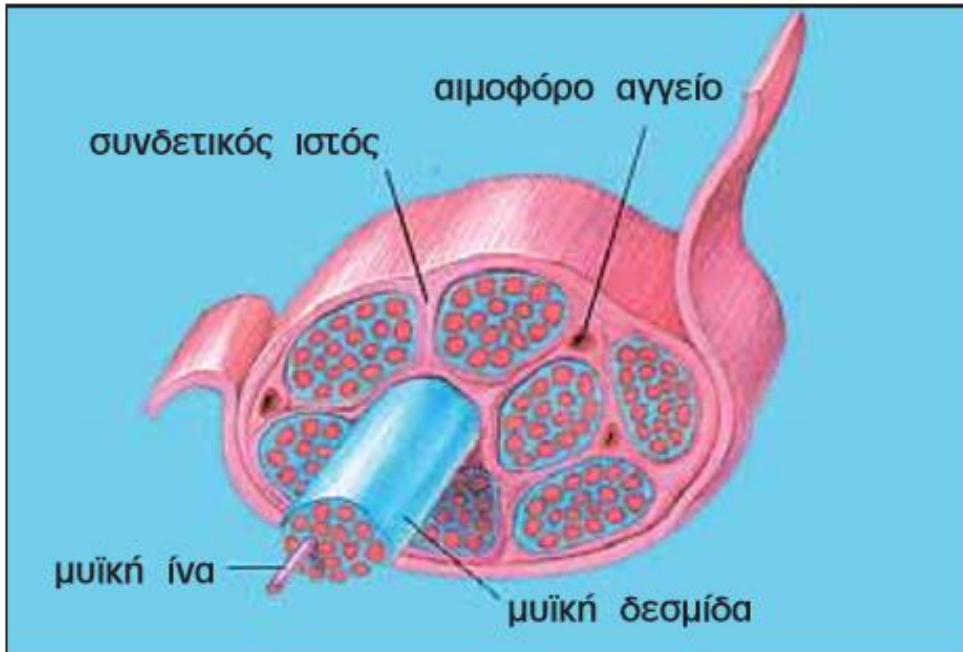
Ο οστίτης ιστός, από τον οποίο αυτοοργανώνεται ο σκελετός, πρέπει να προσεγγισθεί σαν το διαλεκτικό αντίθετο της βαρύτητας και των μηχανικών δυνάμεων. Φτιάχτηκε γιατί η ζωή δημιουργήθηκε μέσα στο πεδίο της βαρύτητας. Παρέχει στήριξη έναντι των μηχανικών δυνάμεων της βαρύτητας, σε συνδυασμό δε με τους μύες και με το σύστημα μοχλών που δημιουργεί, δίνει τη δυνατότητα της κίνησης και μετακίνησης και παρέχει επίσης μηχανική προστασία σε ευαίσθητα και πολύτιμα όργανα του οργανισμού (εγκέφαλος, μάτια, όργανο της ακοής κλπ).

Την επίδραση των μηχανικών δυνάμεων στη διαμόρφωση των οστών την αποκαλύπτει η ίδια η λεπτή υφή των οστών, στην οποία διαπιστώνεται ότι στις περιοχές στις οποίες αυξάνονται οι μηχανικές εντάσεις, εκεί το οστόν ισχυροποιείται με πάχυνσή του και με αύξηση της πυκνότητάς του.

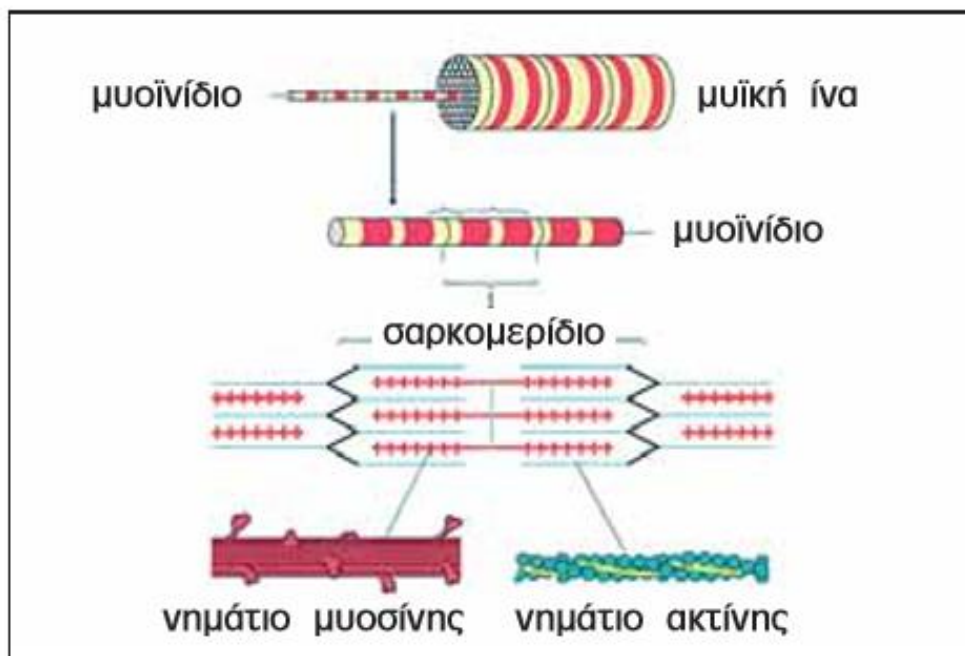
Η κάτω γνάθος με το ιδιαίτερο σχήμα του ανοικτού ίππιου πετάλου και με τη μοναδική ιδιομορφία της σύνδεσης των δύο αρθρικών της επιφανειών με το ενιαίο οστικό σύμπλεγμα της βάσεως του κρανίου, συμβάλει στο σχηματισμό μίας λαβίδας, της κρανιογναθικής λαβίδας, στα σκέλη της οποίας υπάρχουν οι φατνιακές αποφύσεις στις οποίες στηρίζονται τα δόντια με τη μεσολάβηση του περιοδοντικού συνδέσμου.

Για να μπορεί να ανοιγοκλείνει η κρανιογναθική λαβίδα και να μπορεί η κάτω γνάθος να κινείται μέσα στα προσδιοριζόμενα από την ιδιόμορφη σύνδεσή της με το συμπαγές οστικό σύμπλεγμα των οστών της βάσεως του κρανίου, χρειάζεται κινητική ενέργεια. Πιο συγκεκριμένα, την ενέργεια αυτή την παρέχουν οι μύες μέσα από τη μετατροπή της χημικής ενέργειας σε μηχανική ενέργεια, η οποία εκδηλώνεται με τη μυϊκή συστολή.

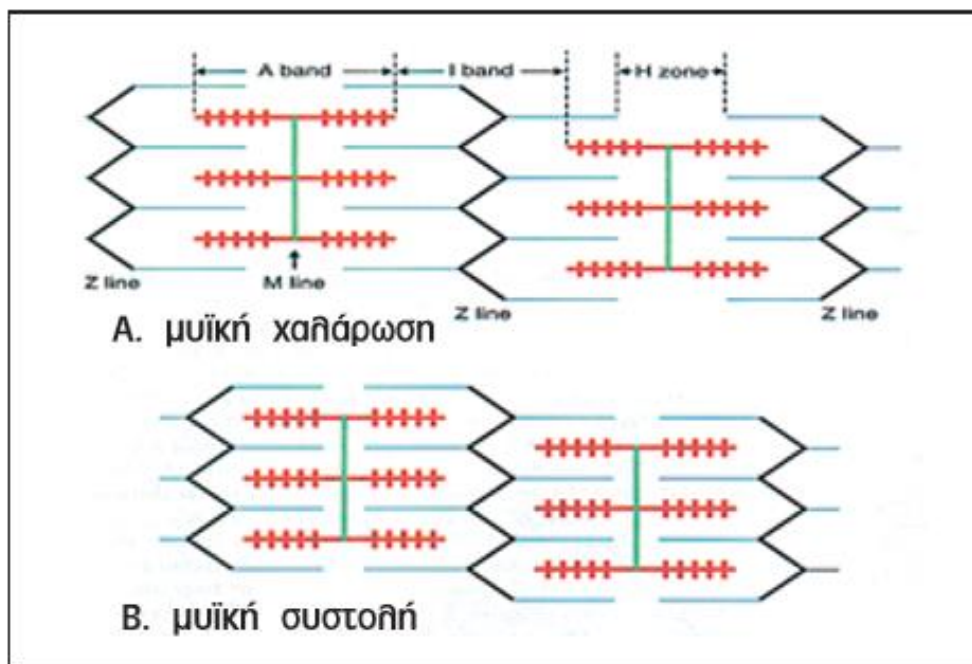
Το κλειδί για την κατανόηση της μυϊκής λειτουργίας βρίσκεται στη δομή της λειτουργικής μονάδας των μυών (σχήμα: 4.14.), που είναι η μυϊκή ίνα (σχήμα: 4.15.). Τούτη αποτελείται από μυοϊνίδια τα οποία σύγκεινται από νημάτια μυοσίνης και ακτίνης με παράλληλη διάταξη στο χώρο (σχήμα: 4.16.).



Σχήμα: 4.14.: Οι σκελετικοί μύες αποτελούνται από μυϊκές δεσμίδες με λειτουργική μονάδα τη μυϊκή ίνα.



Σχήμα: 4.15.: Η μυϊκή ίνα αποτελείται από μυοϊνίδια, τα οποία σύγκειται από παράλληλα νημάτια μυοσίνης και νημάτια ακτίνης.



Σχήμα: 4.16.: Η μυϊκή συστολή επιτυγχάνεται με την ολίσθηση των νηματίων της ακτίνης μέσα στα διάκενα που σχηματίζουν τα νημάτια της μυοσίνης.

Η μυϊκή συστολή εδώ, επιτυγχάνεται με ολίσθηση των νηματίων της μυοσίνης μέσα στα διάκενα που δημιουργούν τα νημάτια ακτίνης. Η ολίσθηση αυτή γίνεται με κατανάλωση ενέργειας που λαμβάνεται από τη διάσπαση της τριφωσφορικής αδενοσίνης (ATP) σε διφωσφορική αδενοσίνη (ADP).

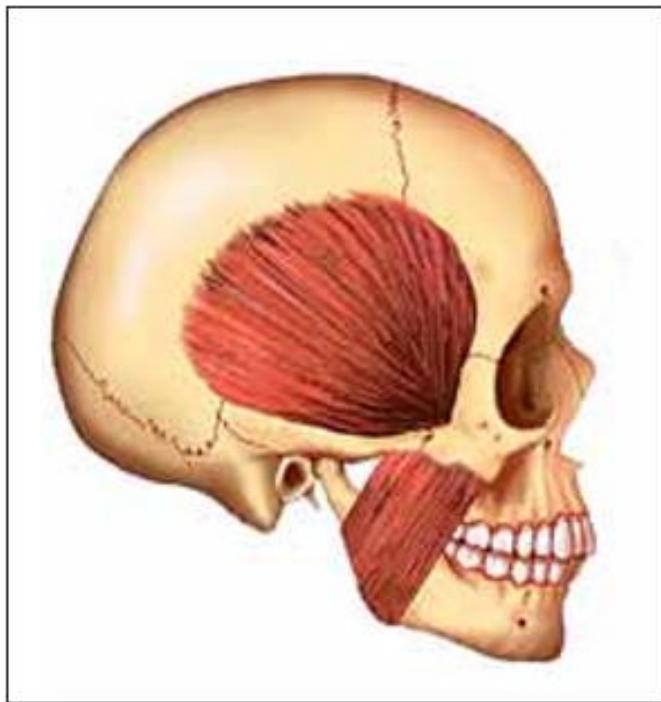
Επιπλέον, προκειμένου να κατανοηθεί ο τρόπος με τον οποίο επιτυγχάνουν οι μύες να κινούν την κάτω γνάθο, χρειάζεται η γνώση των εκφυτικών και καταφυτικών πεδίων των διαφόρων μυών του ΣΓΣ. Από τη σκοπιά αυτή, οι μύες του ΣΓΣ διακρίνονται σε δύο κύριες ομάδες.

Πιο αναλυτικά, στην πρώτη ομάδα ανήκουν τέσσερις ισχυρότατοι μύες. Οι τρεις από αυτούς, ο μασητήρας, ο κροταφίτης και ο έσω πτερυγοειδής, συστέλλονται σε κατακόρυφο επίπεδο περιστρέφουν τη γνάθο γύρω από οριζόντιο άξονα και οδηγούν στο κλείσιμο του στόματος (σχήμα: 4.17. και σχήμα 4.18.). Ο τέταρτος μυς, ο έξω πτερυγοειδής μαζί με την οριζόντια μοίρα του κροταφίτη μετακινούν τη γνάθο σε οριζόντιο επίπεδο (σχήμα: 4.19.). Ο έξω πτερυγοειδής μυς φέρνει τη γνάθο μπροστά ή πλάγια και η οριζόντια μοίρα του κροταφίτη μυ φέρνει τη γνάθο προς τα πίσω.

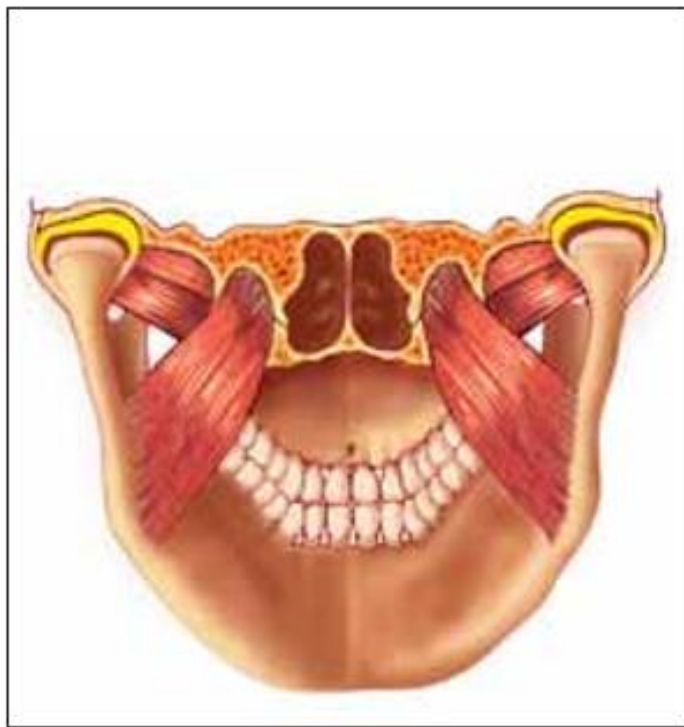
Στη δεύτερη ομάδα ανήκουν οι μύες που βρίσκονται πάνω και κάτω από το υοειδές οστόν. Οι τελευταίοι με τη συστολή τους οδηγούν την κάτω γνάθο σε κατάσπαση.

Επίσης, η λειτουργία των μυών στηρίζεται στον ακριβή συντονισμό της συστολής και της χαλάρωσής τους. Από την άποψη αυτή, οι μύες έχουν οργανωθεί σε ένα σύστημα αντίθετων μυϊκών ομάδων, στις οποίες, όταν μία ομάδα συστέλλεται για να

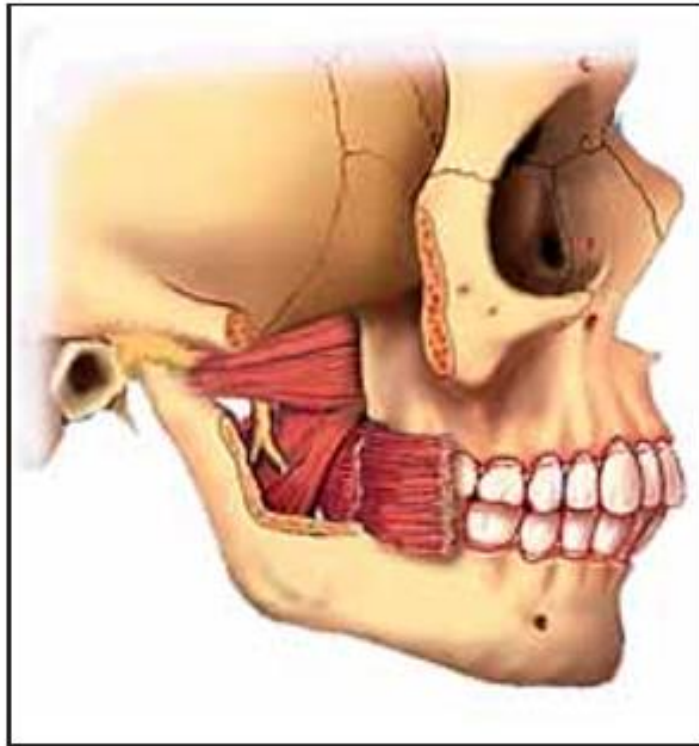
οδηγήσει τη γνάθο σε μία ορισμένη θέση, μία άλλη ομάδα είναι αναγκασμένη να χαλαρώνει.



Σχήμα: 4.17.: Ο μασητήρας και ο κροταφίτης μυς.



Σχήμα: 4.18.: Ο έσω πτερυγοειδής μυς.



Σχήμα: 4.19.: Ο έξω πτερυγοειδής μάς.

Στους μύες του ΣΓΣ πρέπει να ενταχθούν επίσης οι μύες του προσώπου και οι μύες της γλώσσας. Παράλληλα, οι μύες τούτοι, εκτός του ότι συμμετέχουν σε πολλές λειτουργίες του στόματος, διαδραματίζουν ακόμη σημαντικό διαμορφωτικό και αυτο-οργανωτικό ρόλο στο ΣΓΣ.

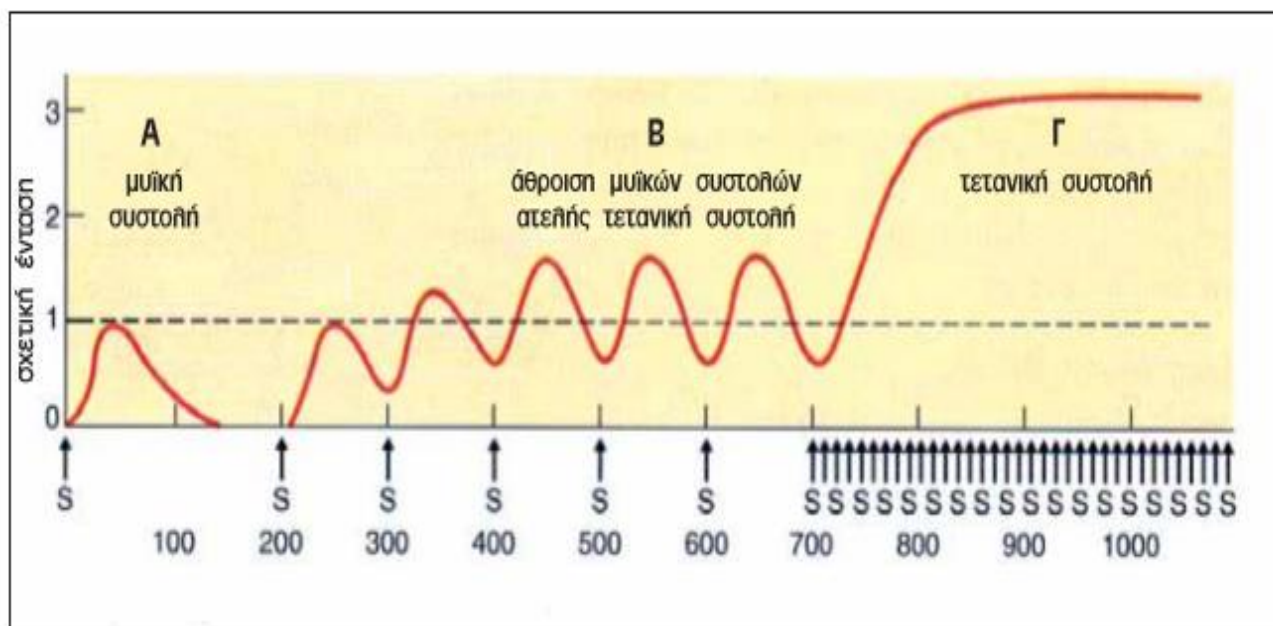
Όσον αφορά, τη μυϊκή συστολή και τη δυσλειτουργία, είναι γνωστό, ότι για να συσταλθεί κάθε μυϊκή ίνα χρειάζεται κάποιο ερέθισμα, που μεταβιβάζεται με τη μορφή κύματος μέσω των κινητικών νεύρων. Τα κύματα αυτά δημιουργούν δυναμικά ενέργειας στις μεμβράνες των μυϊκών κυττάρων, των οποίων τα ποσοτικά χαρακτηριστικά είναι -90 mV για το δυναμικό μεμβράνης ηρεμίας, $1-2\text{ msec}$ για τη διάρκειά του και $3-5\text{ msec}$ για την ταχύτητα αγωγής του.

Τα δυναμικά αυτά απελευθερώνουν κυρίως ιόντα ασβεστίου, τα οποία στη συνέχεια ενεργοποιούν τα χημικά γεγονότα της διαδικασίας της συστολής. Τα ιόντα ασβεστίου εδώ διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο και η μυϊκή συστολή συνεχίζεται όσο διάστημα οι συγκεντρώσεις των ιόντων ασβεστίου διατηρούνται σε υψηλά επίπεδα. Τα ιόντα ασβεστίου δεν βρίσκονται βέβαια μέσα στη μυϊκή ίνα, αλλά μέσα στις δεξαμένες του σαρκοπλασματικού τους δικτύου.

Για να βρίσκονται τα ιόντα αυτά στην κατάλληλη θέση και στην κατάλληλη πυκνότητα, πιστεύεται ότι λειτουργεί εδώ κάποια αντλία, η αντλία ασβεστίου. Τούτη, βρισκόμενη σε συνεχή λειτουργία, απελευθερώνει τα ιόντα ασβεστίου που

βρίσκονται σε υψηλές συγκεντρώσεις στις δεξαμενές του σαρκοπλασματικού τους δικτύου και τα διοχετεύει μέσω καναλιών ασβεστίου στο σαρκοπλασματικό υγρό των ινιδίων. Μόνο έτσι μπορεί η τριφωσφορική αδενοσίνη να διασπασθεί σε διφωσφορική αδενοσίνη και να λάβει χώρα η μυϊκή συστολή. Μετά το πέρας της μυϊκής συστολής, τα ιόντα ασβεστίου συγκεντρώνονται πάλι στις δεξαμενές του σαρκοπλασματικού δικτύου, για να απελευθερωθούν ξανά με τη νέα εντολή που θα δοθεί από τα κινητικά νεύρα.

Η όλη διαδικασία των χημικών γεγονότων που οδηγούν στη μυϊκή συστολή κινείται πάντοτε σε ορισμένα χρονικά όρια, τα οποία μπορεί να κυμαίνονται ανάλογα με το μυ. Έτσι, ενώ το δυναμικό ενέργειας μίας σκελετικής μυϊκής ίνας κυμαίνεται χρονικά μεταξύ ενός και δύο msec, η διάρκεια της συστολής της, η οποία αρχίζει πάντοτε μετά από κάποια λανθάνουσα περίοδο, μπορεί να φθάνει και τα 100 msec. Η τάση που αναπτύσσεται κατά τη συστολή, ακολουθεί μία ανιούσα πορεία, φθάνει σε μία μέγιστη τιμή και ακολουθεί στη συνέχεια μία φθίνουσα πορεία, η οποία αντιστοιχεί στη χαλάρωση της μυϊκής ίνας και την επιστροφή των ιόντων του ασβεστίου στο σαρκοπλασματικό δίκτυο (σχήμα: 4.20. (Α)).



Σχήμα: 4.20.: Ιχνογράφημα που δείχνει τη φυσιολογική μυϊκή συστολή (Α), την άθροιση μυϊκών συστολών (Β) και την τετανική συστολή (Γ).

Εάν τα ερεθίσματα για τη διέγερση της μυϊκής ίνας φθάνουν σε μεγαλύτερη συχνότητα από 10 ερεθίσματα ανά δευτερόλεπτο, τότε **δημιουργείται το φαινόμενο της άθροισης (summation) της μυϊκής συστολής**, κατά την οποία η μυϊκή ίνα συστέλλεται εκ νέου πρίν την πλήρη χαλάρωσή της. Το αποτέλεσμα από το φαινόμενο αυτό, της άθροισης της μυϊκής συστολής, το οποίο αναφέρεται ως **ατελής τετανική συστολή (unfused tetanus)** (σχήμα: 4.20. (Β)), είναι ότι η μυϊκή ίνα, διατηρώντας τη συστολική της δραστηριότητα, δίδει σύσπαση μεγαλύτερης έντασης.

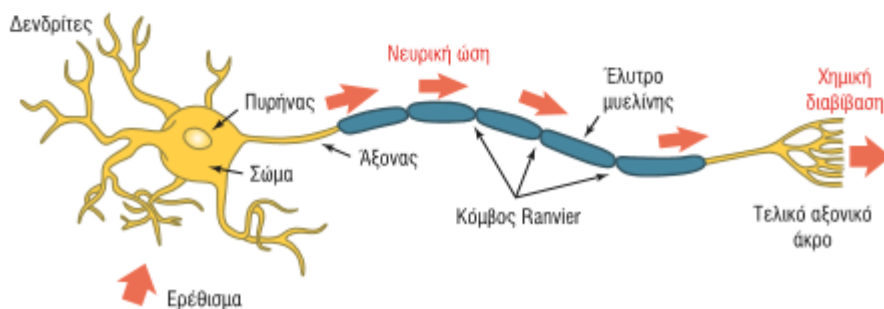
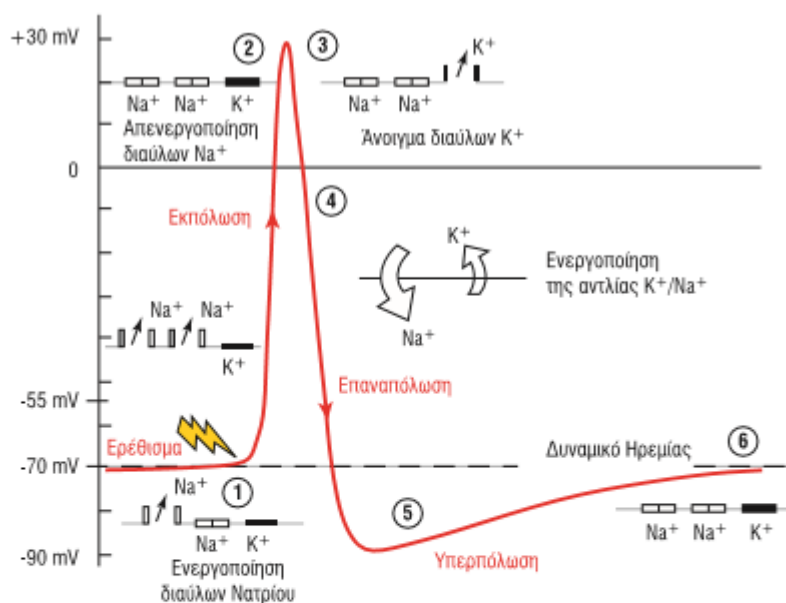
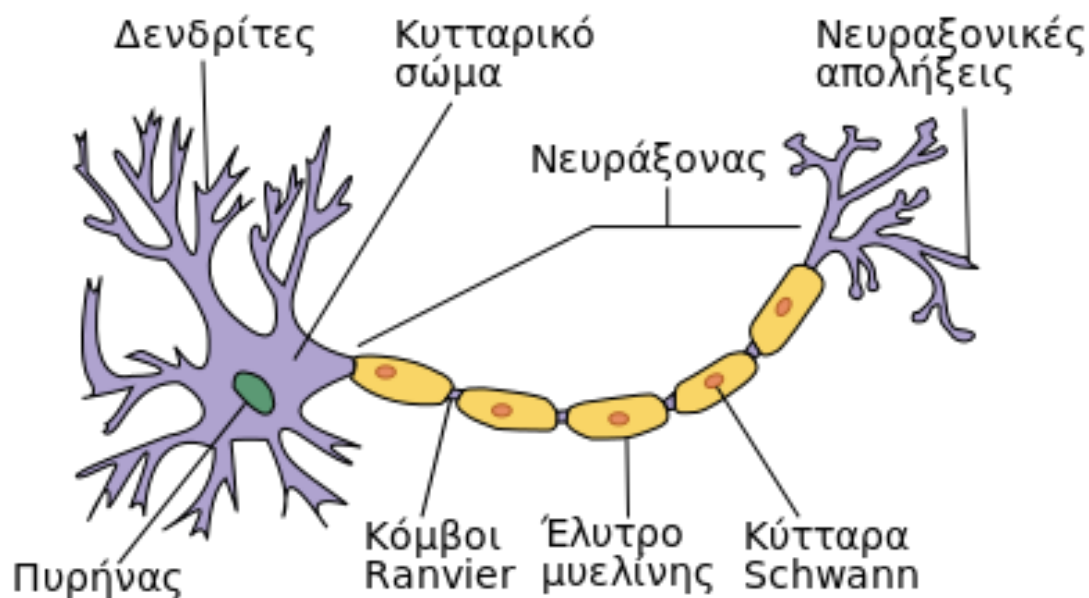
Το φαινόμενο της άθροισης της μυϊκής συστολής στους σκελετικούς μύες προέρχεται επίσης από την αύξηση του αριθμού των μυϊκών ινών που συστέλλονται ταυτοχρόνως.

Εάν η συχνότητα των ερεθισμάτων γίνει ακόμη μεγαλύτερη (100 ερεθίσματα ανά δευτερόλεπτο), δημιουργείται η κατάσταση *της πλήρους τετανικής συστολής (fused tetanus)*. Στην περίπτωση αυτή, επειδή δεν υπάρχει καμία δυνατότητα για χαλάρωση, οι διαδοχικές μυϊκές συστολές ενοποιούνται σε μία *παρατεταμένη μυϊκή συστολή μεγαλύτερης έντασης* (σχήμα: 4.20. (Γ)). Τη γραφική παράσταση της φυσιολογικής μυϊκής συστολής της μυϊκής ίνας, της άθροισης των μυϊκών συστολών (ατελής τετανική συστολή) και της πλήρους τετανικής συστολής, δίδει το σχήμα: 4.20.

Η παρατεταμένη διάρκεια των αθροιστικών μυϊκών συστολών και η τετανική συστολή (κράμπα, τρισμός), επηρεάζοντας τις μεταβολικές διεργασίες των μυϊκών ινών, οδηγεί σε εξασθένηση της μυϊκής συστολής και στο μυϊκό κάματο, ο οποίος εκδηλώνεται κυρίως με αδυναμία παραγωγής έργου και με μυαλγία. Στο μυϊκό κάματο τα κινητικά νεύρα εξακολουθούν να λειτουργούν σωστά και το ερέθισμα μεταβιβάζεται κανονικά μέσω της νευρομυϊκής σύναψης στη μυϊκή ίνα, με αποτέλεσμα να μη διαταράσσονται τα δυναμικά ενέργειας. Η εξασθένηση της μυϊκής συστολής και η μυαλγία αποδίδονται στη μειωμένη παραγωγή της τριφωσφορικής αδενοσίνης στην ίδια τη μυϊκή ίνα, στην αύξηση των μεταβολικών προϊόντων της συστολής (συγκέντρωση του γαλακτικού οξέως και των ιόντων υδρογόνου) και στα ανοξαιμικά φαινόμενα που δημιουργούνται σε συνθήκες αυξημένης λειτουργίας. Η υπερλειτουργία των μυών δεν αποτελεί φυσιολογική – υγιή κατάσταση και επιφέρει την υπερκόπωση και τον μυϊκό τους κάματο. Παραδείγματος χάριν, είναι σαν να σφίγγει κάποιος αδιάκοπα, με υπέρμετρη δύναμη τα χέρια του ή να τρέχει δίχως πάυση προκειμένου να ξεκουραστεί ή να πάρει ανάσα.

Στην περίπτωση που *δεν υφίσταται πλέον πόνος* σημαίνει ότι έχει επέλθει κάποια *“βλάβη - Βραχυκύκλωμα”* στους νευρώνες δηλαδή, στα κύτταρα που αποτελούν το δομικό μέρος και τη λειτουργική μονάδα του νευρικού συστήματος. Πιο συγκεκριμένα, *έχουν υποστεί “βλάβη - Βραχυκύκλωμα” τα κομβία και οι συνάψεις όπου από εκεί το κύτταρο λαμβάνει ή μεταδίδει τα σήματα.* Κάθε νευρώνας αποτελείται από ένα κυτταρικό σώμα που περιλαμβάνει τον πυρήνα και μεγάλο αριθμό οργανιδίων, και από μία ή περισσότερες αποφυάδες. Αυτές ονομάζονται δενδρίτες όταν συλλέγουν τα σήματα που στέλνονται στο κύτταρο, και άξονες όταν μεταδίδουν ώσεις από το κυτταρικό σώμα. Στο σχήμα: 4.21. παρουσιάζεται ένας νευρώνας. Πιο αναλυτικά, *οι μεμβράνες των νευρώνων λόγω της υπερλειτουργίας των μυών (με δεδομένο ότι δεν υπήρχαν και αρκετοί περίοδοι χαλάρωσης - κατάσταση της πλήρους τετανικής συστολής)* δεχόντουσαν αλλεπάλληλα ερεθίσματα, με αποτέλεσμα, *να μην διατηρούσαν δυναμικό ηρεμίας.* Έτσι, η διαπερατότητα της μεμβράνης δεν μπορούσε να επανέλθει στα επίπεδα που βρισκόταν πριν από την επίδραση του ερεθίσματος και η κατανομή των ιόντων με τη βοήθεια της αντλίας Na^+/K^+ δεν μπορούσε να επανέλθει στα αρχικά επίπεδα. Τούτο είχε ως συνέπεια να μην ήταν δυνατή η αποκατάσταση του δυναμικού ηρεμίας στα -

60 mV έως -90 mV (σχήμα: 4.21. - φυσιολογική λειτουργία - αποκατάσταση του δυναμικού ηρεμίας). Επομένως, τα σήματα πόνου που λαμβάνει ο εγκέφαλος, τα θεωρεί πλέον ως μία φυσιολογική κατάσταση.



Σχήμα: 4.21.: Σχηματικό διάγραμμα ενός τυπικού νευρώνα. Ένα διεγερτικό ερέθισμα υπερ-ουδικής έντασης φτάνει στην περιοχή του αξονικού λοφιδίου, του νευρώνα και

προκαλεί μεγάλη, στιγμιαία, εκπόλωση του μεμβρανικού δυναμικού (απο περίπου -70 mV στα περίπου + 25 mV) μέσω της ενεργοποίησης (ανοίγματος) τασεο-ελεγχόμενων διαύλων Na^+ (1) και της συνακόλουθης ροής θετικών ιόντων στον ενδοκυττάριο χώρο. Οι ενεργοποιημένοι-ανοιχτοί δίαυλοι Na^+ πολύ γρήγορα (1 msec) μεταπίπτουν στην αδρανοποιημένη μή άγουσα κατάσταση (2) και έτσι σταματά η εισροή ιόντων Na^+ στον ενδοκυττάριο χώρο ενώ ήδη έχουν ενεργοποιηθεί (ανοίξει) τασεο-ελεγχόμενοι δίαυλοι καλίου (K^+) οι οποίοι άγουν ιόντα καλίου απο τον ενδο- στον έξω-κυττάριο χώρο (3). Κατα τη διαδικασία αυτή, στον ενδοκυττάριο χώρο έχει σωρευτεί περίσσια ιόντων Na^+ ενώ τα ιόντα K^+ είναι μειωμένα. Η αύξηση των ιόντων Na^+ στον ενδοκυττάριο χώρο επάγει την ενεργοποίηση της αντλίας K^+/Na^+ η οποία θα οδηγήσει την περίσσια των ιόντων Na^+ έξω, και τα ιόντα K^+ μέσα στο κυτταρόπλασμα (4). Η λειτουργία της αντλίας K^+/Na^+ μαζί με τους ενεργοποιημένους διαύλους K^+ όχι απλά επαναπολώνουν την μεμβράνη (4) αλλά την υπερπολώνουν (5). Το υπερπολωτικό δυναμικό θα απενεργοποιήσει (κλείσει) τους διαύλους καλίου με αποτέλεσμα την επαναφορά του δυναμικού ηρεμίας.

Η παραπάνω συνοπτική διαδικασία της μυϊκής συστολής, έχοντας άμεση σχέση με τις διαδικασίες που συμβαίνουν στους μύες του ΣΓΣ, ρίχνει αρκετό φως στην ερμηνεία της μυϊκής δυσλειτουργίας του ΣΓΣ.

Το γεγονός ότι η παρουσία της πρόωρης επαφής και η συγκλεισιακή δυσαρμονία έχουν καταγραφεί στα κέντρα επεξεργασίας του εγκεφάλου, σημαίνει ότι η επεξεργασμένη πληροφορία ρέει συνεχώς ως κινητικό νευρικό ερέθισμα στους μύες του ΣΓΣ. Οι τελευταίοι βρίσκονται έτσι σε συνεχή συστολική δραστηριότητα για να κρατούν τον κόνδυλο μονίμως στη θέση εκείνη η οποία μπορεί να εξασφαλίσει την εκτός κεντρικής σχέσης νέα σύγκλειση μέγιστων επαφών. Υπάρχουν δηλαδή εδώ όλες οι προϋποθέσεις που οδηγούν στην αθροιστική συσσώρευση μυϊκών συστολών, αλλά και στην πρόκληση πλήρους τετανικής συστολής στους μύες του ΣΓΣ.

Εκτός από τα παραπάνω, υπάρχει ακόμη μία άλλη σημαντική ερμηνεία που ρίχνει επίσης αρκετό φως στα σκοτάδια της παθογένειας της δυσλειτουργίας, η οποία, προερχόμενη επίσης από τη φυσιολογία του μυϊκού συστήματος, δεν αναιρεί την πρώτη, αλλά τη συμπληρώνει και συμπληρώνεται από αυτήν.

Η ερμηνεία αυτή σχετίζεται με τους δύο βασικούς τύπους της συστολής των σκελετικών μυών, την ισοτονική συστολή και την ισομετρική συστολή.

Το χαρακτηριστικό της ισοτονικής συστολής είναι ότι συνοδεύεται πάντοτε με μεταβολή του μήκους του μυός. Είναι η συστολή που χρησιμοποιεί ο άνθρωπος για τη μετακίνησή του, όταν περπατάει ή τρέχει, ή όταν μετακινεί τα μέλη του σώματός του.

Το χαρακτηριστικό της ισομετρικής συστολής είναι ότι το μήκος του μυός που συστέλλεται παραμένει ουσιαστικά αμετάβλητο. Είναι η συστολή που

χρησιμοποιείται κατά τη στήριξη του σώματός μας. Στην ουσία βέβαια δεν υπάρχουν αμιγείς ισοτονικές ή ισομετρικές συστολές, αλλά ο χαρακτηρισμός τους σαν τέτοιες εξαρτάται από το ποσοστό των μυϊκών ινών που συστέλλονται ισοτονικά ή ισομετρικά.

Το ιδιαίτερο χαρακτηριστικό της ισομετρικής συστολής το οποίο σχετίζεται με την ερμηνεία της δυσλειτουργίας του ΣΓΣ είναι αυτό που αναφέρει ο τιμηθείς με Νόμπελ φυσιολόγος Houssay, ότι δηλαδή στην ισομετρική συστολή διαπιστώνεται παρατεταμένη αύξηση της πίεσης μέσα στη μάζα του μυός. Η παρατεταμένη βέβαια αύξηση της πίεσης μέσα στη μάζα του μυός, είναι ένας παράγοντας που εμποδίζει την αιματική κυκλοφορία. Παρεμπόδιση όμως της αιματικής κυκλοφορίας σημαίνει ότι παρεμποδίζεται η προσαγωγή του οξυγόνου και γλυκογόνου και παρεμποδίζεται επίσης η παραγωγή της τριφωσφορικής αδενοσίνης, όπως και η απαγωγή των μεταβολικών προϊόντων της συστολικής διεργασίας.

Οι μύες στην περίπτωση αυτή «ασφυκτιούν» και «ζητούν επιμόνως» την επαναδραστηριοποίηση της αιματικής τους κυκλοφορίας. Το τελευταίο επιτυγχάνεται με τη μετατροπή της ισομετρικής συστολής σε ισοτονική, η οποία εκδηλώνεται με τρίψιμο και σφίξιμο των δοντιών, τα οποία θεωρούνται ως τα κύρια χαρακτηριστικά της δυσλειτουργίας.

Η θεωρία αυτή, χωρίς αυθαίρετες υποθέσεις και στηριζόμενη σε χειροπιαστά δεδομένα της ανατομικής του ΣΓΣ και της φυσιολογίας του μυϊκού συστήματος, δίδει μία ερμηνεία της παθογένειας της δυσλειτουργίας, η οποία δεν έρχεται σε αντίθεση με την πρακτική της θεραπευτικής της αντιμετώπισης.

Τη λειτουργία των μυών του ΣΓΣ επηρεάζει αρνητικά η έλλειψη παθητικής ισορροπίας του γναθικού τρίποδα (ανατομική ή συγκλεισιακή ανωμαλία). Οι μύες του ΣΓΣ, που σε φυσιολογικές συνθήκες θα έπρεπε να βρίσκονται σε χαλάρωση και να συστέλλονται κατά την ομιλία, τη μάσηση και την κατάποση, αναγκάζονται να βρίσκονται σε συνεχή λειτουργική δραστηριότητα για να συγκρατούν τον κόνδυλο μονίμως εκτός κεντρικής σχέσης, για να αποφεύγουν την πρόωρη επαφή κατά τη μάσηση, κατά το αντανακλαστικό της κατάποσης αλλά και κατά τη θέση ανάπαυσης της γνάθου. Η κεντρική σχέση είναι η θέση στην οποία οι κόνδυλοι αρθρώνουν με το λεπτότερο χωρίς αγγεία τμήμα των διάρθριων δίσκων, και όλο το σύμπλεγμα αυτό βρίσκεται στην πιό πρόσθια, έσω και άνω θέση στη κροταφική γλήνη. Η εξέταση της κεντρικής σχέσης γίνεται με το χειρισμό Dawson. Πιο συγκεκριμένα, με αμφίπλευρο χειρισμό, κατ' αρχάς χωρίς πίεση, ωθείται το γένειο προς τα κάτω και το σώμα της γνάθου προς τα άνω. Σε αυτή τη θέση θα πρέπει η κάτω γνάθος να μπορεί να εκτελεί καθαρά περιστροφική κίνηση. Έτσι, χωρίς να έρθουν σε επαφή τα δόντια, ασκείται έντονη πίεση καθώς περιστρέφεται η γνάθος από τον ιατρό. Σε περίπτωση που ο ασθενής δεν αισθανθεί πόνο στις ΚΓΔ, η θέση αυτή αποδέχεται από τον ιατρό ως κεντρική σχέση και στη συνέχεια ο ιατρός προσπαθεί να κλείσει την κάτω γνάθο μέχρι την πρώτη οδοντική επαφή. Με τον τρόπο τούτο, διαπιστώνεται αν συμπίπτουν η σύγκλειση των μέγιστων επαφών με την κεντρική σχέση. Σε αυτήν τη σχέση, η

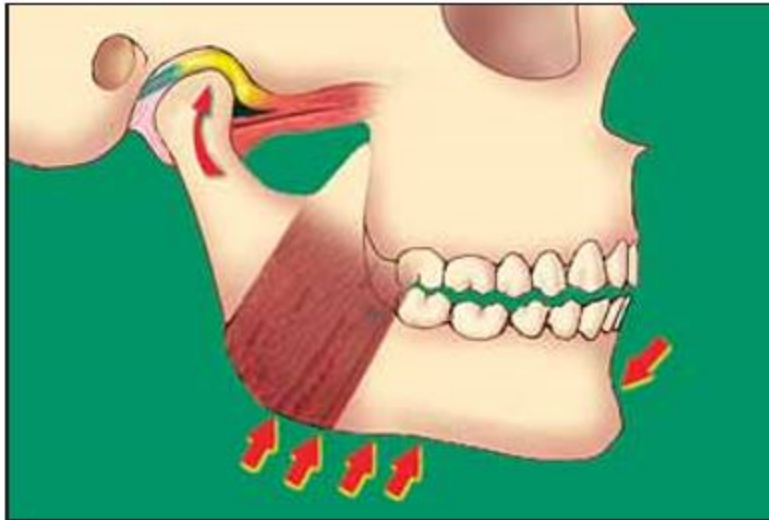
πίεση που ασκείται στους κονδύλους, μεταφέρεται στο τμήμα των διάρθριων δίσκων που δεν έχει αγγεία, άρα ο ασθενής δεν πρέπει να αισθάνεται πόνο. Αν υπάρξει ενόχληση σημαίνει ότι ο κόνδυλος αρθρώνει με άλλο τμήμα του δίσκου ή έχει διάτρηση ή δεν υπάρχει, δεν υπάρχει λοιπόν κεντρική σχέση και ταυτόχρονα τίθεται διάγνωση για πρόβλημα της ΚΓΔ. Στα σχήματα: 4.22., 4.23., 4.24., 4.25. που ακολουθούν παρακάτω παρουσιάζεται η αμφίπλευρη καθοδήγηση της γνάθου στην κεντρική σχέση.



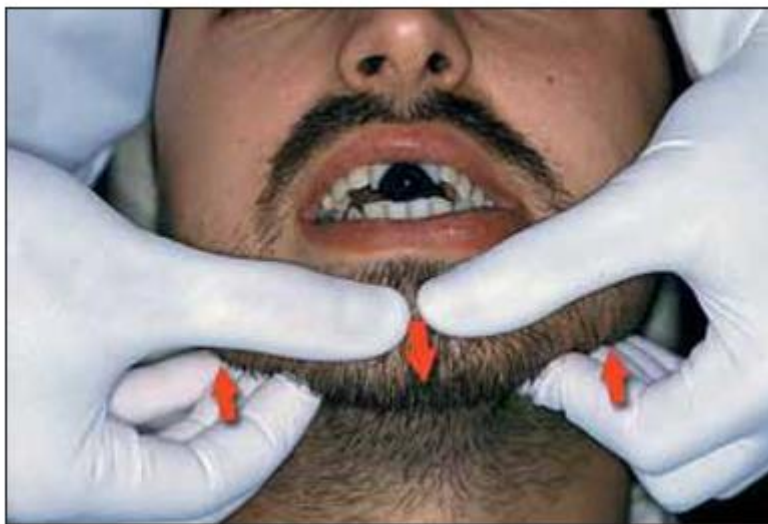
Σχήμα: 4.22.: Τα άκρα των τεσσάρων δακτύλων φέρονται στο χείλος της κάτω γνάθου, με το μικρό δάκτυλο να τοποθετείται στη γωνία της κάτω γνάθου.



Σχήμα: 4.23.: Οι αντίχειρες εφαρμόζονται στη γενειοακή σύμφυση και διενεργείται χειρισμός όπως δείχνουν τα βέλη.



Σχήμα: 4.24.: Τα βέλη δείχνουν τη διεύθυνση των ελαφρών δυνάμεων που ασκούνται κατά τον αμφίπλευρο χειρισμό της γνάθου.



Σχήμα: 4.25.: Η εφαρμογή θερμοπλαστικού υλικού στα πρόσθια δόντια της άνω γνάθου λύει το σπασμό των μυών και διευκολύνει την καθοδήγηση.

Η διαταραχή αυτή επηρεάζει κατ'αρχάς τους ίδιους τους μύες του ΣΓΣ, και δεύτερον οδηγεί σε κατακόρυφη αύξηση των παραγόμενων από αυτούς μηχανικών δυνάμεων.

Οι αυξημένες αυτές μηχανικές δυνάμεις από το συγκλεισιακό στρες, εξαπλώνονται σε όλο το ΣΓΣ και βλάπτουν κατά κανόνα τα στοιχεία στα οποία η συγκέντρωσή τους είναι μεγαλύτερη και τυχάνουν ακόμη να αποτελούν τον ασθενέστερο κρίκο της αλυσίδας. Βλάπτουν τα δόντια, τον πολφό τους και το περιοδόντιο. Αποδιοργανώνουν την ΚΓΔ και επηρεάζουν το μεταβολισμό των οστών, προκαλώντας ορθοδοντικές ανωμαλίες.

Όσον αφορά, των επηρεασμό των μυών, οι μύες υποχρεούμενοι σε συνεχή συστολική δραστηριότητα, σε άθροιση συστολών και ενδεχομένως σε τετανική συστολή, οδηγούνται σε κάματο, ο οποίος εκδηλώνεται συχνά με τη συμπτωματολογία του διάχυτου και απροσδιόριστου πόνου (μυαλγία).

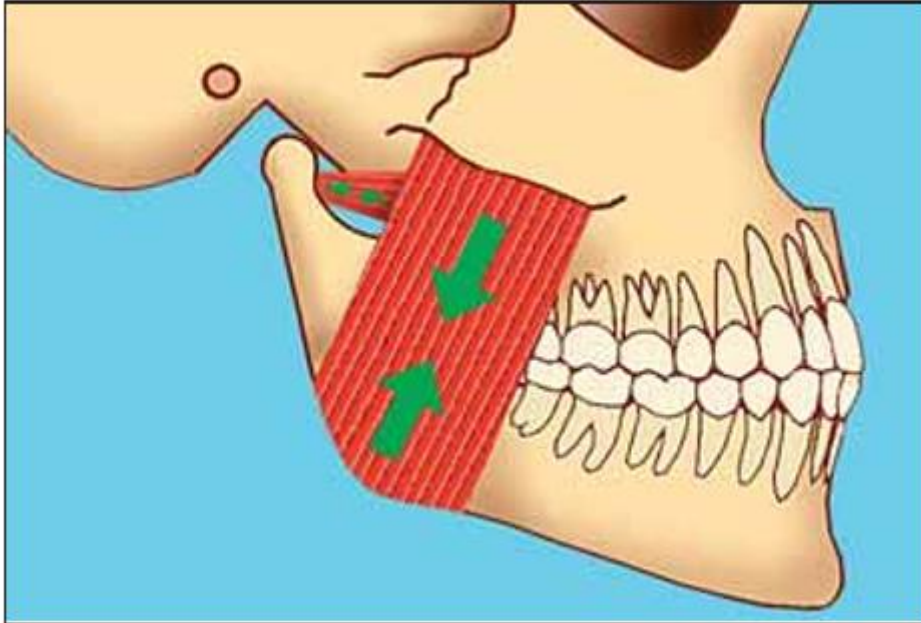
Το πρώτο ζήτημα που πρέπει να αποσαφηνισθεί εδώ είναι ότι κάθε περίπτωση δομικής ή συγκλεισιακής δυσαρμονίας δεν συνοδεύεται αναγκαστικά από μυαλγία. Πιο αναλυτικά, κάθε περίπτωση συγκλεισιακής δυσαρμονίας προκαλεί μυϊκή δυσλειτουργία, αλλά η δυσλειτουργία αυτή μπορεί να υπάρχει δίχως υποκειμενική συμπτωματολογία. Ενδεχομένως, για να εκδηλωθεί πόνος στην πολυπαραγοντικής αιτιολογίας δυσλειτουργία του ΣΓΣ πρέπει να συμμετέχουν και άλλοι παράγοντες, γενικοί, όπως η υποβάθμιση των αμυντικών ικανοτήτων του οργανισμού, ή αγχωτικές και καταθλιπτικές καταστάσεις.

Τη διάγνωση της ασυμπτωματικής δυσλειτουργίας και τη συσχέτισή της με τη συγκλεισιακή δυσαρμονία τη δίδει η εξέταση της σύγκλεισης με τον αμφίπλευρο χειρισμό της γνάθου (χειρισμός Dawson), η ψηλάφηση των μυών, κατά την οποία διαπιστώνονται περιοχές ευαίσθητες στη δακτυλική πίεση, αλλά και τα σημεία τα οποία αποκαλύπτει η επισκόπηση, η ακτινογραφία και η ακουστική εξέταση της ΚΓΔ (τριμμένες επιφάνειες, ρωγμές και κατάγματα της αδαμαντίνης, απογυμνώσεις δοντιών, νεκροί πολφοί σε δόντια χωρίς τερηδόνα ή εμφράξεις και χαρακτηριστικοί ήχοι κατά τη λειτουργία της ΚΓΔ).

Τούτο υποχρεώνει σε διάκριση και διαχωρισμό της δυσλειτουργίας του ΣΓΣ, σε επώδυνη δυσλειτουργία και σε ασυμπτωματική δυσλειτουργία. Η άρνηση της παραδοχής αυτής της διάκρισης αποστερεί τον κλινικό από ένα πολύτιμο διαγνωστικό εργαλείο. Εξαλείφει τη δυνατότητα της διάγνωσης των περιπτώσεων της δυσλειτουργίας που εξελίσσονται ασυμπτωματικά.

Το δεύτερο ζήτημα που πρέπει να αποσαφηνισθεί επίσης εδώ, είναι το γιατί η μυϊκή εμπλοκή δεν περιορίζεται αποκλειστικά στον έξω πτερυγοειδή, ο οποίος είναι ο αποκλειστικός υπεύθυνος μυς για την προολίσθηση του κονδύλου στην επικλινή επιφάνεια του αρθρικού φύματος, αλλά επεκτείνεται και στους λοιπούς μασητήριους μύες και συχνά στους μύες του αυχένα, του τραχήλου και της ωμοπλάτης.

Η απάντηση δίδεται από το σχήμα: 4.26. Πιο συγκεκριμένα, για να συγκρατηθεί ο κόνδυλος στην ολισθηρή και επικλινή επιφάνεια του αρθρικού φύματος δεν αρκεί μόνο η οριζόντια έλξη του έξω πτερυγοειδή μυ, αλλά απαιτούνται επιπλέον έλξεις και στηρίξεις, από το μασητήρα και τον έσω πτερυγοειδή και την κατακόρυφη μοίρα του κροταφίτη. Στην καλύτερη κατανόηση αυτού βοηθά ο τρόπος πρόσδεσης των καραβιών στις αποβάθρες των λιμανιών. Έχουν πάντα τρία σημεία πρόσδεσης: άγκυρα στην πλήρη και δύο διαγώνια παλαμάρια στην πρύμνη.



Σχήμα: 4.26.: Για να συγκρατηθεί ο κόνδυλος στην επικλινή επιφάνεια του αρθρικού φύματος δεν αρκεί η συστολή του έξω πτερυγοειδή μυ, αλλά απαιτείται συστολή και των άλλων μασητηρίων μυών.

Επιπλέον, είναι γνωστό, ότι ουδείς μυς δύναται να λειτουργεί ανεξάρτητα από τους άλλους μύες. Όταν μία ομάδα σκελετικών μυών συστέλλεται για να μεταβάλλει τη θέση ενός μέλους του σώματος, μία άλλη ομάδα μυών θα πρέπει να χαλαρώνει. Το γεγονός ότι η πρόωρη επαφή στο τόξο περιστροφής γύρω από τον οριζόντιο άξονα μεταβάλλει τη θέση ανάπαυσης της γνάθου, κάνει τα άτομα με τις πρόωρες επαφές να σκύβουν ελαφρώς το κεφάλι τους, έτσι ώστε να διευκολύνεται η ανεύρεση μίας νέας θέσης ανάπαυσης της γνάθου. Σκύψιμο όμως της κεφαλής, σημαίνει εμπλοκή του στερνοκλειδομαστοειδή και ακόμη εμπλοκή των μυών του αυχένα.

Τα παραπάνω τα έχουν προσεγγίσει οι ορθοπαιδικοί και οι φυσιοθεραπευτές, οι οποίοι έχουν θεσπίσει αποτελεσματικούς εργονομικούς κανόνες. Δίδουν οδηγίες για το πώς πρέπει να καθόμαστε στο χώρο εργασίας και πού πρέπει να τοποθετείται π.χ. το πληκτρολόγιο και η οθόνη του υπολογιστή για να αποφεύγονται πόνοι στην πλάτη και τον αυχένα.

Στα σχήματα: 4.27., 4.28., 4.29., 4.30., 4.31., 4.32., 4.33. και 4.34. που ακολουθούν παρακάτω παρουσιάζεται το T-Scan σε συνδυασμό με το ηλεκτρομυογράφημα.



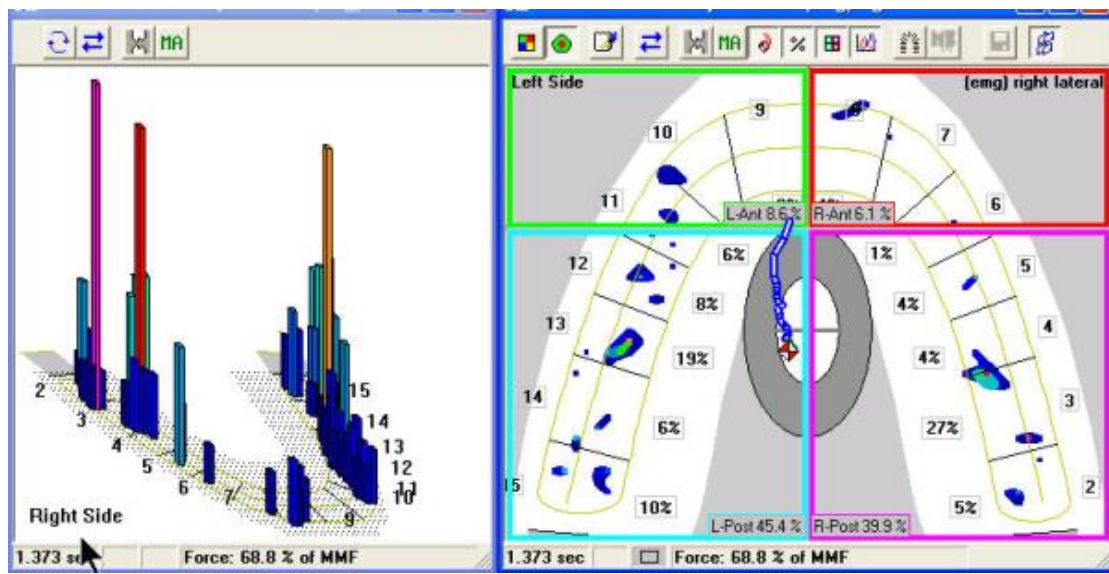
Σχήμα: 4.27.: . Με το ηλεκτρομυογράφημα εξετάζεται η ηλεκτρική δραστηριότητα των νευρών και των μυών. Έτσι διαπιστώνεται, αν υπάρχει κάποιο πρόβλημα, που είναι το πρόβλημα και τι βαρύτητα έχει. Παράλληλα, το T-Scan αξιολογεί την ισορροπία της σύγκλεισης.



Σχήμα: 4.28.: Τα σημεία όπου εφαρμόζονται τα επιφανειακά “αυτοκόλλητα” ηλεκτρόδια τα οποία μεταφέρουν στιγμιαία ηλεκτρικό ρεύμα στα εξεταζόμενα σημεία - στους μύες, προκειμένου να ελεγχθεί η ηλεκτρική δραστηριότητα των μυών κατά την ηρεμία και κατά την σύσπαση.



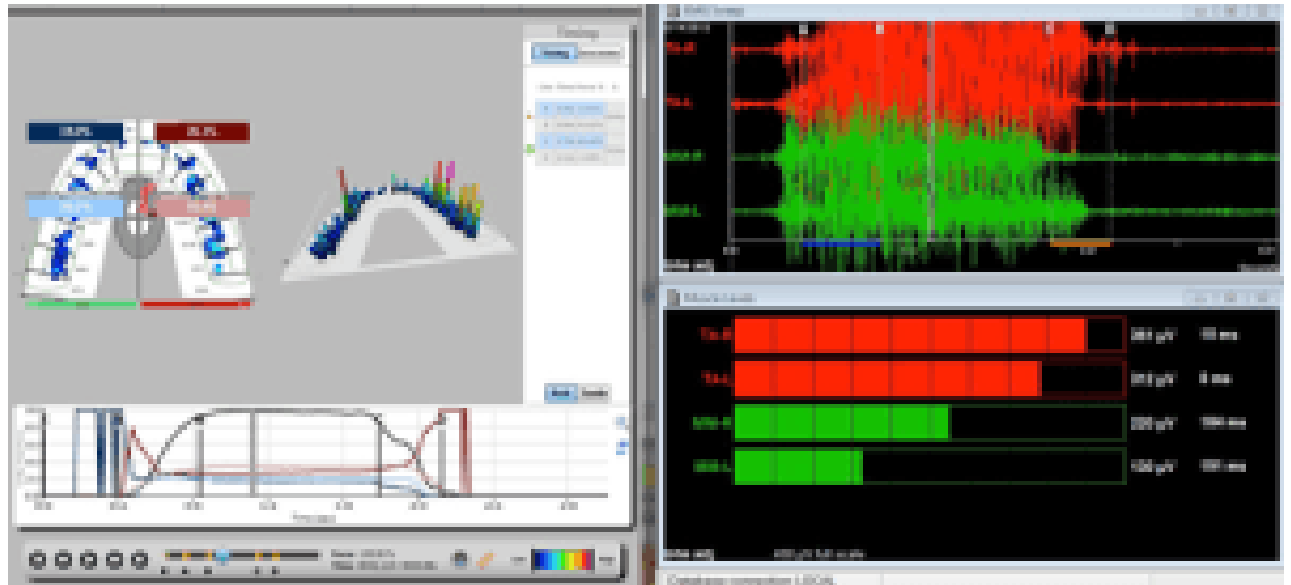
Σχήμα: 4.29.: Με το ηλεκτρομυογράφημα εξετάζεται η ηλεκτρική δραστηριότητα των νεύρων και των μυών. Έτσι διαπιστώνεται, αν υπάρχει κάποιο πρόβλημα, που είναι το πρόβλημα και τι βαρύτητα έχει. Παράλληλα, το T-Scan αξιολογεί την ισορροπία της σύγκλισης.



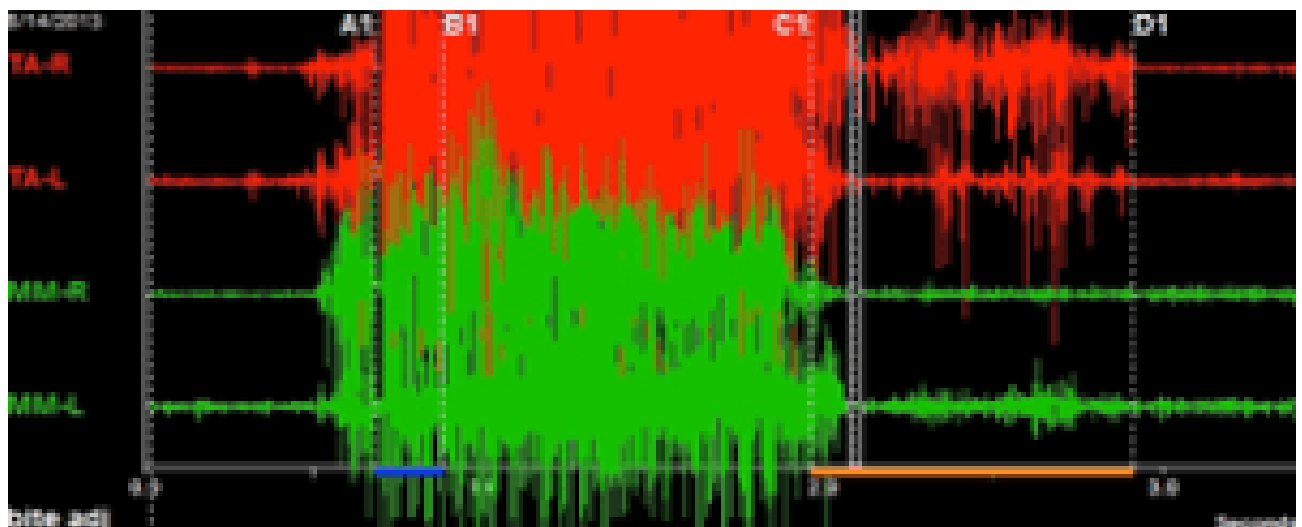
Σχήμα: 4.30.: Αναπαράσταση των οδοντικών μασητικών δυνάμεων - πιέσεων μέσω του T-Scan, αξιολόγηση της ισορροπίας της σύγκλισης .



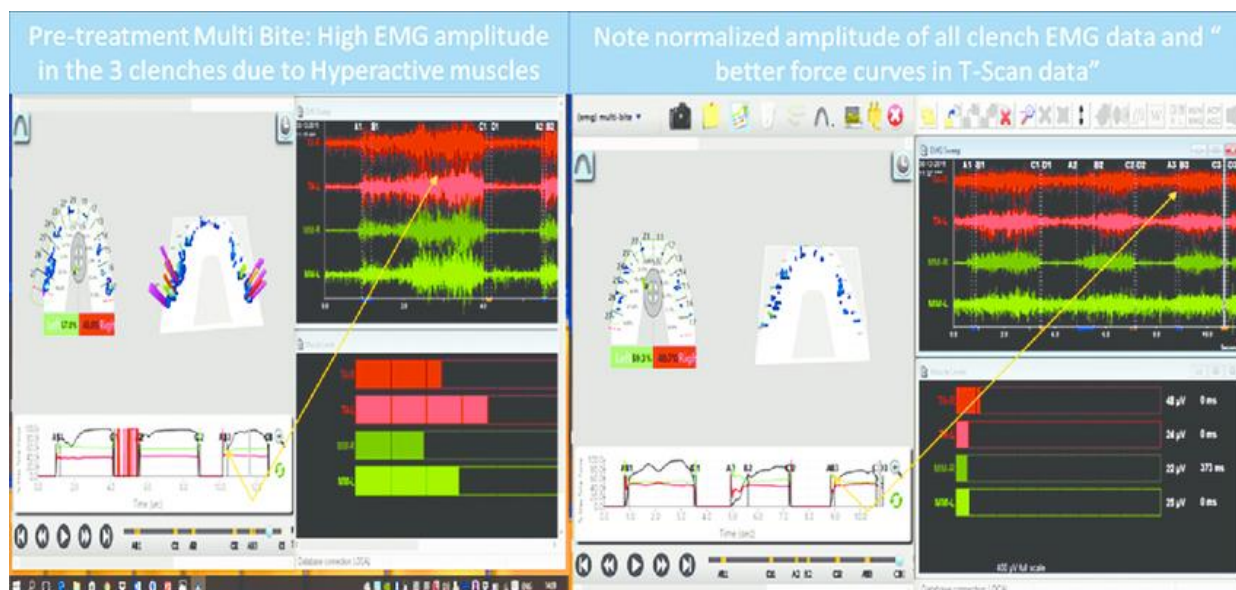
Σχήμα: 4.31.: Με το ηλεκτρομυογράφημα εξετάζεται η ηλεκτρική δραστηριότητα των νεύρων και των μυών. Έτσι διαπιστώνεται, αν υπάρχει κάποιο πρόβλημα, που είναι το πρόβλημα και τι βαρύτητα έχει. Παράλληλα, το T-Scan αξιολογεί την ισορροπία της σύγκλεισης. Στην ασθενή έχουν εφαρμοστεί τα επιφανειακά “αυτοκόλλητα” ηλεκτρόδια τα οποία μεταφέρουν στιγμιαία ηλεκτρικό ρεύμα στα εξεταζόμενα σημεία προκειμένου να ελεγχθεί η ηλεκτρική δραστηριότητα των μυών κατά την ηρεμία και κατά την σύσπαση.



Σχήμα: 4.32.: Αναπαράσταση των οδοντικών μασητικών δυνάμεων - πιέσεων μέσω του T-Scan, αξιολόγηση της ισορροπίας της σύγκλεισης και ταυτόχρονη παρακολούθηση της μυϊκής δραστηριότητας μέσω του ηλεκτρομυογραφήματος.



Σχήμα:4.33.: Παρακολούθηση της μυϊκής δραστηριότητας μέσω του ηλεκτρομυογραφήματος. Το ηλεκτρομυογράφημα καταγράφει τη δραστηριότητα των μυών κατά την ηρεμία και κατά την σύσπαση.



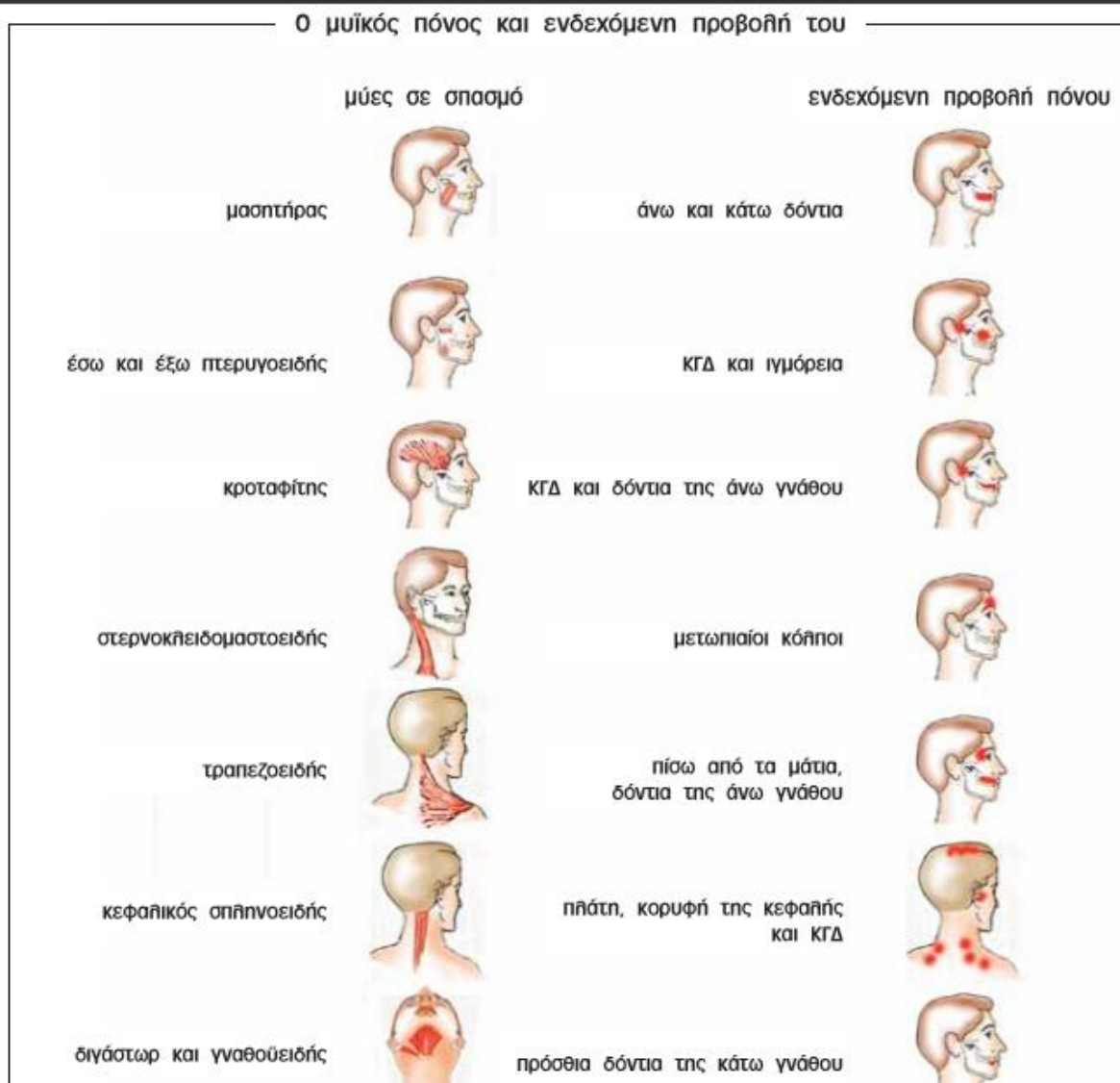
Σχήμα: 4.34.: Αναπαράσταση των οδοντικών μασητικών δυνάμεων - πιέσεων μέσω του T-Scan, αξιολόγηση της ισορροπίας της σύγκλεισης και ταυτόχρονη παρακολούθηση της μυϊκής δραστηριότητας μέσω του ηλεκτρομυογραφήματος.

Επιπροσθέτως, το πρόβλημα με τους μύες είναι ότι ο πόνος τους και συγκεκριμένα ο συγκλεισιομυϊκός πόνος, αυτός δηλαδή που προκαλείται από την παρατεταμένη άθροιση μυϊκών συστολών, από την τετανική συστολή και το μυϊκό κάματο, λόγω συγκλεισιακού κωλύματος, δεν εντοπίζεται συνήθως στην πηγή του, αλλά προβάλλεται κατά κανόνα σε άλλες ανατομικές περιοχές. Τούτο οφείλεται ενδεχομένως σε ατέλειες του νευρικού συστήματος και στο γεγονός ότι η πληροφορία μεταβιβάζεται συχνά μέσω αμύελων νευρικών ινών, με αποτέλεσμα να εκτρέπεται σε άλλες νευρικές ίνες και να προβάλλεται σε άλλες περιοχές. Παράλληλα, η ερευνητική δουλειά που έχει γίνει μέχρι τώρα στο συγκλεισιομυϊκό πόνο, έχει εντοπίσει πολλές περιοχές προβολής του πόνου των μασητήριων μυών και μυών του τραχήλου, του αυχένα και της ωμοπλάτης.

Αναφέρεται έτσι, ότι ο πόνος του μασητήρα προβάλλεται συνήθως στα άνω και κάτω δόντια, ο πόνος του έσω και έξω πτερυγοειδή προβάλλεται στα ιγμόρεια και την ΚΓΔ και ο πόνος του κροταφίτη προβάλλεται στην ΚΓΔ και στα δόντια της άνω γνάθου (σχήμα: 4.35.).

Επιπλέον, ο πόνος του στερνοκλειδομαστοειδή μυ προβάλλεται στους μετωπιαίους κόλπους, ο πόνος του τραπεζοειδή μυ προβάλλεται πίσω από τα μάτια και στα δόντια της άνω γνάθου και ο πόνος του κεφαλικού σπληνοειδή μυ προβάλλεται στην πλάτη, στην κορυφή της κεφαλής και στην ΚΓΔ.

Επίσης, στο σχήμα: 4.35. γίνεται αναφορά και στον πόνο του διαγίστορα και του γναθοϋοειδή μυ, ο οποίος προβάλλεται στα μπροστινά δόντια της κάτω γνάθου.



Σχήμα: 4.35.: Μύες σε σπασμό και ενδεχόμενη περιοχή προβολής της μυαλγίας.

Για να ενοχοποιηθεί βέβαια κάποιος μυς για πόνο που προβάλλεται στα δόντια, στην ΚΓΔ, στα ιγμόρεια, στους μετωπιαίους κόλπους ή στην κορυφή της κεφαλής, θα πρέπει αρχικά να βεβαιωθεί ότι δεν υφίσταται κάποια παθολογική εξεργασία στις περιοχές τούτες και έπειτα, ο υποθετικά ένοχος μυς θα πρέπει να δίδει κάποιο σημείο για την ενδεχόμενη εμπλοκή του. Το σημείο αυτό είναι κατά κανόνα η έντονη ευαισθησία του και ο πόνος που προκαλείται κατά την εξέταση της ψηλάφησης των μυών.

Με την ψηλάφηση των μυών μπορεί να αξιολογηθεί η σκληρότητά τους και να εξαχθούν συμπεράσματα για τη συστολική τους δραστηριότητα. Δύναται ακόμη να εντοπισθεί μυϊκή ευαισθησία, η οποία ενοχοποιεί τον ευαίσθητο μυ για εμπλοκή του στον πόνο ο οποίος προβάλλεται στα δόντια, στην ΚΓΔ, στα ιγμόρεια, στους μετωπιαίους κόλπους ή προβάλλεται σαν κεφαλαλγία.

Οι επιφανειακοί μύες, μασητήρας, κροταφίτης, στερνοκλειδομαστοειδής και κεφαλικός σπληνοειδής, είναι εύκολοι και προσιτοί στην ψηλάφηση (σχήμα: 4.36. και σχήμα: 4.37.). Ενώ, στον έσω πτερυγοειδή ψηλαφιέται, μόνο το πρόσθιο χείλος του. Πιο αναλυτικά, ασκείται πίεση με το δείκτη προς τα πίσω, στο σημείο που γίνεται η έμπαση της βελόνας κατά τη στελεχειαία αναισθησία του κάτω φατνιακού (σχήμα: 4.38.). Η δοκιμασία ψηλάφησης του έξω πτερυγοειδή γίνεται με πίεση στην ίδια περιοχή, αλλά με διεύθυνση προς τα επάνω (σχήμα: 4.39.).



Σχήμα: 4.36.: Η ψηλάφηση του κροταφίτη.



Σχήμα: 4.37.: Η ψηλάφηση του μασητήρα.



Σχήμα: 4.38.: Το βέλος δείχνει τη διεύθυνση της ασκούμενης πίεσης κατά την ψηλάφηση του πρόσθιου χείλους του έσω πτερυγοειδή.



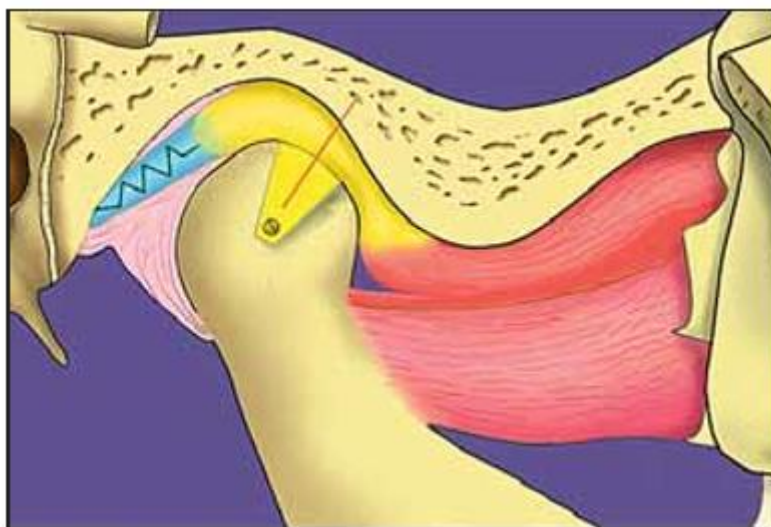
Σχήμα: 4.39.: Το βέλος δείχνει τη διεύθυνση της ασκούμενης πίεσης κατά την ψηλάφηση της κάτω μοίρας του έξω πτερυγοειδή.

4.3. Η κροταφογναθική διάρθρωση.

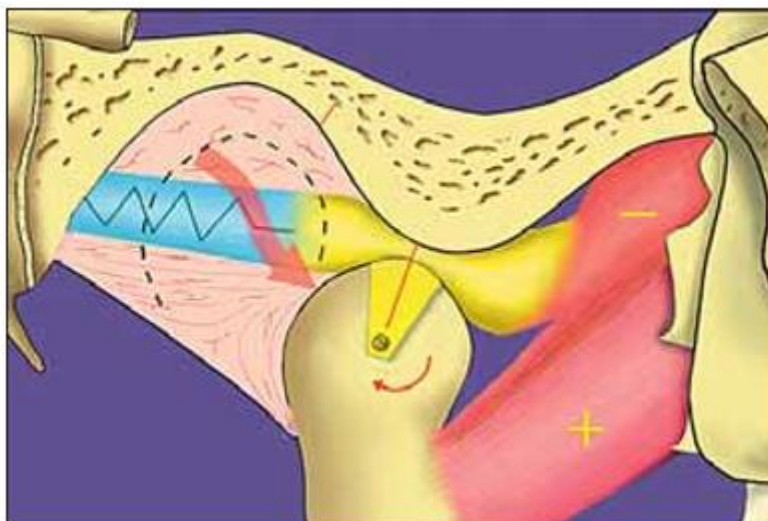
Καταρχάς, η κροταφογναθική άρθρωση ή διάρθρωση (ΚΓΑ ή ΚΓΔ) είναι άρθρωση του ανθρώπινου σώματος, βρισκόμενη στην περιοχή του κρανίου. Πιο συγκεκριμένα, είναι το στοιχείο που συνδέει τα δύο σκέλη της κρανιογναθικής λαβίδας δηλαδή, συνδέει το οστό της άνω γνάθου με το αντίστοιχο της κάτω γνάθου, εξυπηρετώντας πολλαπλές λειτουργίες του οργανισμού, όπως την ομιλία και τη μάσηση, καθώς και τα αντανακλαστικά της κατάποσης και του χασμουρητού. Εξωτερικά, η ΚΓΔ μπορεί να ανιχνευθεί ακριβώς μπροστά από τον τράγο του ωτός (αυτιού), όπου η κίνησή της γίνεται ιδιαίτερος αντιληπτή, κατά το ανοιγοκλείσιμο του στόματος. Τα κύρια ανατομικά στοιχεία της ΚΓΔ είναι η αρθρική επιφάνεια του κροταφικού που βρίσκεται μπροστά από τον ακουστικό πόρο και η αρθρική επιφάνεια του κονδύλου της κάτω γνάθου.

Πιο αναλυτικά, η αρθρική επιφάνεια του κροταφικού αποτελείται από μία κοίλη επιφάνεια, τον κροταφικό βόθρο ή θόλο, μέσα στον οποίο φωλιάζει και ισορροπεί ο κόνδυλος. Μπροστά και κάτω, ο θόλος αυτός μεταβαίνει σε μία κυρτή επιφάνεια, το αρθρικό φύμα, πάνω στο οποίο ολισθαίνει ο κόνδυλος κατά της λειτουργικές του διαδρομές.

Την αρθρική επιφάνεια του κονδύλου τη χαρακτηρίζει η κυρτότητα, η οποία σε συνδυασμό με τον παρεμβαλλόμενο διάρθριο δίσκο βρίσκεται σε τέλεια αναλογία με την αρθρική επιφάνεια του κροταφικού. Έτσι, όταν ο κόνδυλος φωλιάζει μέσα στο θόλο του κροταφικού, τότε η έμμεση επαφή των δύο οστών είναι πλήρης και ολοκληρωτική (σχήμα: 4.40). Ενώ, όταν η κυρτή επιφάνεια του κονδύλου προ-ολισθαίνει ή πλαγιολισθαίνει πάνω στην κυρτή επιφάνεια του αρθρικού φύματος, τότε η έμμεση επαφή των δύο οστών περιορίζεται στη μικρότερη δυνατή έκταση (σχήμα: 4.41.).



Σχήμα: 4.40.: Τα κύρια στοιχεία της ΚΓΔ, κόνδυλος, δίσκος και αρθρική επιφάνεια του κροταφικού, σε τέλεια μεταξύ τους συναρμογή.



Σχήμα: 4.41.: Οι σχέσεις των κύριων στοιχείων της ΚΓΔ σε λειτουργική διαδρομή προολίσθησης.

Όπως σε όλες τις αρθρώσεις, έτσι και εδώ οι αρθρικές επιφάνειες των δύο οστών της ΚΓΔ επενδύονται με κάποιον αρθρικό ιστό και περιβάλλονται με μία κάψα από ινώδη ιστό η οποία δημιουργεί κλειστή κοιλότητα μέσα στην οποία παράγεται αρθρικό υγρό. Το υγρό αυτό θεωρείται ως το φυσικό λιπαντικό που περιορίζει τις φθορές από τις τριβές των αρθρικών επιφανειών των οστών. Η αρθρική κάψα (αρθρικός θύλακος) ενισχύεται μηχανικά από τους συνδέσμους που περιγράφει η ανατομική, τον έξω πλάγιο σύνδεσμο, ο οποίος εκφύεται από τμήμα της έξω επιφάνειας του ζυγωματικού και τα κατώτερα εξωτερικά όρια του αρθρικού φύματος και καταφύεται στα εξωτερικά και οπίσθια όρια του αυχένα του κονδύλου της κάτω γνάθου, τον έσω πλάγιο ή σφηνογναθικό σύνδεσμο, ο οποίος εκφύεται από την άκανθα του σφηνοειδούς οστού και καταφύεται στη γλωσσίδα και τα όρια του τμήματος του κάτω γναθικού νεύρου, και τον στυλογναθικό σύνδεσμο, ο οποίος αποτελεί πάχυνση της προσωπικής περιτονίας και εκτείνεται μεταξύ της στυλοειδούς απόφυσης του κροταφικού και της γωνίας της κάτω γνάθου και των οπισθίων ορίων του κλάδου της κάτω γνάθου.

Παράλληλα, η ΚΓΔ είναι μία μοναδική άρθρωση που δεν συναντάται σε καμία άλλη περιοχή του σώματος. Τα στοιχεία που την κάνουν μοναδική είναι τέσσερα. Παρακάτω παρατίθενται τούτα τα στοιχεία.

Το πρώτο στοιχείο λοιπόν, είναι το γεγονός ότι οι αρθρικές της επιφάνειες δεν καλύπτονται από τον κατεξοχήν αρθρικό ιστό, τον υαλοειδή χόνδρο, αλλά από ανθεκτικότερο και κατώτερης διαφοροποίησης πυκνό και ινώδη συνθετικό ιστό, από τον οποίο δομούνται και οι βαλβίδες της καρδιάς. Το στοιχείο αυτό της δίνει την ικανότητα να ανθίσταται στις καταπονήσεις από τις μηχανικές δυνάμεις που αναπτύσσονται ασταμάτητα κατά τη μάσηση και κατάποση καθ' όλη τη διάρκεια της ζωής του ατόμου, αλλά και τη δυνατότητα της γρήγορης προσαρμογής της σε περιπτώσεις που αλλάζουν οι λειτουργικές της επιβαρύνσεις.

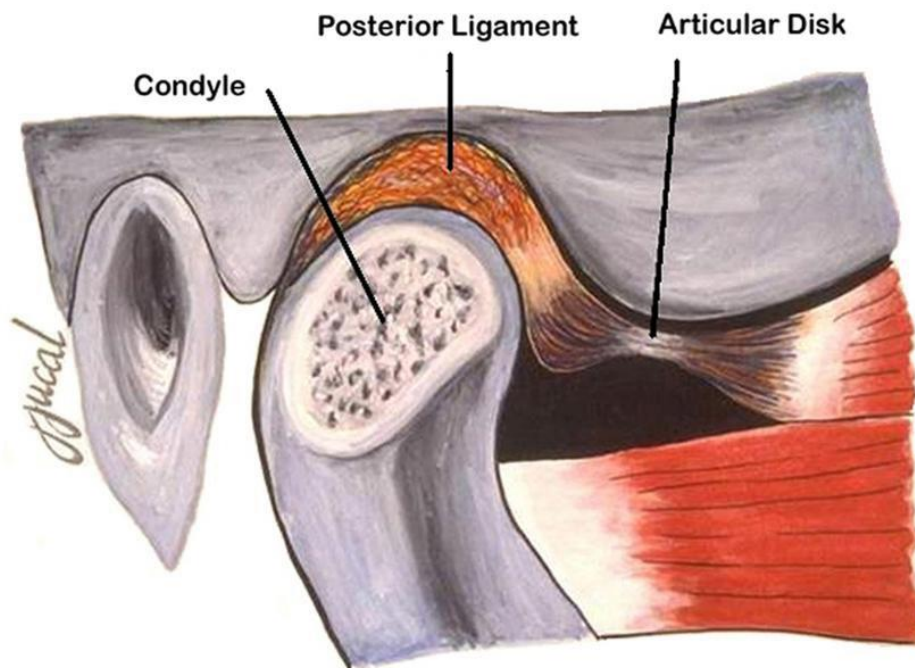
Εν συνεχεία, το δεύτερο στοιχείο είναι ότι, ενώ στην πραγματικότητα έχουμε δύο αρθρώσεις, μία δεξιά και μία αριστερά, το γεγονός ότι οι αρθρώσεις αυτές συνδέουν τις δύο αρθρικές επιφάνειες της κάτω γνάθου με το ενιαίο οστικό σύμπλεγμα των οστών της βάσεως του κρανίου, οι αρθρώσεις αυτές εκλαμβάνονται σαν μία και μοναδική άρθρωση (αμφίπλευρη ΚΓΔ). Τούτο ισχύει διότι, εκτός από τις περιπτώσεις της απόλυτης προολίσθησης και της καθαρής περιστροφής γύρω από τον οριζόντιο άξονα περιστροφής, δεν μπορεί να λειτουργεί το δεξιό τμήμα δίχως να κάνει το αριστερό, όχι την ισοδύναμη, αλλά την ανάλογη κίνηση διευκόλυνσης.

Το τρίτο στοιχείο που προσδίδει μοναδικότητα και ιδιαιτερότητα στην ΚΓΔ είναι ο αμφίκυκλος διάρθριος δίσκος που παρεμβάλλεται μεταξύ του κονδύλου και της αρθρικής επιφάνειας του κροταφικού. Ο δίσκος αυτός κάνει την ΚΓΔ κάθε πλευράς να λειτουργεί σαν δύο ξεχωριστές αρθρώσεις, την άνω και την κάτω. Πιο συγκεκριμένα, η άνω διευκολύνει την προ-ολίσθηση και πλαγιολίσθηση του συμπλέγματος κόνδυλος-δίσκος στην αρθρική επιφάνεια του κροταφικού, ενώ η κάτω δίδει τη δυνατότητα περιστροφής του κονδύλου στην κάτω επιφάνεια του δισκού.

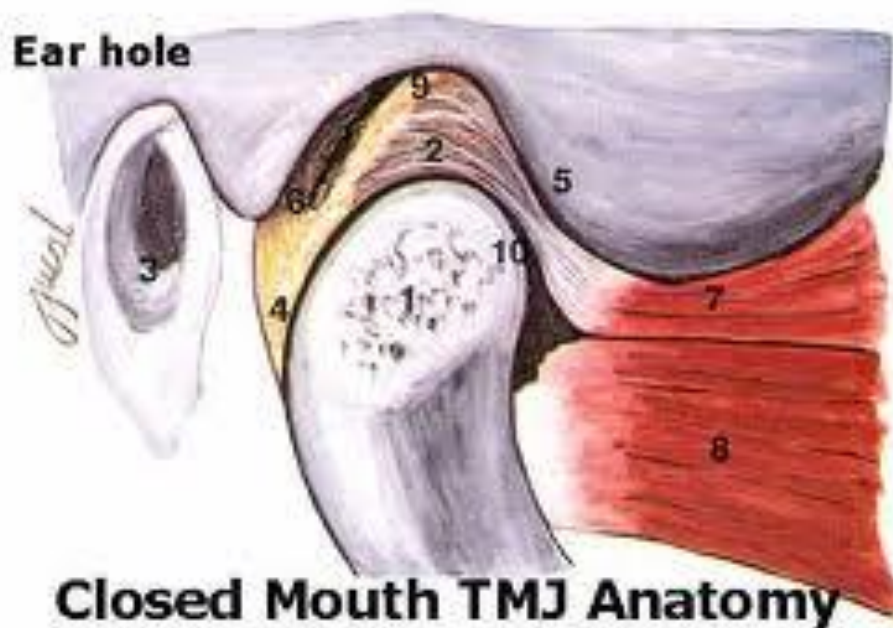
Επιπλέον, η δυνατότητα περιστροφής του κονδύλου με ταυτόχρονη μεταφορική κίνηση προ-ολίσθησης και πλαγιολίσθησης διαμεσολαβείται μέσα από την παρουσία και λειτουργία του έξω και έσω κονδυλοδισκικού συνδέσμου. Ο δίσκος δηλαδή, συνδεόμενος με τον κόνδυλο μέσω του έσω και έξω κονδυλοδισκικού συνδέσμου, αναγκάζεται να ακολουθεί τον κόνδυλο σε όλες τις μεταφορικές του διαδρομές.

Μερικές φορές όμως ο δίσκος δεν ακολουθεί την κίνηση του κονδύλου γιατί έχουν καταστραφεί οι σύνδεσμοι που τον κρατούν στη θέση του λόγω τραυματισμού ή λόγω σφιξίματος και τριξίματος των δοντιών (βρυγμός). Το πιο συνηθισμένο είναι να γλυστράει μπροστά απ'τον κόνδυλο (πρόσθια μετατόπιση του δίσκου). Εάν έχει συμβεί αυτό τότε συχνά αναπηδά στη θέση του καθώς η κάτω γνάθος ανοίγει και τότε ακούγεται ένα χαρακτηριστικό κλικ. Άλλες φορές δεν γλυστράει στη θέση του οπότε μπλοκάρει και κλειδώνει την κίνηση της κάτω γνάθου και όταν αυτή κλείνει κάποια στιγμή σιωπηλά επανέρχεται στη θέση του.

Όταν συμβαίνει αυτό τότε οι αρθρικές επιφάνειες έρχονται σε άμεση επαφή μεταξύ τους και δέχονται πιέσεις μη φυσιολογικές γι'αυτές. Αυτό μπορεί να εκδηλώνεται ως πόνος στα νεύρα και να προκαλείται μία φλεγμονώδης αντίδραση από τα αγγεία. Και εάν σχιστεί αυτός ο ιστός το πιο συνηθισμένο εύρημα δεν είναι ο πόνος αλλά το κλικ που ακούγεται ή η μη ομαλή κίνηση της γνάθου. Στο σχήμα: 4.42, παρουσιάζεται η πρόσθια μετατόπιση του διαρθρίου δίσκου με επαναφορά. Ενώ, στο σχήμα: 4.43, παρουσιάζεται η φυσιολογική ανατομία της ΚΓΔ. Η δυσλειτουργία της ΚΓΔ αφορά σε προβλήματα της γνάθου, της άρθρωσης και των μασητήριων μυών που κινούν την κάτω γνάθο.



Σχήμα: 4.42.: Πρόσθια μετατόπιση του διαρθρίου δίσκου με επαναφορά (δηλ. αναστρέψιμη): ο δίσκος βρίσκεται ελαφρώς μετατοπισμένος προς τα εμπρός σε σχέση με την κεφαλή του κονδύλου σε κλειστή θέση στόματος.



Σχήμα: 4.43.: Σχηματική απεικόνιση της φυσιολογικής ανατομίας της ΚΓΔ σε κλειστή θέση στόματος. **1:** κεφαλή κονδύλου κάτω γνάθου, **2:** ο διάρθριος δίσκος, **9:** κροταφική γλήνη (κούλιανση στο κροταφικό οστό του κρανίου εντός της οποίας εδράζει ο κόνδυλος με το δίσκο), **5:** πρόσθιο αρθρικό φύμα (πρόσθιο όριο της κροταφικής γλήνης), **7,8:** οι δύο κεφαλές του έξω πτερυγοειδούς μύος μετατόπιση.

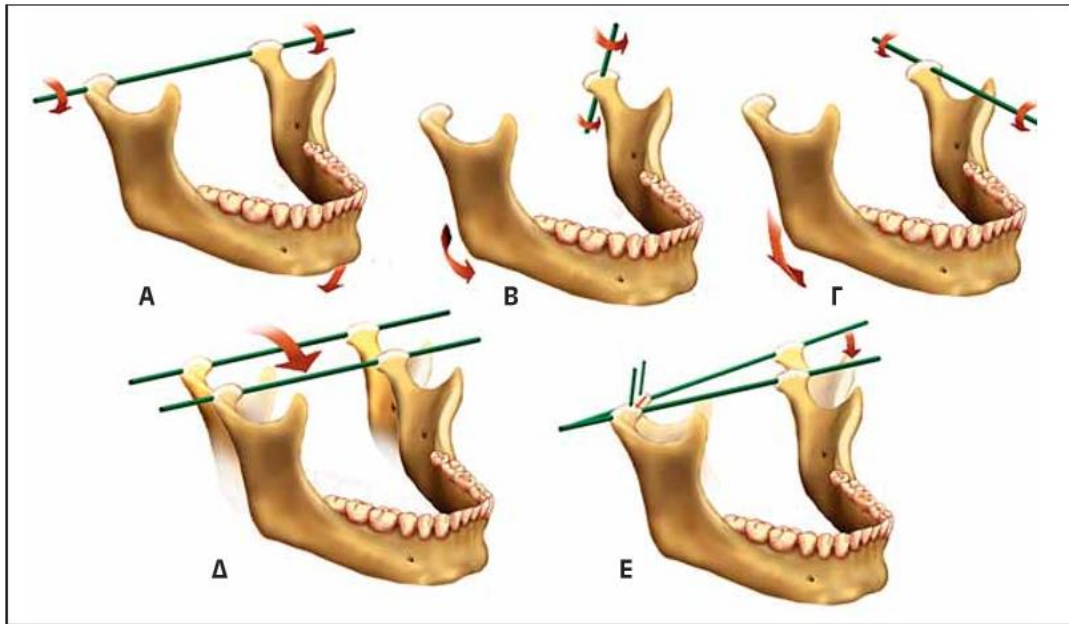
Τα οπίσθια όρια του δίσκου συνδέονται επίσης με τα οπίσθια τοιχώματα της αρθρικής κοιλότητας μέσω του οπισθοδισκικού συνδέσμου, ο οποίος είναι πλούσιος σε ελαστικές ίνες. Το στοιχείο αυτό, οι ελαστικές ίνες, είναι το κλειδί που βοηθά στην κατανόηση των ενδοαρθρικών προβλημάτων της ΚΓΔ κατά τη δυσλειτουργία του ΣΓΣ.

Οι ελαστικές αυτές ίνες δίδουν τη δυνατότητα στον οπισθοδισκικό σύνδεσμο να διατείνεται και στο δίσκο την ελευθερία να ακολουθεί τον κόνδυλο κατά τη μεταφορική του προ-ολίσθηση (σχήμα: 4.41.). Επίσης, ο οπισθοδισκικός σύνδεσμος, με τη συνεχή και μόνιμη έλξη που ασκεί στο δίσκο, τον βοηθά να ακολουθεί τον κόνδυλο κατά την οπισθολίσθηση, κατά την επαναφορά του δηλαδή στην αρχική θέση εκκίνησης.

Σημαντικός ακόμη στην ισορροπία του δίσκου είναι ο ρόλος της άμεσης ή έμμεσης πρόσφυσης, στα μπροστινά του όρια, περιορισμένου αριθμού μυϊκών δεσμίδων της άνω μοίρας του έξω πτερυγοειδή μυ. Οι μυϊκές αυτές δεσμίδες συμπεριφέρονται και λειτουργούν τελείως διαφορετικά από τις υπόλοιπες δεσμίδες και των δύο μοιρών του έξω πτερυγοειδή.

Όταν το σύνολο των μυϊκών δεσμίδων του έξω πτερυγοειδή συστέλλεται προκειμένου να φέρει τον κόνδυλο μπροστά ή πλάγια, τότε οι μυϊκές ίνες της άνω μοίρας που καταφύονται στο δίσκο χαλαρώνουν. Ενώ, όταν ο έξω πτερυγοειδής χαλαρώνει για να επιτρέψει στον κόνδυλο να έλθει προς τα πίσω, με την έλξη της οριζόντιας μοίρας του κροταφίτη, τότε, οι ίνες της άνω μοίρας του έξω πτερυγοειδή που καταφύονται στα πρόσθια όρια του δίσκου συστέλλονται. Με τον τρόπο αυτό, από τη μία μεριά η έλξη του δίσκου από τις ίνες του έξω πτερυγοειδή αποτρέπει την εκτόπιση του δίσκου εντός του χώρου των οπισθοδισκικών ιστών κατά την οπισθολίσθηση του κονδύλου και από την άλλη, η χαλάρωση των ινών του έξω πτερυγοειδή που καταφύονται στα πρόσθια όρια του δίσκου αποτρέπει την προς τα εμπρός εκτόπιση του δίσκου κατά τη φάση της προ-ολίσθησης.

Η ιδιαίτερη τούτη δομή της ΚΓΔ εξασφαλίζει στην κάτω γνάθο μεγάλη ελευθερία κινήσεων, παρά το γεγονός ότι το αμφίπλευρο αυτής αποτελεί ανασχετικό παράγοντα. Ανάλυση των σύνθετων κινήσεων της κάτω γνάθου (κινήσεις περιστροφής και κινήσεις μεταφοράς) δίδει το σχήμα: 4.44. το οποίο ακολουθεί παρακάτω.



Σχήμα: 4.44.: Οι κινήσεις της κάτω γνάθου: **A:** περιστροφή γύρω από οριζόντιο άξονα, **B:** περιστροφή γύρω από κατακόρυφο άξονα, **Γ:** περιστροφή γύρω από οβελιαίο άξονα, **Δ:** μεταφορική κίνηση κατά την προσλίσθηση και **E:** μεταφορική κίνηση κατά την πλαγιολίσθηση.

Τέλος, το τέταρτο στοιχείο που καθιστά την ΚΓΔ μοναδική, είναι ότι τα οστά τα οποία αρθρώνει φέρουν τα δόντα. Αυτά, με τη θέση και τη διάταξη που καταλαμβάνουν στο χώρο, επηρεάζουν τη λειτουργία των μυών και ολόκληρου του ΣΓΣ.

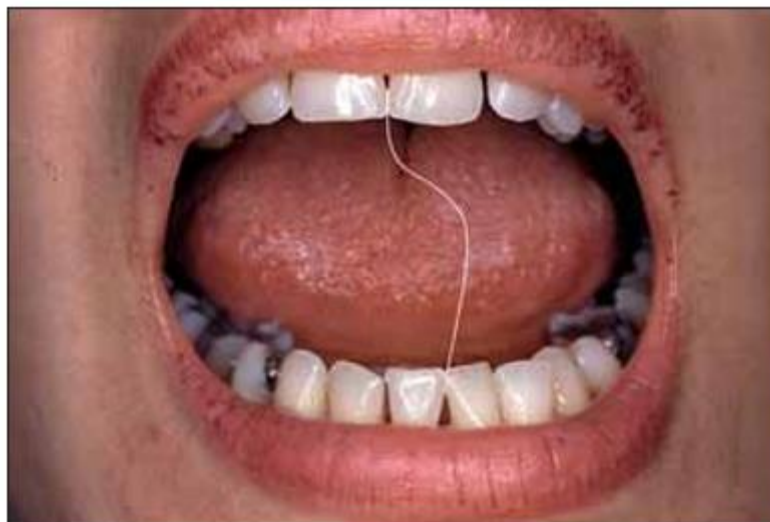
4.3.(1). Η εξέταση της κροταφογναθικής διάρθρωσης.

Καταρχάς, η εξέταση της απρόσιτης ουσιαστικά για τον κλινικό οδοντίατρο, ΚΓΔ επιβάλλεται, τόσο για την αξιολόγηση πιθανής αποδιοργάνωσής της από τη συγκλεισιακή δυσαρμονία και δυσλειτουργία, όσο και για τη διαλεύκανση του ενδεχόμενου βαθμού συμμετοχής της στον πόνο που προβάλλεται στην περιοχή της. Οι κύριες πρακτικές λοιπόν, για την εξέταση της ΚΓΔ είναι η επισκόπηση, η ψηλάφηση, η ακτινογραφία, η ακρόαση και η δοκιμασία φόρτισης του κονδύλου.

Με την επισκόπηση ελέγχεται ενδεχόμενη ερυθρότητα και οίδημα της δερματικής περιοχής της ΚΓΔ, σε σπάνιες περιπτώσεις τραυματικής φλεγμονής. Εκείνο που ελέγχεται κυρίως με την επισκόπηση και φαίνεται ευκρινώς στη δερματική περιοχή της ΚΓΔ, είναι η αναπήδηση του κονδύλου κατά τη διάνοιξη του στόματος σε περιπτώσεις εκτόπισης του κονδύλου. Παράλληλα, η αναπήδηση αυτή επιβεβαιώνεται με την ψηλάφηση της ΚΓΔ κατά το άνοιγμα του στόματος (σχήμα: 4.45.) και αποκαλύπτεται επίσης με την απότομη αλλαγή της πορείας της γνάθου κατά τη διάνοιξη του στόματος (σχήμα: 4.46.) και κατά την προς τα εμπρός κίνηση της γνάθου. Επιπροσθέτως, ελαφρύς πόνος κατά την ψηλάφηση της ΚΓΔ υποδηλώνει κάποιο βαθμό φλεγμονής. Ενώ, έντονος πόνος παρατηρείται σε περιπτώσεις τραυματικής φλεγμονής.



Σχήμα: 4.45.: Με την ψηλάφηση της ΚΓΔ κατά το άνοιγμα και κλείσιμο του στόματος, μπορεί να διαπιστωθεί η αναπήδηση του κονδύλου.



Σχήμα: 4.46.: Η απότομη αλλαγή της πορείας της γνάθου κατά το άνοιγμα του στόματος, αποδίδεται στην αναπήδηση του κονδύλου.

Εν συνεχεία, η ακουστική εξέταση της ΚΓΔ έχει μεγάλη διαγνωστική αξία. Πιο αναλυτικά, στηρίζεται στην παραγωγή ήχων κατά την περιστροφή ή μεταφορική κίνηση του κονδύλου, στις περιπτώσεις που έχει αρχίσει αποδιοργάνωση των στοιχείων της άρθρωσης. Έτσι, η φυσιολογική άρθρωση δεν δίδει ηχητικό σήμα κατά τη λειτουργία της. Σε περιπτώσεις εκτόπισης του δίσκου ακούγονται ευκρινώς τα γνωστά χαρακτηριστικά κλίκιγκ κατά τη διάνοιξη και το κλείσιμο του στόματος. Αυτά σχετίζονται με την απότομη αναπήδηση του κονδύλου στην επιφάνεια του δίσκου που έχει εκτοπισθεί μπροστά και με την απότομη επίσης πτώση του κονδύλου από τα οπίσθια όρια του δίσκου στον οπισθοδισκικό χώρο. Σε περίπτωση που ο κόνδυλος τρίβεται πάνω σε τραυματισμένες ή αναγεννημένες επιφάνειες του αρθρικού υμένα που επενδύει την κοιλότητα της άρθρωσης, παράγονται ήχοι παρόμοιοι με τον ήχο του ξυσίματος σε επιφάνεια αδρού χαρτιού. Ενώ, ήχοι τριβής οστικών επιφανειών παράγονται στις περιπτώσεις οστεοαρθρίτιδας.

Η **ακουστική εξέταση της ΚΓΔ** γίνεται με το σύνηθες **ιατρικό στηθοσκόπιο** (σχήμα: 4.47.). Καλύτερη ακόμη ακρόαση δίδει η **εξέταση με συσκευή Doppler**, η οποία στηρίζεται στην αντανάκλαση υπέρηχων (σχήμα: 4.48.). Τούτη ενισχύει στην ουσία την ένταση των ήχων της άρθρωσης (με αυτή ακούγεται ακόμη και το φύσημα που δημιουργεί η είσοδος του αίματος στο χώρο των οπισθοδισκικών ιστών κατά τη διάνοιξη του στόματος). Το βασικό εν τούτοις πλεονέκτημα της συσκευής Doppler, εν συγκρίσει με το στηθοσκόπιο, είναι ότι περιορίζεται στην εξεταζόμενη άρθρωση και αποκλείει τους ήχους της άρθρωσης της άλλης πλευράς.



Σχήμα: 4.47.: Η ακουστική εξέταση της ΚΓΔ με το ιατρικό στηθοσκόπιο.

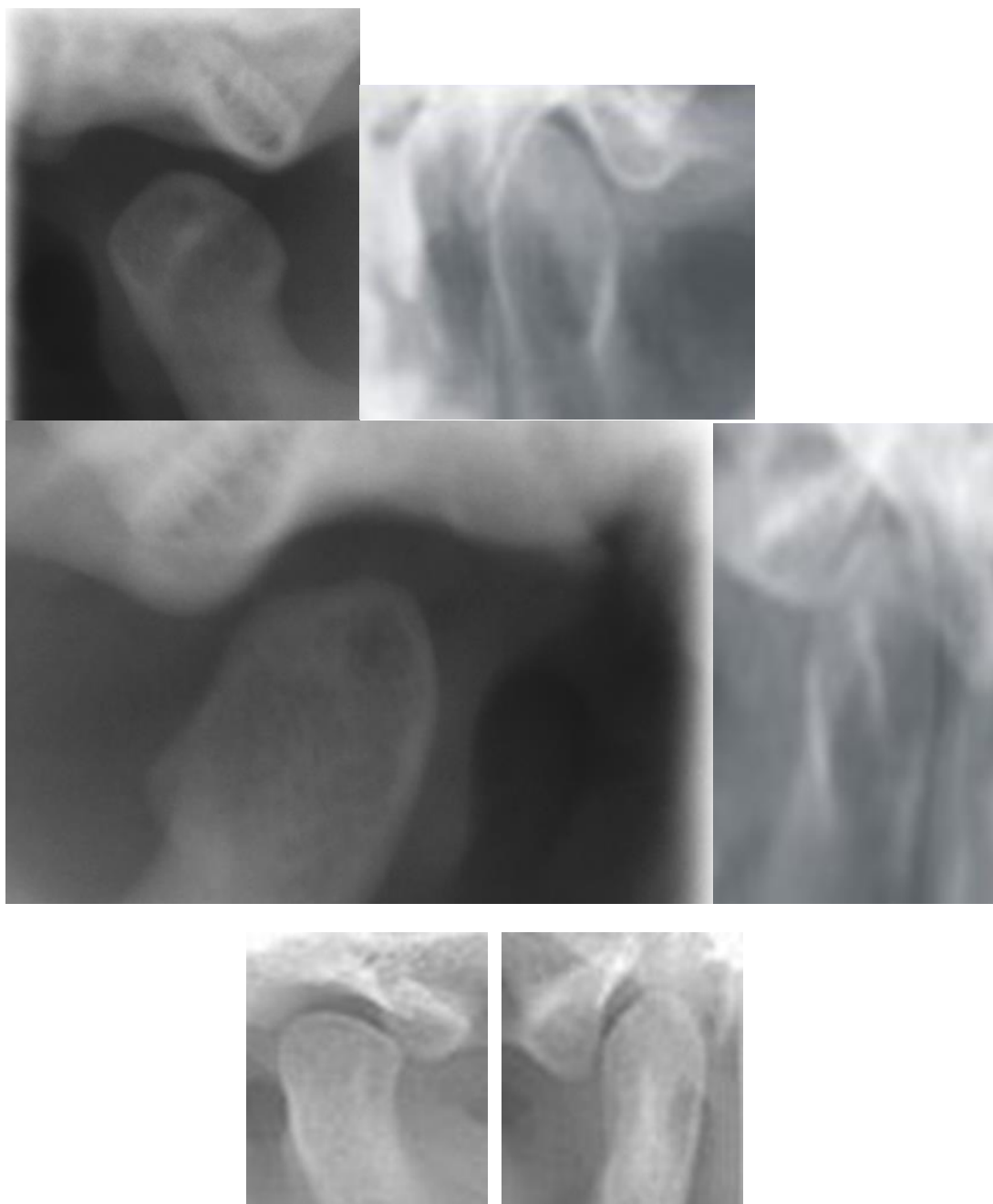


Σχήμα: 4.48.: Η ακουστική εξέταση της ΚΓΔ με συσκευή Doppler αποκλείει τους ήχους της άλλης άρθρωσης.

Επιπλέον, η ακτινογραφία δίδει κυρίως έμμεσα και συνήθως περιορισμένα διαγνωστικά στοιχεία για την ΚΓΔ. Η πανοραμική ακτινογραφία δίδει ευκρινή εικόνα της ΚΓΔ, αλλά τούτο που σκιαγραφείται σε αυτή σαν πρόσθια όρια του κονδύλου αντιστοιχεί στον εξωτερικό πόλο του και τούτο που σκιαγραφείται σαν οπίσθια όρια, αντιστοιχεί στον εσωτερικό πόλο του κονδύλου (σχήμα: 4.49. και σχήμα: 4.50.).



Σχήμα: 4.49.: Η σκιαγράφιση της ΚΓΔ με την πανοραμική ακτινογραφία.



Σχήμα: 4.50.: Η σκιαγράφιση της ΚΓΔ με την πανοραμική ακτινογραφία.

Έμμεσες αλλά πιο ουσιαστικές πληροφορίες δίδει πάντα η διακρανική ακτινογραφία (σχήμα: 4.51.). Η απόσταση του κονδύλου από την επιφάνεια του αρθρικού φύματος, δίδει έμμεσες πληροφορίες για την κατάσταση και τη θέση του δίσκου. Πιο συγκεκριμένα, η μείωση της μεταξύ του κονδύλου και του κροταφικού οστού απόστασης συνηγορεί για διάτρηση και εκτόπιση του δίσκου. Ενώ, η παντελής απώλεια του μεταξύ των δύο οστών χώρου αποτελεί ένδειξη για οστεοαρθρίτιδα.



Σχήμα: 4.51.: Η διακρανική ακτινογραφία της ΚΓΔ.

Επιπροσθέτως, η εξέταση κλειδί, η οποία καθορίζει εάν ο προβαλλόμενος στην άρθρωση πόνος έχει ενδοαρθρική ή εξωαρθρική προέλευση, είναι η δοκιμασία φόρτισης του κόνδylου. Πιο αναλυτικά, συνίσταται στην άσκηση ισχυρής πίεσης στον κόνδυλο κατά την αμφίπλευρη καθοδήγηση της γνάθου και αφού επιβεβαιωθεί ότι ο κόνδυλος βρίσκεται στην κεντρική σχέση (σχήμα: 4.52. και σχήμα: 4.53.)



Σχήμα: 4.52.: Η δοκιμασία φόρτισης του κόνδυλου συνίσταται στην άσκηση ισχυρής πίεσης στον κόνδυλο όταν αυτός βρίσκεται στην κεντρική σχέση.



Σχήμα: 4.53.: Όταν ο δίσκος καλύπτει τον κόνδυλο, η δοκιμασία φόρτισης αποβαίνει αρνητική. Το ίδιο ισχύει και στην περίπτωση ψευτοδίσκου.

Η δοκιμασία φόρτισης του κόνδυλου στηρίζεται στο γεγονός ότι ο δίσκος και ο πυκνός συνδετικός ιστός που καλύπτει τις αρθρικές επιφάνειες του κόνδυλου και του κροταφικού οστού, στερούνται αισθητικών νευρικών ινών και στο γεγονός ότι όταν ο κόνδυλος βρίσκεται στην κεντρική σχέση, οποιαδήποτε πίεση και αν ασκηθεί στον κόνδυλο δεν προκαλείται πόνος. Φώλιασμα του κόνδυλου στην κεντρική σχέση και πόνος είναι στοιχεία ασυμβίβαστα.

Έτσι, πόνος κατά τη δοκιμασία φόρτισης του κόνδυλου σημαίνει, ή ότι ο κόνδυλος βρίσκεται εκτός κεντρικής σχέσης και ότι με την άσκηση πίεσης ασκείται έμμεσα μεν αλλά ουσιαστικά έλξη στον έξω περυγοειδή μυ ο οποίος βρίσκεται ήδη σε συστολή, ή ότι ο κόνδυλος πιέζει τους νευροβριθείς οπισθοδισκικούς ιστούς.

Η δοκιμασία φόρτισης του κόνδυλου είναι μερικώς θετική σε περιπτώσεις μερικής εκτόπισης του δίσκου και εντόνως θετική σε περιπτώσεις πρόσφατης ολικής εκτόπισης του δίσκου κατά τις οποίες δεν έχουν ακόμη οργανωθεί οι οπισθοδισκικοί ιστοί σε πυκνό συνδετικό ιστό (ψευτοδίσκος), όπως και σε περιπτώσεις τραυματικής φλεγμονής της ΚΓΔ. Σε περιπτώσεις οστεοαρθρίτιδας η δοκιμασία φόρτισης του κόνδυλου είναι επίσης θετική, αλλά στις περιπτώσεις τούτες ο πόνος δεν είναι τόσο έντονος όπως στις προηγούμενες. Ωστόσο, εάν η δοκιμασία φόρτισης του κόνδυλου αποβεί αρνητική, τότε σημαίνει ότι ο πόνος που προβάλλεται στην ΚΓΔ είναι εξωαρθρικής αιτιολογίας και ενδεχομένως έχει συγκλεισιομυϊκή αιτιολογία και προέλευση.

Τα συμπεράσματα από την παραπάνω ενδελεχή εξέταση της ΚΓΔ μπορεί να συνηγορούν στα εξής:

- 1) ή για φυσιολογική ΚΓΔ,
- 2) ή για μερική εκτόπιση του δίσκου,
- 3) ή για πρόσφατη ολική εκτόπιση του δίσκου,
- 4) ή για παλαιά εκτόπιση του δίσκου και σχηματισμό ψευδοδίσκου,
- 5) ή για ολική εκτόπιση του δίσκου με διάτρηση και οστεοαρθρίτιδα,
- 6) ή τέλος, για τραυματική φλεγμονή των οπισθοδισκικών ιστών και οίδημα.

4.4. Η χρήση της ακτινογραφίας στην οδοντιατρική κλινική πράξη.

Καταρχάς, οι ακτινογραφίες (η απεικόνιση οργάνων με τη χρήση της τεχνολογίας των ακτίνων X), αποτελούν μεγάλο όπλο στη διάθεση του οδοντίατρου για τη διάγνωση οδοντιατρικών καταστάσεων σε σημεία που δεν φαίνονται οπτικά. Σαφώς και ότι αφορά την κατάσταση της επιφάνειας των δοντιών εξετάζεται με γυμνό μάτι. Όταν όμως πρέπει να γίνουν πιο πολύπλοκες διεργασίες ο οδοντίατρος θα πρέπει να έχει μια πλήρη εικόνα του δοντιού, τόσο εξωτερικά όσο και εσωτερικά, καθώς και την κατάσταση του οστού. Ο καλύτερος τρόπος λοιπόν, για να λάβει ο οδοντίατρος μια πλήρη εικόνα των δοντιών είναι η πανοραμική ακτινογραφία. Έτσι, ο οδοντίατρος σε μια πανοραμική ακτινογραφία θα ελέγξει τα ακόλουθα:

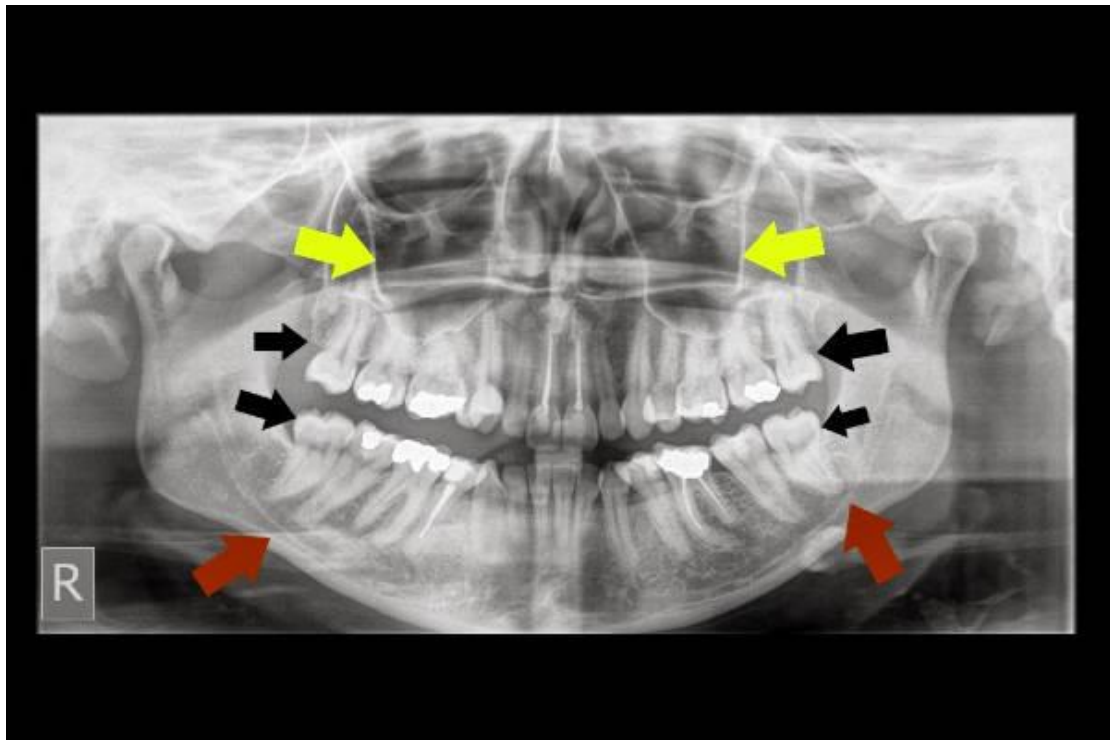
- ✚ Θα δει τυχόν τερηδόνα σε σημεία που δεν είναι ορατά με γυμνό το μάτι, όπως ανάμεσα στα δόντια.
- ✚ Υπάρχουν περιπτώσεις κατά τις οποίες εκδηλώνεται τερηδόνα κάτω από τα σφραγίσματα (εμφράξεις). Αυτή η τερηδόνα είναι ορατή μόνο με πανοραμική ακτινογραφία.
- ✚ Σε περίπτωση περιοδοντίτιδας, η πανοραμική ακτινογραφία θα δείξει πόσο οστό έχει χαθεί λόγω της νόσου.
- ✚ Η πανοραμική ακτινογραφία είναι ο μόνος τρόπος για να δει ο οδοντίατρος τυχόν φλεγμονή στην άκρη της ρίζας του δοντιού που βρίσκεται κοντά στο οστό και γενικά για να ελέγξει τη μορφολογία των ριζών.
- ✚ Η πανοραμική οδοντιατρική ακτινογραφία εκτός από τη συνολική ακτινογραφική εικόνα του στόματος προσφέρει σημαντική βοήθεια στη διάγνωση και μελέτη κυστικών αλλοιώσεων, εγκλείστων δοντιών, καταγμάτων, όγκων κ.λ.π. ενώ ταυτόχρονα δίνει την δυνατότητα στο γιατρό να συγκρίνει την δεξιά με την αριστερή πλευρά.
- ✚ Τέλος, η πανοραμική ακτινογραφία είναι υποχρεωτική σε περιπτώσεις όπου πρέπει να μπου σιδεράκια, εμφυτεύματα ή να γίνει μια εξαγωγή δοντιού ή ενδοδοντικές θεραπείες.

Η πανοραμική οδοντιατρική ακτινογραφία ή οδοντιατρική πανοραμική τομογραφία ή ορθοπαντομογράφημα αποτελεί, λοιπόν, ένα από τα βασικότερα διαγνωστικά βοηθήματα της οδοντιατρικής μια και δίνει συνολική ακτινογραφική εικόνα του στόματος, χωρίς όμως να μπορεί να υποκαταστήσει τις ενδοστοματικές ακτινογραφίες γιατί στερείται μεγάλης ευκρίνειας (καθαρότητα). Παράλληλα, η πανοραμική ακτινογραφία γίνεται με την βοήθεια ενός ακτινογραφικού μηχανήματος που λέγεται ορθοπαντομογράφος. Αν και το μηχάνημα είναι αρκετά πολύπλοκο, η λήψη της ακτινογραφίας είναι αρκετά απλή. Με την βοήθεια ενός κεφαλοστάτη τοποθετείται και ακινητοποιείται το κεφάλι της ασθενούς στη σωστή θέση. Ταυτόχρονα η ασθενής δαγκώνει ένα ορισμένο σημείο (σχήμα: 4.54.). Στη συνέχεια το μηχάνημα κινείται περιστροφικά γύρω από το κεφάλι του ασθενή και ακτινοβολεί την περιοχή των γνάθων. Η όλη διαδικασία δεν κρατά πάνω από μερικά λεπτά. Ένα πανοραμικό μηχάνημα (ορθοπαντομογράφος) φαίνεται στο σχήμα: 4.54. που ακολουθεί παρακάτω.



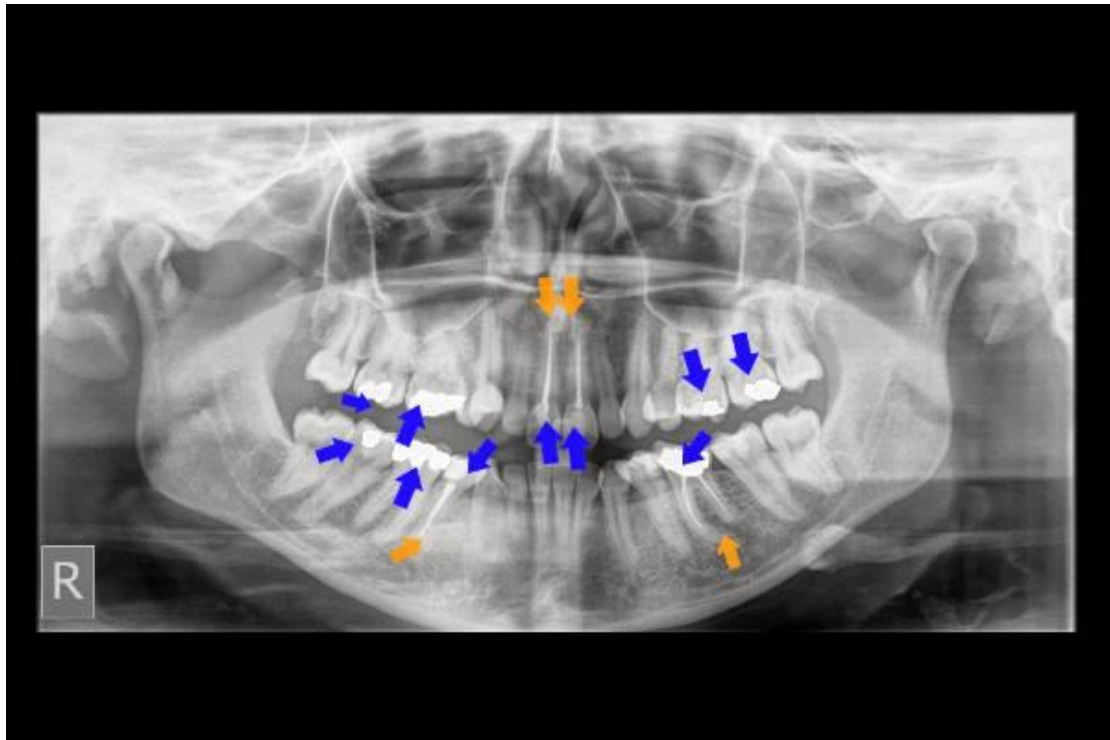
Σχήμα: 4.54.: Λήψη πανοραμικής ακτινογραφίας με την βοήθεια ενός ακτινογραφικού μηχανήματος που λέγεται ορθοπαντομογράφος (πανοραμικό μηχάνημα).

Πιο αναλυτικά, σε μια πανοραμική ακτινογραφία φαίνεται το σύνολο των δοντιών, οι φρονιμίτες - και τη σχέση τους με ευαίσθητα ανατομικά στοιχεία της στοματικής κοιλότητας - και το ιγμόρειο (σχήμα: 4.55.).



Σχήμα: 4.55.: Πανοραμική ακτινογραφία: Μαύρα βέλη: Φρονιμίτες, Κίτρινα βέλη: Ιγμόρειο, Κόκκινα βέλη: Πόρος του κάτω φατνιακού νεύρου.

Επιπλέον, στην πανοραμική ακτινογραφία φαίνονται παλαιότερες εργασίες που έχουν γίνει στα δόντια, όπως απονευρώσεις και σφραγίσματα. Παράλληλα, το γράμμα R που υπάρχει κάτω αριστερά στην ακτινογραφία αντιπροσωπεύει τη λέξη Right που σημαίνει δεξιά και είναι η δεξιά πλευρά του ασθενή (σχήμα: 4.56.).



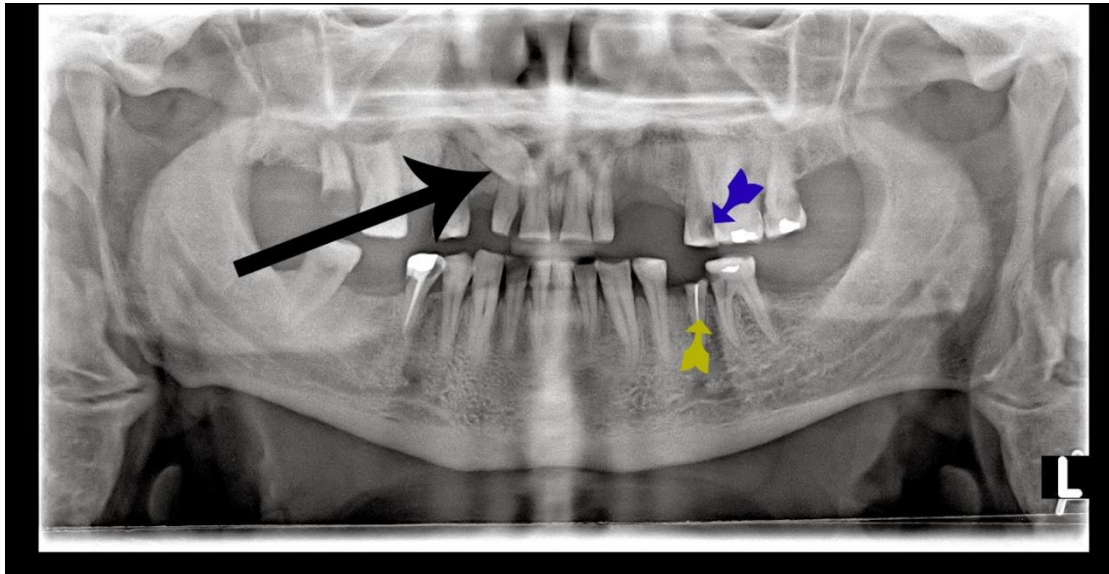
Σχήμα: 4.56.: Πανοραμική ακτινογραφία: **Πορτοκαλί βέλη:** Απονευρώσεις, **Μπλε βέλη:** Σφραγίσματα.

Επίσης, με την πανοραμική ακτινογραφία ελέγχεται η πρόοδο των μόνιμων δοντιών και πως αναπτύσσονται κάτω από τα νεογιλά για να προληφθεί έτσι οποιοδήποτε πρόβλημα (σχήμα: 4.57.). Στο σχήμα: 4.57. παρουσιάζεται η ακτινογραφία ενός παιδιού 7 περίπου ετών. Τα μόνιμα δόντια, που τώρα σχηματίζονται ή έχουν σχηματιστεί σε λίγα χρόνια θα αντικαταστήσουν αυτά που υπάρχουν κλινικά στο στόμα.



Σχήμα: 4.57.: Πανοραμική ακτινογραφία: έλεγχος νεογιλών δοντιών.

Εκτός από τα ευρήματα που αναλύθηκαν παραπάνω, σε μια πανοραμική ακτινογραφία μπορεί να βρεθούν και τα ακόλουθα που παρουσιάζονται στο σχήμα: 4.58. το οποίο ακολουθεί παρακάτω.



Σχήμα: 4.58.: Πανοραμική ακτινογραφία: **Κίτρινο βέλος:** Ένα σπασμένο και απονευρωμένο δόντι, **Μπλε βέλος:** Μια κοιλότητα (κουφάλα) τερηδόνας, χαλασμένο δηλαδή δόντι, **Μαύρο βέλος:** Ένα δόντι που είναι μέσα στο κόκαλο και μάλλον δε θα βγει ποτέ. Ο ασθενής είναι 70 ετών και σοκαρίστηκε όταν το άκουσε. Μέσω του ατομικού του ιστορικού θυμήθηκε ότι οντως το μόνιμο δόντι δεν είχε βγει ποτέ!

Επιπροσθέτως, πανοραμικές ακτινογραφίες βγάζουν συνήθως οι ακτινολόγοι ιατροί. Ωστόσο, πανοραμικές ακτινογραφίες μπορούν να βγάλουν και κάποιοι οδοντίατροι που έχουν ολοκληρώσει τις μεταπτυχιακές σπουδές τους στην Ακτινολογία και Διαγνωστική Στόματος αλλά και ορισμένοι γενικοί οδοντίατροι, που έχουν εκπαιδευθεί κατάλληλα. Το πανοραμικό μηχάνημα πάντως δεν είναι υποχρεωτικός εξοπλισμός ενός οδοντιατρείου λόγω του μεγάλου του κόστους. Αντίθετα το μηχάνημα για τις μικρές (οπισθοφατνιακές) ακτινογραφίες είναι υποχρεωτικό.

Εν συνεχεία, τα ακτινογραφικά μηχανήματα έχουν διάφορες κατηγοριοποιήσεις. Παραδείγματος χάριν, συνεχούς ή εναλλασσόμενου ρεύματος, αναλογικά ή ψηφιακά και άλλα. Συνήθως στα οδοντιατρεία χρησιμοποιούνται τα μηχανήματα για τις οπισθοφατνιακές (μικρές) ακτινογραφίες, που ανήκουν στον υποχρεωτικό εξοπλισμό του οδοντιατρείου. Ορισμένα διαγνωστικά οδοντιατρεία έχουν και πανοραμικά μηχανήματα, το κόστος των οποίων είναι αρκετά μεγάλο αλλά και αχρειαστο για ένα οδοντιατρείο γενικής οδοντιατρικής.

Ένα κλασικό αντινογραφικό μηχάνημα έχει τη βάση του και την κεφαλή που τοποθετείται κοντά στην περιοχή που θα ακτινογραφηθεί. Ο πίνακας ελέγχου μπορεί να είναι ενσύρματος, δηλαδή, να ενώνεται με τη βάση με σύρμα ή ασύρματος. Ο πίνακας ελέγχου στα ασύρματα μοιάζει με τηλεχειριστήριο, όπως φαίνεται στο σχήμα: 4.59. που ακολουθεί παρακάτω.



Σχήμα: 4.59.: Ο πίνακας ελέγχου στα ασύρματα μοιάζει με τηλεχειριστήριο.

Από τον πίνακα ελέγχεται το δόντι που θα ακτινοβοληθεί, οπότε προσαρμόζει αυτόματα την ένταση της ακτινοβολίας, αν είναι ενήλικας ή παιδί, ώστε αν είναι παιδί να δοθεί ακόμα μικρότερη ακτινοβολία από το πλήκτρο ακτινοβόλησης.

Η ακτινοβολία που δέχεται ο ασθενής δεν είναι τόσο μεγάλη.

Οι δόσεις ακτινοβολίας των ακτινογραφιών έχουν ως εξής :

- Ακτινογραφία οπισθοφατνιακή = 0,0095 mSV
- Οπισθοφατνιακές Full-mouth series (18 ακτινογραφίες) = 0,160 mSV
- Πανοραμική ακτινογραφία = 0,007 - 0,038 mSV

Για να κατανοηθούν τα μεγέθη η ακτινογραφία θώρακος έχει ακτινοβολία περίπου 0,080 mSV.

Η ακτινοβολία αποτυπώνεται στο ακτινογραφικό πλακίδιο που είναι το παρακάτω (σχήμα: 4.60.).



Σχήμα: 4.60.: Το ακτινογραφικό πλακίδιο που αποτυπώνεται η ακτινοβολία.

Το οποίο στη συνέχεια εμφανίζεται, με τεχνική παρόμοια με την εμφάνιση φωτογραφιών πριν τις ψηφιακές φωτογραφίες, δηλαδή με ακτινογραφικά υγρά, στερέωση και μονιμοποίηση.



Σχήμα: 4.61.: Ακτινογραφικά υγρά.

Επιπρόσθετα, οι ψηφιακές ακτινογραφίες έχουν έναν αντάπτορα αντί για πλακίδιο, η ακτινοβολία είναι πολύ λιγότερη από τις συμβατικές οπισθοφατνιακές ακτινογραφίες και η εμφάνιση αυτόματη στον υπολογιστή. Απλά είναι λιγάκι δύσκολος ο αντάπτορας ειδικά σε πίσω δόντια και γενικά σε μικρά στόματα.

Όσον αφορά, την τεχνική που βγαίνουν οι ακτινογραφίες, ο ιατρός τοποθετεί το πλακίδιο στο στόμα του ασθενή στην περιοχή που θέλει να ακτινογραφήσει. Αν είναι για παράδειγμα πάνω δόντι ο ασθενής το κρατάει κάπως έτσι (σχήμα: 4.62.), πιέζοντας ελαφρά το ακτινογραφικό πλακίδιο πάνω στα δόντια ή μπορεί να έχει κάποιο συγκρατητήρα ακτινογραφιών όπως φαίνεται στο σχήμα: 4.63. όπου η ασθενής συγκρατεί το συγκρατητήρα δαγκώνοντας με τα δόντια της, ενώ ο συγκρατητήρας έχει πάνω του την ακτινογραφία όπως φαίνεται στο σχήμα: 4.64. που ακολουθεί παρακάτω. Ο ιατρός τότε ρυθμίζει τη γωνία για να αποτυπωθεί η περιοχή που θέλει (στην ακτινογραφία με συγκρατητήρες απλά στοχεύει ανάμεσα στο δακτύλιο) και ακτινοβολεί. Παράλληλα, κατά τη διάρκεια της ακτινοβολήσης που

διαρκεί περίπου τρία δευτερόλεπτα, αλλά και γενικά από τη στιγμή που θα τοποθετηθεί το πλακίδιο και θα ρυθμιστεί η γωνία ακτινοβολήσης ο ασθενής πρέπει να παραμείνει ακίνητος, γιατί υπάρχει κίνδυνος να μην αποτυπωθεί καλά η περιοχή και να χρειαστεί να επαναληφθεί η διαδικασία.



Σχήμα: 4.62.: Ο ιατρός τοποθετεί το πλακίδιο στο στόμα του ασθενή στην περιοχή που θέλει να ακτινογραφήσει.



Σχήμα: 4.63.: Ο συγκρατητήρας για τη λήψη της ακτινογραφίας.



Σχήμα: 4.64.: Λήψη ακτινογραφίας με συγκρατητήρα.

Χρειάζεται επίσης να σημειωθεί, ότι τα παιδιά και οι έχοντες κάποιο γενικό πρόβλημα για παράδειγμα θυρεοειδίτιδα ή και οι έγκυες είναι υποχρεωτικό να φοράνε οδοντιατρική ποδιά από μόλυβδο (σχήμα: 4.65.) για την ακόμα μεγαλύτερη μείωση της ακτινοβολίας.



Σχήμα: 4.65.: Η ασθενής φοράει ποδιά από μόλυβδο για την ακόμα μεγαλύτερη μείωση της απορροφούμενης ακτινοβολίας.

Συνοψίζοντας, υπάρχουν αρκετά είδη ακτινογραφιών που παρέχουν διαφορετική ποιότητα ή ποσότητα πληροφοριών και έχουν ένδειξη κατά περίπτωση όπως:

- ✚ Οι οπισθοφατνιακές ακτινογραφίες: Πρόκειται για μικρές ακτινογραφίες που απεικονίζουν ένα τμήμα των δοντιών στην γνάθο. Είναι απαραίτητες σε περιπτώσεις που ο οδοντίατρος θέλει να εξετάσει μια περιοχή των γνάθων, κάποιο δόντι που δεν φέρει εξωτερικά εμφανή βλάβη ή την κατάσταση των δοντιών μετά απο τραυματισμό.



Σχήμα: 4.66.: Οπισθοφατνιακές ακτινογραφίες.



Σχήμα: 4.67.: Οπισθοφατνιακή ακτινογραφία.



Σχήμα: 4.68.: Full mouth (πλήρης αποτύπωση οδοντικού φραγμού-18 οπισθοφατνιακές ακτινογραφίες).

- ✚ Οι πανοραμικές ακτινογραφίες: Αποτελούν τις ακτινογραφίες που παρέχουν μια γενική άποψη και των δύο γνάθων μαζί. Οι πανοραμικές ακτινογραφίες παίζουν εξέχοντα ρόλο σε:
 1. Διάγνωση οστικών προβλημάτων και ανατομικών ανωμαλιών των γνάθων.
 2. Διερεύνηση πιθανής έλλειψης μονίμων δοντιών.
 3. Εντόπιση της θέσης των σοφρωνιστήρων(φρονιμίτες).
 4. Τον προσδιορισμό της οδοντικής ηλικίας των παιδιών.
 5. Την εύρεση εγκλείστων ή υπεράριθμων δοντιών.



Σχήμα: 4.69.: Πανοραμική ακτινογραφία.

- ✚ Οι πλάγιες κεφαλομετρικές ακτινογραφίες: χρησιμοποιούνται κυρίως στην Ορθοδοντική για την μελέτη και την σχεδίαση μιας σωστής Ορθοδοντικής θεραπείας, καθώς απεικονίζουν όλα τα οστά της κεφαλής, τα δόντια και τα οστά του προσώπου απο πλάγια όψη.



Σχήμα: 4.70.: Κεφαλομετρικές ακτινογραφίες.

Καταλήγοντας, η μελέτη των ακτινογραφιών, ιδανικά γίνεται σε διαφανοσκόπιο, επιτραπέζιο ή επιτοίχιο (σχήματα:4.71., 4.72.,4.73.).



Σχήμα: 4.71.: Εσωτερική άποψη οδοντιατρείου εκτός των άλλων, παρουσιάζεται ένα επιτραπέζιο διαφανοσκόπιο καθώς και ένα επιτοίχιο διαφανοσκόπιο .



Σχήμα: 4.72.: Επιτραπέζια διαφανοσκόπια.



Σχήμα: 4.73.: Επιτόχιο διαφανοσκόπιο.

Ωστόσο, δεν είναι λίγες οι φορές που χρησιμοποιείται το φως του προβολέα της οδοντιατρικής έδρας ή το φως του ήλιου (σχήμα: 4.74.).



Σχήμα: 4.74.: Ανάγνωση ακτινογραφίας δίχως το διαφανοσκόπιο.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ:5.

ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΑ ΣΗΜΑΤΑ

ΚΑΙ

ΑΙΣΘΗΤΗΡΕΣ.

5.1. Εισαγωγή.

Για την απόκτηση των δυναμικών δράσης σε έναν οργανισμό, ο αισθητήρας ή η μέθοδος λήψης του βιοσήματος κατέχει σημαντικό ρόλο στην ανίχνευσή τους. Στο παρόν κεφάλαιο γίνεται αναφορά στα βιοϊατρικά σήματα στις κατηγορίες των ηλεκτροδίων και στους τρόπους απεικόνισης των βιοϊατρικών σημάτων.

5.2. Βιολογικά σήματα.

Καταρχάς, βιολογικά σήματα ή βιοσήματα καλούνται τα ηλεκτρικά δυναμικά που προκαλούνται από διεργασίες βιολογικών οργανισμών. Μέσα στο ανθρώπινο σώμα δημιουργούνται ηλεκτρικά σήματα τα οποία προέρχονται από τις φυσιολογικές λειτουργίες του σώματος. Η μέτρηση, η ανάλυση και η καταγραφή των βιοηλεκτρικών δυναμικών αποτελεί τον κλάδο της ηλεκτροφυσιολογίας. Για την ανίχνευση των βιοηλεκτρικών δυναμικών χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια.

Διάφοροι τύποι ηλεκτροδίων χρησιμοποιούνται για την επαφή με ζωντανά κύτταρα, ιστούς ή όργανα, προκειμένου να ανιχνευθούν τα ηλεκτρικά δυναμικά που αναπτύσσονται από αυτά ή να μετρηθούν οι μεταβολές της ηλεκτρικής ή της χημικής τους κατάστασης ή να δημιουργήσουν διεγέρσεις της δραστηριότητάς τους.

Τα μετρούμενα δυναμικά αποτελούν φαινομενολογικούς παράγοντες βιολογικών διεργασιών και μεταβάλλονται σαν αποτέλεσμα της βιολογικής δραστηριότητας. Στα νεύρα, τους μυς, τους αδένες και αλλού δημιουργούνται δυναμικά δράσης ως αποτέλεσμα κάποιας διέγερσης.

Τα ηλεκτρόδια χρησιμοποιούνται επίσης για την ανίχνευση των μεταβολών της αντίστασης σε κύτταρα, ιστούς ή όργανα.

5.3. Ορισμός βιοϊατρικού σήματος.

Τα βιοϊατρικά σήματα και η ανάλυσή τους έχουν εισχωρήσει τις τελευταίες δεκαετίες στην επιστήμη της ιατρικής, ως αποτέλεσμα της τεχνολογικής ανάπτυξης. Παράλληλα, αποτελούν ένα βασικό εργαλείο εκτίμησης της παρούσας κατάστασης του ασθενούς, στους περισσότερους τομείς της ιατρικής, μπορούν δε να παράσχουν πληροφορίες για την εξέλιξη μιας νόσου.

Με τον όρο βιοϊατρικά σήματα ορίζονται οι διακυμάνσεις φυσικών μεγεθών στον χρόνο, οι οποίες συμβαίνουν στα όργανα του ανθρώπινου σώματος. Οι διακυμάνσεις αυτές μπορούν να ανιχνευθούν και να καταγραφούν με κατάλληλους αισθητήρες ανάλογα με τη φύση του μεγέθους που μεταβάλλεται. Παραδείγματος χάριν το ηλεκτροκαρδιογράφημα καταγράφει τις μεταβολές των ηλεκτρικών σημάτων που δημιουργούνται από τη λειτουργία της καρδιάς και το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, καταγράφει τις μεταβολές των ηλεκτρικών σημάτων που δημιουργούνται από τη λειτουργία του εγκεφάλου.

Κάθε βιοϊατρικό σήμα παρουσιάζει συγκεκριμένα χαρακτηριστικά, τα οποία από την ιατρική γνώση και εμπειρία μπορούν να χαρακτηριστούν φυσιολογικά, εφόσον παρουσιάζονται στην πλειοψηφία των ανθρώπων που δεν έχουν διαγνωστεί με κάποια παθολογία σχετιζόμενη με το εν λόγω σήμα. Παρεκκλίσεις από τα φυσιολογικά χαρακτηριστικά ενός βιοϊατρικού σήματος ενδέχεται να σχετίζονται με παθολογικές καταστάσεις και σε συνδυασμό με άλλα ευρήματα και ενδείξεις να οδηγήσουν σε μια ασφαλή διάγνωση και πρόγνωση.

Η ανάγκη της απεικόνισης των εσωτερικών οργάνων του ανθρώπου για διαγνωστικούς σκοπούς, έδωσε το έναυσμα για την καταγραφή των πρώτων βιοϊατρικών σημάτων. Η πρώτη προσπάθεια καταγραφής βιοϊατρικού σήματος είναι η απεικόνιση οργάνων με τη χρήση της τεχνολογίας των ακτίνων Χ, δηλαδή η ακτινογραφία.

Στην εποχή μας υπάρχει πληθώρα οργάνων και αισθητήρων που χρησιμοποιούνται για την ανίχνευση και καταγραφή των βιοϊατρικών σημάτων. Παρακάτω ακολουθεί μια συνοπτική αναφορά στα σημαντικότερα τεχνολογικά μέσα που χρησιμοποιούνται στην σύγχρονη ιατρική με σκοπό την εξαγωγή βιοϊατρικών σημάτων.

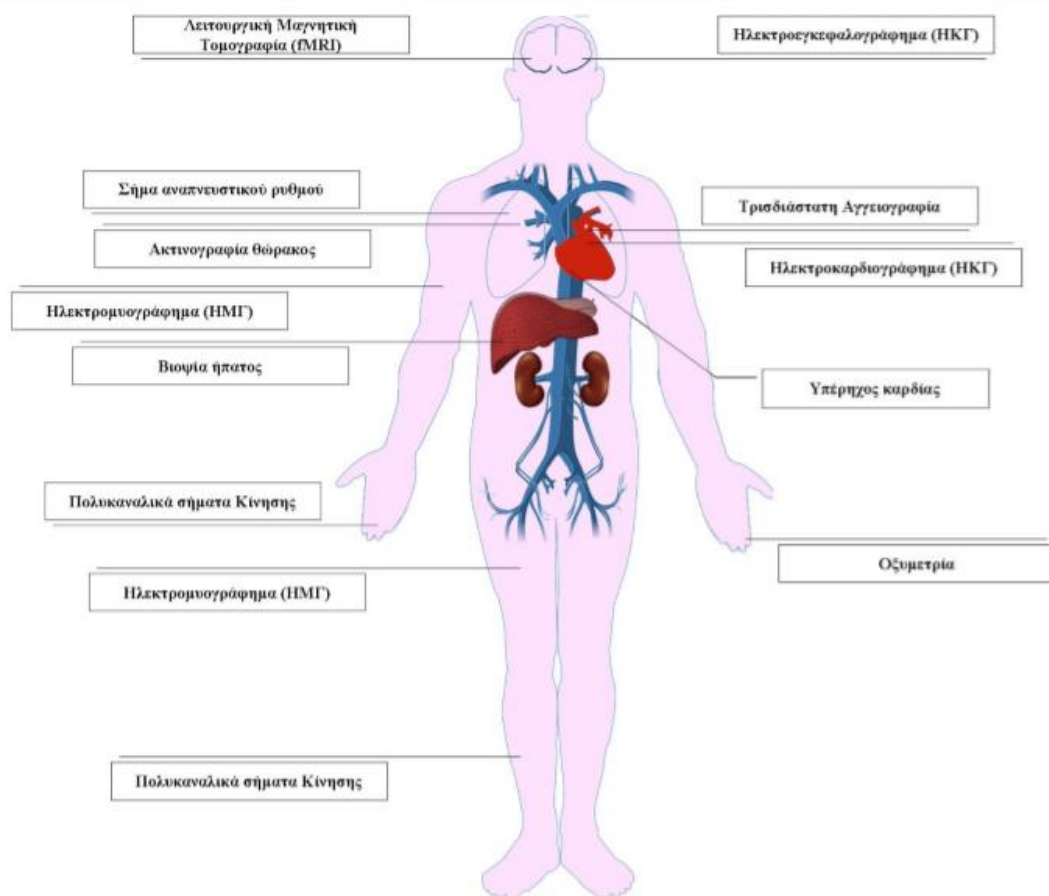
- 1) **Ηλεκτρόδια:** Τα ηλεκτρόδια είναι *ηλεκτρικοί δυναμικοί αισθητήρες* (electrical potential sensor). Υπάρχουν ποικίλα μεγέθη και σχήματα ηλεκτροδίων ανάλογα με το βιοϊατρικό σήμα που στοχεύουν να καταγράψουν ή τις πειραματικές συνθήκες, οι οποίες χρησιμοποιούνται κάθε φορά. Τα ηλεκτρόδια μπορούν να διακριθούν σε *επιφανειακά ηλεκτρόδια, βελονοειδή ηλεκτρόδια, σφηνοειδή ηλεκτρόδια, υποσκληρίδια ηλεκτρόδια λωρίδας* (subdural strip electrodes) και *εν τω βάθει ηλεκτρόδια* (depth electrodes). Τα πλέον χρησιμοποιούμενα στην κλινική πράξη είναι τα επιφανειακά, τα οποία προσκολλώνται στο δέρμα με αγωγή πάστα (gel), καταγράφοντας το σήμα με μη επεμβατικό τρόπο. Το ηλεκτροκαρδιογράφημα και το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα εμπίπτουν στις βασικές εφαρμογές ηλεκτροδίων.
- 2) **Πιεζοηλεκτρικοί αισθητήρες:** Οι πιεζοηλεκτρικοί αισθητήρες είναι κατασκευασμένοι από πολυκρυσταλικά υλικά και έχουν την ιδιότητα να *παράγουν ηλεκτρικό ρεύμα όταν τους ασκηθεί μηχανική πίεση*. Στον τομέα της υγείας πιεζοηλεκτρικούς αισθητήρες συναντάμε στις συσκευές μέτρησης του αναπνευστικού ρυθμού αλλά και σε συστήματα ανάλυσης κίνησης, όπως για παράδειγμα σε συστήματα ανάλυσης της βάρδισης.
- 3) **Επιταχυνσιόμετρα:** Τα επιταχυνσιόμετρα είναι αισθητήρες που ανιχνεύουν δυνάμεις από επιτάχυνση του αντικειμένου. Μπορούν να εντοπίσουν είτε τις δυνάμεις που ασκούνται στατικά, όπως για παράδειγμα η δύναμη που ασκείται από την επιτάχυνση της βαρύτητας, είτε δυνάμεις που ασκούνται από τις μεταβολές της ταχύτητας ενός κινητού αντικειμένου. Τα επιταχυνσιόμετρα είναι και αυτά ευρέως διαδεδομένα σε εφαρμογές που μελετούν την κίνηση ασθενών.
- 4) **Γυροσκόπια:** Το γυροσκόπιο είναι το όργανο που μετρά μεταβολές της διεύθυνσης ενός αντικειμένου και είναι βασισμένο στην αρχή της γωνιώδους

ορμής. Το όργανο περιέχει ένα σώμα που συνήθως είναι σε σχήμα δίσκου και το οποίο είναι ελεύθερο να περιστραφεί προς μία ή περισσότερες κατευθύνσεις κάθε φορά που το σύστημα αλλάζει τη διεύθυνσή του. Πλέον υπάρχει μεγάλη εξοικείωση με τέτοιου είδους όργανα επειδή, αποτελούν μέρος συσκευών που χρησιμοποιούμε στην καθημερινότητά μας, όπως για παράδειγμα τα έξυπνα τηλέφωνα (smart phones).

- 5) **Γωνιόμετρα:** Τα γωνιόμετρα είναι όργανα, τα οποία έχουν την ιδιότητα να μετρούν την γωνία μιας κίνησης. Η χρησιμότητά τους εντοπίζεται στην παρακολούθηση της κίνησης ασθενών και συγκεκριμένα στο εύρος της κίνησής τους. Τα γωνιόμετρα σε συνδυασμό με τα επιταχυνσιόμετρα και τα γυροσκόπια μπορούν να αποτυπώσουν σε πολύ μεγάλο βαθμό τις κινήσεις ενός ασθενούς και με την ανάλυση των σημάτων που παράγουν να εξαχθούν χρήσιμα συμπεράσματα.
- 6) **Όργανο ελέγχου οξυγόνου αίματος:** Το όργανο ελέγχου οξυγόνου αίματος χρησιμοποιείται για τη μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου στο αίμα με μη επεμβατικό τρόπο. Η αρχή λειτουργίας του βασίζεται στο γεγονός ότι η απορρόφηση φωτός διαφορετικού μήκους κύματος από την αιμοσφαιρίνη του αίματος διαφοροποιείται και εξαρτάται από το ποσοστό της οξυγόνωσής της. Για την μέτρηση του ποσοστού της οξυγόνωσης λαμβάνεται υπόψη ότι το φως που εκπέμπεται μέσα από τους ιστούς έχει μια παλμική συνιστώσα, λόγω της διαφορετικής ροής αίματος που αλλάζει κατά τη διάρκεια ενός παλμού.
- 7) **Μαγνητικός τομογράφος:** Είναι εύκολα κατανοητό ότι ο εξοπλισμός που απαιτείται για την δισδιάστατη ή τρισδιάστατη απεικόνιση εσωτερικών ανθρώπινων οργάνων και μάλιστα χωρίς επέμβαση. Παράλληλα, είναι πολύ περισσότερο περίπλοκος από τους απλούς αισθητήρες για την καταγραφή των μονοδιάστατων βιοσημάτων. Στους εξοπλισμούς αυτούς συγκαταλέγεται ο Μαγνητικός τομογράφος, ο οποίος αποτελεί μια από τις πιο ακριβείς διατάξεις που χρησιμοποιούνται σε επίπεδο διαγνωστικών μέσων. Σκοπός του είναι η απεικόνιση οργάνων σε τομές με τη μέθοδο του μαγνητικού συντονισμού και αποτελείται από διαφορετικών ειδών πηνία με σκοπό τη δημιουργία μαγνητικών πεδίων για τη διέγερση των ιστών.
- 8) **Υπερηχογράφος:** Η συσκευή αυτή εκμεταλλεύεται τις ιδιότητες που έχουν κάποια κρυσταλλικά υλικά να μετατρέπουν τη μηχανική πίεση που τους ασκείται σε ηλεκτρική ενέργεια. Αυτό είναι το πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο, το οποίο χρησιμοποιείται και για την παραγωγή των υπερήχων αλλά και για την ανίχνευσή τους. Αντιπροσωπευτικό παράδειγμα αποτελούν τα ηχητικά κύματα που δεν είναι τίποτε άλλο από πυκνώματα και αραιώματα αέρα. Όταν ένας κρύσταλλος αντιλαμβάνεται αυτές τις διακυμάνσεις της πίεσης, παράγει ηλεκτρικά σήματα αντίστοιχα. Επίσης, όταν ασκείται ηλεκτρική ενέργεια στον κρύσταλλο, αυτός υπόκειται σε παραμορφώσεις και δονείται παράγοντας ηχητικά σήματα. Στα παραπάνω φαινόμενα βασίζεται η αρχή λειτουργίας του υπερηχογράφου με τον οποίο διεξάγονται μια σειρά εξετάσεων για την απεικόνιση ανθρώπινων οργάνων.

- 9) **γ-camera:** Η γάμμα camera αποτελεί μια διάταξη για την ανίχνευση των φωτονίων ακτινοβολίας γ. Η εφαρμογή της στην ιατρική έγκειται στην ανάπτυξη των απεικονιστικών μεθόδων της πυρηνικής ιατρικής για τον εντοπισμό όγκων. Σκοπός είναι ο εντοπισμός και η απεικόνιση της ροής των φωτονίων από ραδιοϊσότοπα τα οποία εκπέμπουν ακτινοβολία γ και έχουν ληφθεί από τον ασθενή.
- 10) **Οπτικό Μικροσκόπιο:** Τα οπτικά μικροσκόπια είναι τα μικροσκόπια εκείνα, τα οποία αξιοποιούν το ορατό παράθυρο του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος. Με μία διάταξη φακών επιτυγχάνεται η μεγέθυνση του αντικειμένου (δείγματα ιστού, κυττάρου και άλλα), προκειμένου να καθίστανται περισσότερο ευδιάκριτα τα ιατρικά ευρήματα. Τα προς εξέταση δείγματα είναι συνήθως τοποθετημένα σε γυάλινο υπόστρωμα το οποίο τοποθετείται σε θέση κάτω από την διάταξη των φακών. Πολλά σύγχρονα μικροσκόπια παρέχουν λογισμικό για εύκολη απεικόνιση και αποθήκευση εικόνων σε ηλεκτρονικό υπολογιστή, καθώς επίσης και ρομποτικές διατάξεις για λεπτομερή κίνηση των δειγμάτων.

Στο σχήμα: 5.1. παρουσιάζονται μια σειρά από βιοϊατρικά σήματα που λαμβάνονται από το ανθρώπινο σώμα.



Σχήμα: 5.1.: Βιοϊατρικά σήματα από το ανθρώπινο σώμα.

5.4. Η Αρχή της ποτενσιομετρίας.

Οι μετρήσεις βιοηλεκτρικών σημάτων των ιόντων έχουν ως αρχή τη μέθοδο της ποτενσιομετρίας. Κατά τη μέθοδο της ποτενσιομετρίας χρησιμοποιούνται επιλεκτικά ηλεκτρόδια τα οποία ονομάζονται ιοντικά επιλεκτικά ηλεκτρόδια (ion selective electrodes) E_{ion} και ηλεκτρόδια αναφοράς E_{av} . Με τη χρήση των συγκεκριμένων ηλεκτροδίων γίνεται δυνατή η μέτρηση της ηλεκτρεγερτικής δύναμης ενός ηλεκτροχημικού συστήματος E_{σ} σύμφωνα με την εξής σχέση:

$$E_{\sigma} = E_{ion} - E_{av} \quad (5.1.)$$

Το δυναμικό του ιοντικού ηλεκτροδίου μέτρησης είναι συνάρτηση της ενέργειας (συγκέντρωσης) του μετρούμενου ιόντος. Η μέτρηση της ηλεκτρεγερτικής δύναμης E δίνεται από την εξίσωση Nernst:

$$E = E_0 - \left(\frac{RT}{nF}\right) \ln \left(\frac{a_{red}}{a_{ox}}\right) \quad (5.2.)$$

Όπου,

- E_0 : Δυναμικό του ηλεκτροδίου (volt),
- R : 8,31 volt coulomb K^{-1} mole $^{-1}$,
- T : η απόλυτη θερμοκρασία (K),
- F : η σταθερά Faraday (96486,7 coulomb eq $^{-1}$),
- n : ο αριθμός των ηλεκτρονίων στην αντίδραση (eq mole $^{-1}$),
- a_{red} : η ενεργότητα της αναγωγικής μορφής του οξειδοαναγωγικού στοιχείου (reductant).
- a_{ox} : η ενεργότητα της οξειδωτικής μορφής του οξειδοαναγωγικού στοιχείου (oxidant).

Όταν η κυτταρική μεμβράνη είναι σε κατάσταση ισορροπίας, η κυτταρική μεμβράνη έχει δυναμικό ίσο με το δυναμικό Nernst. Σε κάθε μεταβολή της ισορροπίας που δύναται να οφείλεται σε διάφορους εξωγενείς ή εσωγενείς παράγοντες του κυττάρου μεταβάλλεται το δυναμικό Nernst λόγω διαφοροποίησης συγκέντρωσης των ιόντων στην κυτταρική μεμβράνη.

5.5. Περί ηλεκτροδίων.

Καταρχάς, για τη μελέτη των βιοηλεκτρικών δυναμικών χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια για να μεταφέρουν το βιοηλεκτρικό δυναμικό (σήμα) από το σημείο μέτρησης του σώματος στη μετρητική διάταξη.

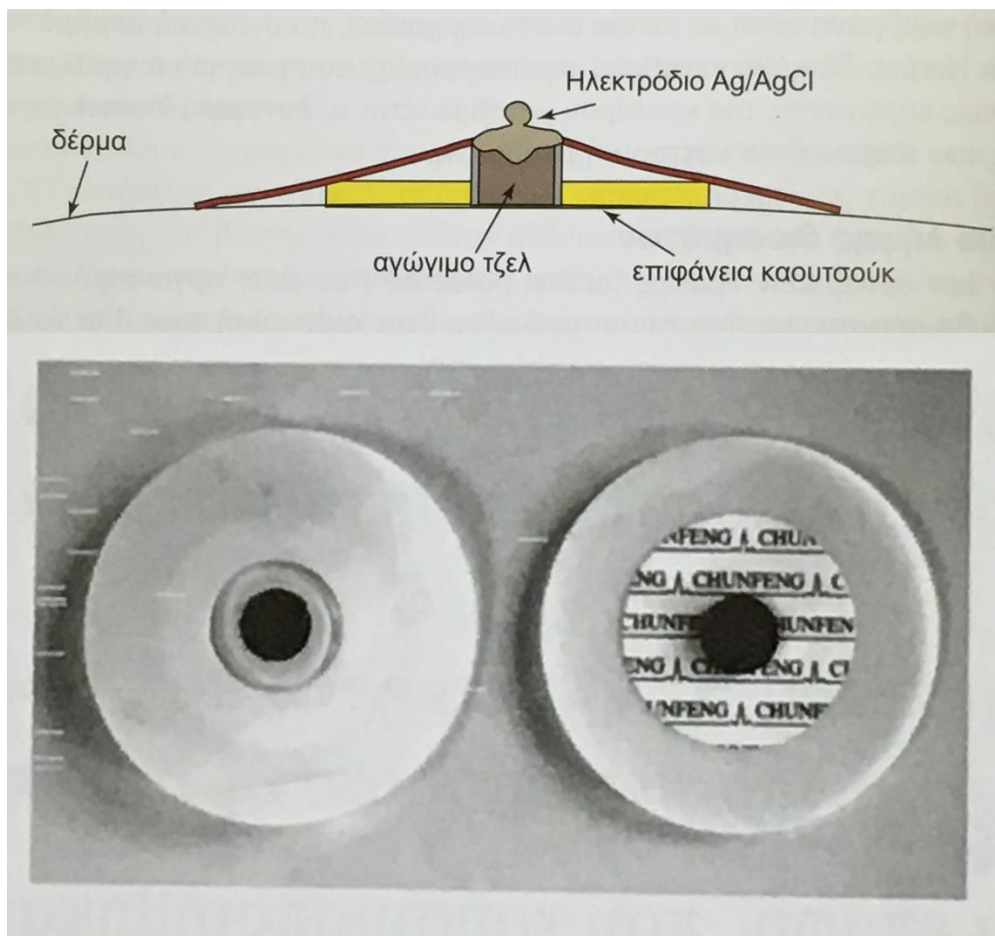
Γενικά, τα ηλεκτρόδια διακρίνονται σε δύο τύπους:

- 1) σε επιφανειακά (επιδερμικά) ηλεκτρόδια και
- 2) σε ηλεκτρόδια βάθους (μικροηλεκτρόδια).

- Τα **επιφανειακά ηλεκτρόδια** επίσης διακρίνονται σε **παθητικά** (passive electrodes) και σε **ενεργητικά** (active electrodes).

Πιο αναλυτικά, τα **παθητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια** είναι μεταλλικοί αγωγοί με περίβλημα που παρέχει ηλεκτρική μόνωση και θωράκιση από εξωτερικά ηλεκτρικά παράσιτα. Τα υλικά που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή των ηλεκτροδίων αυτών επιλέγονται για τη χημική και ηλεκτρική τους αδράνεια, ώστε να μη δημιουργούν πλασματικά δυναμικά (θόρυβος) στα σημεία επαφής τους, καθώς και για τη μηχανική τους αδράνεια σε σχέση με τα βιολογικά υλικά με τα οποία έρχονται σε επαφή.

Τα πιο συνηθισμένα υλικά είναι ο λευκόχρυσος (Pt), ο χρυσός (Au) και ο άργυρος (Ag). Συνήθως, η καλύτερη επιλογή είναι η εκλογή ηλεκτροδίων αργύρου - χλωριούχου αργύρου. Τα ηλεκτρόδια αυτά κατασκευάζονται από εναπόθεση λεπτού στρώματος χλωριούχου αργύρου επάνω σε ηλεκτρόδιο αργύρου. Η χρήση του εμποτισμένου υλικού, πέρα από τη μείωση της εμπέδησης μεταξύ σώματος ασθενούς και αισθητήρα, μειώνει και την κίνηση του ηλεκτροδίου που μπορεί να προκαλέσει σφάλματα στην ανίχνευση του βιοσήματος (σχήμα: 5.2.).

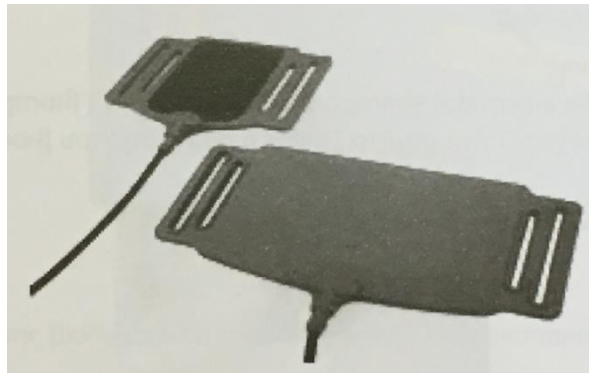


Σχήμα: 5.2.: Δομή ηλεκτροδίου και τυπικό δείγμα ηλεκτροδίου επαφής Ag/AgCl (αργυρού και χλωριούχου αργύρου).

Επιπλέον, η εφαρμογή πίεσης στα παθητικά επιφανειακά ηλεκτρόδια, όταν αυτά βρίσκονται σε επαφή με το δέρμα, προκαλεί τάση παρεμβολής (θόρυβος). Προκειμένου λοιπόν να αυξηθεί ο λόγος σήμα/θόρυβος καθίσταται απαραίτητη η μείωση της αντίστασης μεταξύ ηλεκτροδίου - δέρματος. Αυτό επιτυγχάνεται με τα παρακάτω:

1. Με ελαφρύ τρίψιμο του δέρματος με τραχύ υλικό, όπως λεπτό γυαλόχαρτο ή σμυριδόπανο, για την απομάκρυνση των νεκρών κυττάρων που είναι κακοί ηλεκτρικοί αγωγοί, μέχρι να εμφανιστεί ερύθημα,
2. Με χρησιμοποίηση ειδικής αγωγίμης αλοιφής (ηλεκτρολυτική κρέμα) για καλύτερη ηλεκτρική επαφή. Η αντίσταση του δέρματος και συνεπώς η προετοιμασία του, παύουν να έχουν σημασία όταν χρησιμοποιούνται ενισχυτές υψηλής απόδοσης ή ενεργητικά ηλεκτρόδια.

Στα σχήματα: 5.3., 5.4., 5.5., 5.6. που ακολουθούν παρακάτω παρουσιάζονται κάποιοι τύποι ηλεκτροδίων και παράλληλα, γίνεται αναλυτική περιγραφή τους.



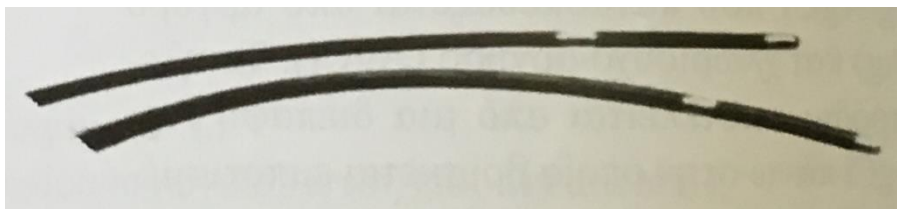
Σχήμα: 5.3.: Ηλεκτρόδιο επαφής περιόδου, χρησιμοποιείται για την ανίχνευση και καταγραφή σημάτων ηλεκτρομυογραφήματος και ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Ο συγκεκριμένος τύπος του ηλεκτροδίου κατασκευάζεται από ορειχάλκινες πλάκες στερεωμένες σε ελαστικές λωρίδες. Επίσης, για την αύξηση της αγωγιμότητας του ηλεκτροδίου (μείωση της αντίστασης με το δέρμα) τοποθετείται μια αγωγή πάστα (gel) στο σημείο επαφής του ηλεκτροδίου με το ανθρώπινο σώμα.



Σχήμα: 5.4.: Προκάρδια Ηλεκτρόδια τύπου βεντούζας 24mm. Ηλεκτρόδια βεντούζας απορρόφησης (λόγω της απορρόφησης του αέρα στο εσωτερικό του). Χρησιμοποιείται για την καταγραφή σημάτων στο στήθος του ασθενούς για μικρό χρονικό διάστημα, σε καταγραφή σημάτων ΗΚΓ.



Σχήμα: 5.5.: Χρήση ενδοσωματικού ηλεκτροδίου βελόνης. Χρησιμοποιούνται για λήψη βιοσημάτων σε καταγραφή ΗΜΓ κατά την οποία μια βελόνη εισχωρεί στο σημείο λήψης ή διέγερσης του βιοσήματος.



Σχήμα: 5.6.: Ενδοσωματικά ηλεκτρόδια καθετήρα. Τα ηλεκτρόδια αυτά έχουν μια μικρή μεταλλική επαφή στην άκρη ενός μονωμένου καθετήρα μεγάλου μήκους, προορίζονται για εισαγωγή στο σώμα του ασθενή και χρησιμοποιούνται γενικά για τη λήψη βιοσημάτων μικρού πλάτους και υψηλής συχνότητας. Επίσης, μεγάλη χρήση του συγκεκριμένου ηλεκτροδίου παρουσιάζεται για την καταγραφή εσωτερικών σημάτων ΗΚΓ της καρδιάς. Το ηλεκτρόδιο εισάγεται σε φλέβα του ασθενή και οδηγείται στο εσωτερικό του ιστού της καρδιάς.

Όσον αφορά τα **ενεργητικά ηλεκτρόδια**, αυτά είναι ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται για τη λήψη των βιοσημάτων που δεν απαιτεί προετοιμασία του δέρματος ή εφαρμογή ηλεκτρολυτικής κρέμας όπως συμβαίνει με τα παθητικά ηλεκτρόδια. Αυτό είναι δυνατόν να γίνει με τη χρήση ενισχυτή ο οποίος τοποθετείται πολύ κοντά στο δέρμα (εξεταζόμενη επιφάνεια), ουσιαστικά ακριβώς δίπλα από το ηλεκτρόδιο ή μέσα στο ηλεκτρόδιο. Παράλληλα, η πολύ μεγάλη αντίσταση του ξηρού δέρματος εξουδετερώνεται από την πολύ υψηλή αντίσταση εισόδου του ενισχυτή.

Ακόμη, τα ενεργητικά ηλεκτρόδια σε σχέση με τα παθητικά προσφέρουν μεγαλύτερη ασφάλεια. Αυτό διότι λόγω της πολύ υψηλής αντίστασης (μερικά ΜΩ) ξηρού δέρματος - ηλεκτροδίων, το δέρμα από ηλεκτρικής πλευράς είναι ουσιαστικά απομονωμένο από τα ηλεκτρόδια. Με αποτέλεσμα, ο κίνδυνος ηλεκτροπληξίας να μειώνεται αισθητά σε σχέση με τα παθητικά ηλεκτρόδια.

Τέλος, για την απαγωγή δυναμικών από το εσωτερικό του σώματος, χρησιμοποιούνται **μικροηλεκτρόδια** τα οποία εισχωρούν στο σημείο δημιουργίας του βιοηλεκτρικού δυναμικού. Τούτα είναι τα λεγόμενα ηλεκτρόδια βάθους (indwelling electrodes) τα οποία δύναται να έχουν τη μορφή λεπτού σύρματος (fine wire) ή βελόνας (needle). Τέλος, είναι συνήθως κατασκευασμένα από ανοξείδωτο χάλυβα ή από χρωμιούχο νικέλιο.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ:6.

Η ΠΡΟΕΛΕΥΣΗ ΚΑΙ Η ΚΑΤΑΓΡΑΦΗ ΤΩΝ ΒΙΟΗΛΕΚΤΡΙΚΩΝ ΔΥΝΑΜΙΚΩΝ ΣΤΟ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟ ΣΩΜΑ.

6.1. Εισαγωγή.

Στο εσωτερικό κάθε ζωντανού οργανισμού δύναται να καταγραφεί ένα πλήθος από βιοηλεκτρικά δυναμικά, που σχετίζονται με τη λειτουργία συγκεκριμένων οργάνων, αλλά και με τη μεταφορά πληροφοριών από και προς το κεντρικό νευρικό σύστημα. Πιο συγκεκριμένα, μέσα στο ανθρώπινο σώμα δημιουργούνται ηλεκτρικά σήματα τα οποία προέρχονται από τις φυσιολογικές λειτουργίες του σώματος. Η δημιουργία, διατήρηση και η μετάδοση αυτών των ηλεκτρικών δυναμικών στους οργανισμούς οφείλεται στην ηλεκτροχημική δραστηριότητα μιας συγκεκριμένης κατηγορίας κυττάρων, των λεγόμενων διεγερσιμων κυττάρων. Η καταγραφή και η επεξεργασία αυτής της ηλεκτρικής δραστηριότητας προσφέρει σημαντικές διαγνωστικές αλλά και προγνωστικές δυνατότητες στη σύγχρονη ιατρική (π.χ. ηλεκτροκαρδιογράφημα, εγκεφαλογράφημα, μυογράφημα και τα λοιπά). Στο παρόν κεφάλαιο γίνεται αναφορά στην καταγραφή και την επεξεργασία αυτής της ηλεκτρικής δραστηριότητας.

6.2. Προέλευση και καταγραφή βιοηλεκτρικών δυναμικών.

Καταρχάς, βασικά όργανα του ανθρώπινου σώματος, όπως ο εγκέφαλος, η καρδιά, οι μυς και άλλα αποτελούνται από ευερέθιστους ιστούς και η λειτουργία τους είναι άμεσα συνδεδεμένη με την ηλεκτρική τους κατάσταση. Η ηλεκτρική διέγερση ενός αριθμού κυττάρων σ' ένα ευερέθιστο ιστό έχει σαν αποτέλεσμα τη μακροσκοπική εμφάνιση ενός βιοηλεκτρικού δυναμικού που σε μερικές περιπτώσεις είναι αρκετά μεγάλο ώστε να δύναται να μετρηθεί στην επιφάνεια του σώματος (δέρμα). Παράλληλα, η μελέτη τους προσφέρει πολλά στην κλινική διάγνωση και θεραπεία δότι, περιέχουν χρήσιμες πληροφορίες για τη λειτουργία που αντιπροσωπεύουν.

Εν συνεχεία, η πηγή ή «βιοηλεκτρική γεννήτρια» των ηλεκτρικών δυναμικών στο ανθρώπινο σώμα είναι ένα εξειδικευμένο κύτταρο του οποίου η κυτταρική μεμβράνη δύναται έπειτα από κατάλληλη διέγερση να πολωθεί και να εκπολωθεί, ώστε να εμφανιστεί το δυναμικό δράσης. Ωστόσο, η μέτρηση ενός μεμονωμένου δυναμικού δράσης που δύναται να πραγματοποιηθεί σε συγκεκριμένους τύπους κυττάρων με τη βοήθεια μικροηλεκτροδίων, είναι δύσκολη και χρονοβόρα. Για το λόγο τούτο, μετρήσεις και καταγραφές κυματομορφών μεμονωμένων δυναμικών δράσης γίνονται κυρίως για ερευνητικούς σκοπούς.

Πιο αναλυτικά, η κυτταρική μεμβράνη είναι ηλεκτρικά πολωμένη και φέρει αρνητικό φορτίο στο εσωτερικό της και θετικό φορτίο στο εξωτερικό της. Η διαφορά δυναμικού μεταξύ των δύο πλευρών της μεμβράνης είναι της τάξης των 80 - 100 mV.

Κατά τη διέγερση του κυττάρου το δυναμικό της μεμβράνης προοδευτικά ελαττώνεται, μηδενίζεται και αναστρέφεται (εκπόλωση) προκειμένου να επανέλθει στη συνέχεια στην αρχική κατάσταση ηρεμίας (επαναπόλωση). Οι μεταβολές των δυναμικών της μεμβράνης των κυττάρων του μυϊκού ιστού, του μυοκαρδίου και του

νευρικού ιστού αποτελούν την πηγή ηλεκτρικών σημάτων των οποίων η καταγραφή, σε συνάρτηση με το χρόνο, αποτελεί αντίστοιχα το ηλεκτρομυογράφημα, το ηλεκτροκαρδιογράφημα και το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα. Στην πραγματικότητα εκείνο που μετράται είναι η διαφορά δυναμικού μεταξύ των ηλεκτροδίων. Η συνεχής καταγραφή της διαφοράς δυναμικού σε δύο σημεία του σώματος δίνει μια κυματομορφή η οποία εξαρτάται από το μέγεθος, τον τύπο και τη θέση των ηλεκτροδίων αλλά και από τη φύση της πηγής ή «βιοηλεκτρικής γεννήτριας», ήτοι από τον τύπο των ευερέθιστων κυττάρων που μελετούνται.

Στην πράξη, το βιοηλεκτρικό δυναμικό που μετράται είναι η συνισταμένη των δυναμικών δράσης πολλών κυττάρων, όπως αυτή εμφανίζεται σε μια περιοχή του ιστού που εξετάζεται ή στην επιφάνεια του σώματος (δέρμα). Τούτο είναι δυνατόν γιατί οι ιστοί και τα ρευστά του σώματος είναι ηλεκτρικά αγωγά και επιτρέπουν τη διέλευση ρεύματος στο περιβάλλον γύρω από το διεγερμένο κύτταρο (ή κύτταρα). Συνεπώς, κατάλληλα τοποθετημένα ηλεκτρόδια στην επιφάνεια του σώματος δύναται να χρησιμοποιηθούν προκειμένου να ανιχνευτούν τα ηλεκτρικά δυναμικά που αντιπροσωπεύουν το βιοηλεκτρικό φαινόμενο που μελετάται.

6.3. Ηλεκτρομυογράφημα (ΗΜΓ - EMG).

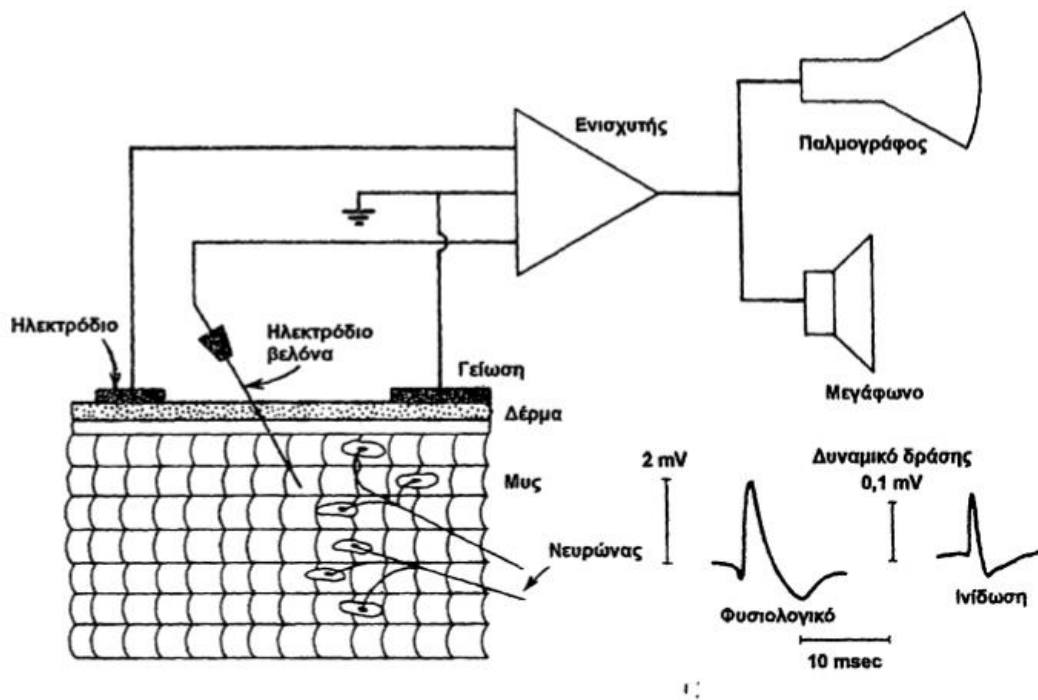
Καταρχάς, η ηλεκτρομυογραφία είναι η μελέτη και καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας των σκελετικών μυών και των νεύρων που συνδέονται με αυτούς. Ως αποτέλεσμα, οι ιατροί λαμβάνουν διαγνωστικές πληροφορίες για τους μυς και εκτιμούν προβλήματα στα νεύρα και τους μυς. Παράλληλα, κατά τη διενέργεια νευροφυσιολογικού ελέγχου πραγματοποιείται μέτρηση των ταχυτήτων αγωγής των νεύρων. Ο νευροφυσιολογικός έλεγχος αποτελεί εκείνη την ομάδα των διαγνωστικών εξετάσεων που ασχολούνται με τη μελέτη των περιφερικών νεύρων και μυών του σώματος (άνω και κάτω άκρα) και διακρίνεται στο ηλεκτρονευρογράφημα και στο ηλεκτρομυογράφημα. Για την μέτρηση **των ταχυτήτων αγωγής** χρησιμοποιούνται **επιφανειακά ηλεκτρόδια** με σκοπό την εκτίμηση της ικανότητας των κινητικών νευρώνων (τα νευρικά κύτταρα που ελέγχουν τους μυς) να μεταδίδουν ηλεκτρικά ερεθίσματα.

Το **ηλεκτρομυογράφημα** καταγράφει την δραστηριότητα των μυών κατά την ηρεμία και κατά την σύσπαση. Η εξέταση διενεργείται με την εισαγωγή μιας πολύ λεπτής βελόνης στο μύ (ηλεκτρόδιο βελόνης – needle electrode) όπως παρουσιάζεται στο σχήμα: 6.1. που ακολουθεί παρακάτω. Η **βελόνη εισχωρεί στο σημείο λήψης ή διέγερσης του βιοσήματος**. Με αυτό τον τρόπο ο νευρολόγος αποκτά πληροφορίες για την κατάσταση του μυός αλλά και εξάγει έμμεσα συμπεράσματα για το περιφερικό νεύρο που νευρώνει το συγκεκριμένο μύ.

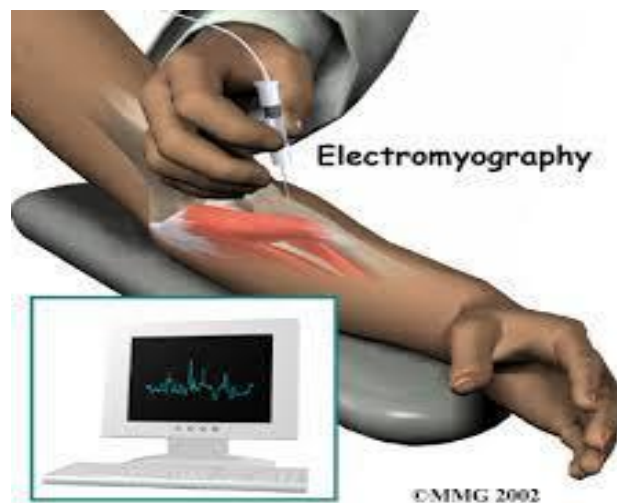


Σχήμα: 6.1.: Απεικονίζεται το χέρι του γιατρού (με τα γάντια) και το χέρι του εξεταζομένου στο οποίο εισέρχεται η λεπτή βελόνη σε βάθος μερικών χιλιοστών προκειμένου να εξεταστεί ένας μύς της ραχιαίας επιφάνειας του αντιβραχίου (πήχυ).

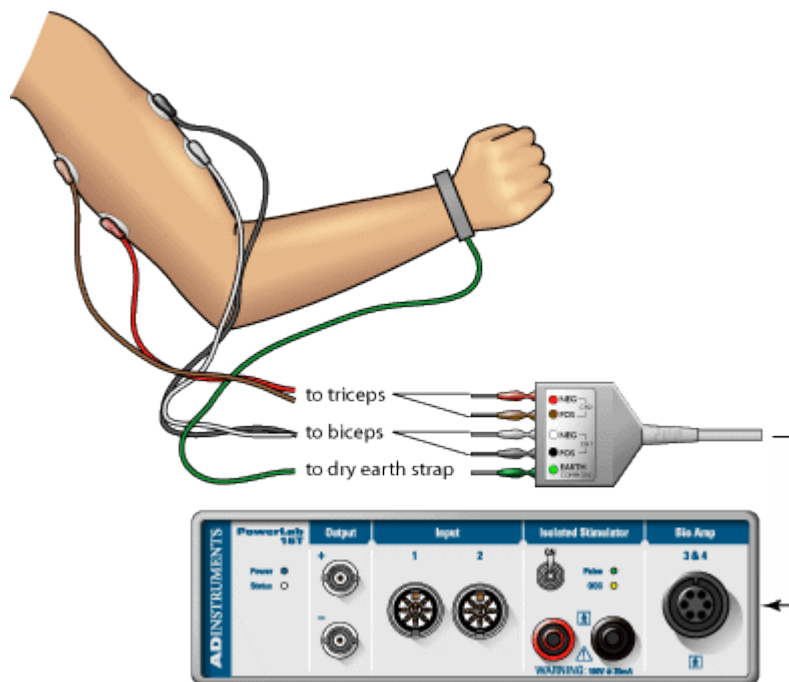
Εν συνεχεία, τα ηλεκτρομυϊκά δυναμικά δύναται να μετρηθούν στην επιφάνεια του σώματος με **επιδερμικά ηλεκτρόδια** τοποθετημένα πάνω από το μυ που εξετάζεται. Ωστόσο, στη συγκεκριμένη περίπτωση η κυματομορφή που λαμβάνεται (ηλεκτρομυογράφημα, ΗΜΓ, EMG) είναι αλλοιωμένη από τα ηλεκτρικά δυναμικά γειτονικών μυών. Έτσι, για την αποφυγή σοβαρών παρεμβολών από γειτονικούς μύς συνήθως χρησιμοποιούνται **ηλεκτρόδια βελόνας** που εισχωρούν μέσα στο μυ που εξετάζεται και ανιχνεύουν τα δυναμικά που προέρχονται από ένα περιορισμένο αριθμό μυϊκών ινών (σχήμα: 6.2., 6.3.). Λόγω των **σχετικά υψηλών συχνοτήτων** που εμφανίζονται στο ΗΜΓ (10 – 3.000 Hz) αντί για καταγραφικό μπορεί να χρησιμοποιηθεί και **παλμογράφος**. Παράλληλα, ως έξοδος δύναται να χρησιμοποιηθεί και το **μεγάφωνο** διότι, οι συγκεκριμένες συχνότητες πέφτουν στην ακουστή περιοχή συχνοτήτων.



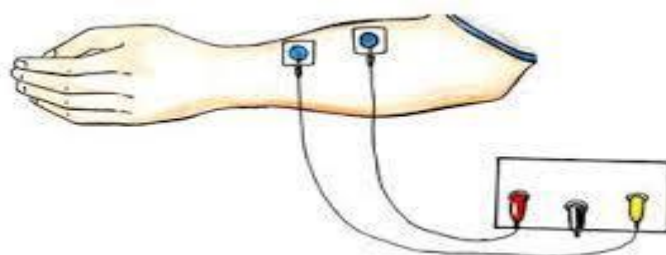
Σχήμα: 6.2.: Τεχνική ηλεκτρομυογραφίας.



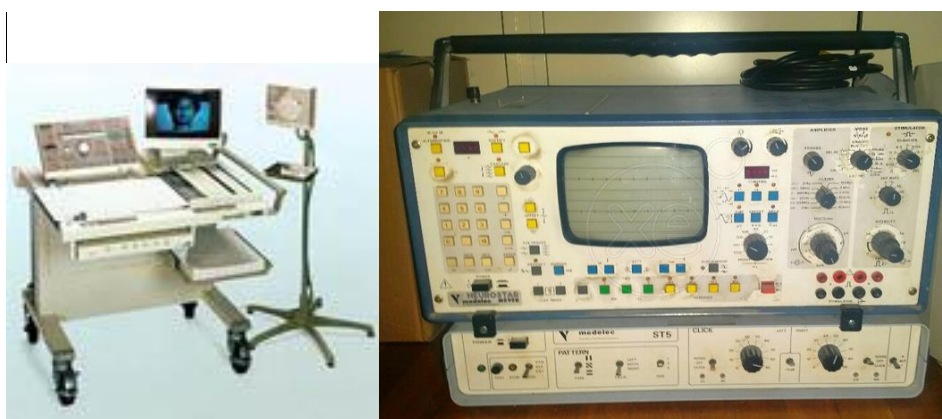
Σχήμα: 6.3.: Ηλεκτρομυογράφημα με ηλεκτρόδιο βελόνας.



Σχήμα: 6.4.: Ηλεκτρομυογράφημα.



Σχήμα: 6.5.: Ηλεκτρομυογράφημα.



Σχήμα: 6.6.: Ηλεκτρομυογράφοι.



Σχήμα: 6.7.: Ηλεκτρομυογράφος 3, 6 ή 8 καναλιών κατάλληλος για γρήγορα και αξιόπιστα νευροδιαγνωστικά αποτελέσματα ΗΜΓραφίας, Αγωγής Νεύρου και Προκλητών Δυναμικών.

Σε δεύτερο κανάλι του παλμογράφου δύναται να ληφθεί η ολοκληρωμένη μορφή του ΗΜΓ (volto - second) που δίνει το μέτρο του ολικού ηλεκτρικού δυναμικού από τη διέγερση του μυ. Παρακολουθώντας τον παλμογράφο και το μεγάρφωνο, το ηλεκτρόδιο βελόνα δύναται να τοποθετηθεί πολύ κοντά στο μυ που χρειάζεται εξέταση. Παράλληλα, με τη βοήθεια του μεγαφώνου γίνεται ο ακριβής προσδιορισμός της θέσης που πρέπει να τοποθετηθεί το ηλεκτρόδιο. Πιο συγκεκριμένα, καθώς η βελόνα πλησιάζει τα προς εξέταση μυϊκά ινίδια (active fibers), ο ήχος γίνεται πολύ χαρακτηριστικός, οξύς και ευδιάκριτος. Το δυναμικό που ανιχνεύεται έχει διάρκεια 1 με 10 msec είναι μικρό σε μέγεθος 50 μ V με 3 mV, και χρειάζεται ενίσχυση.

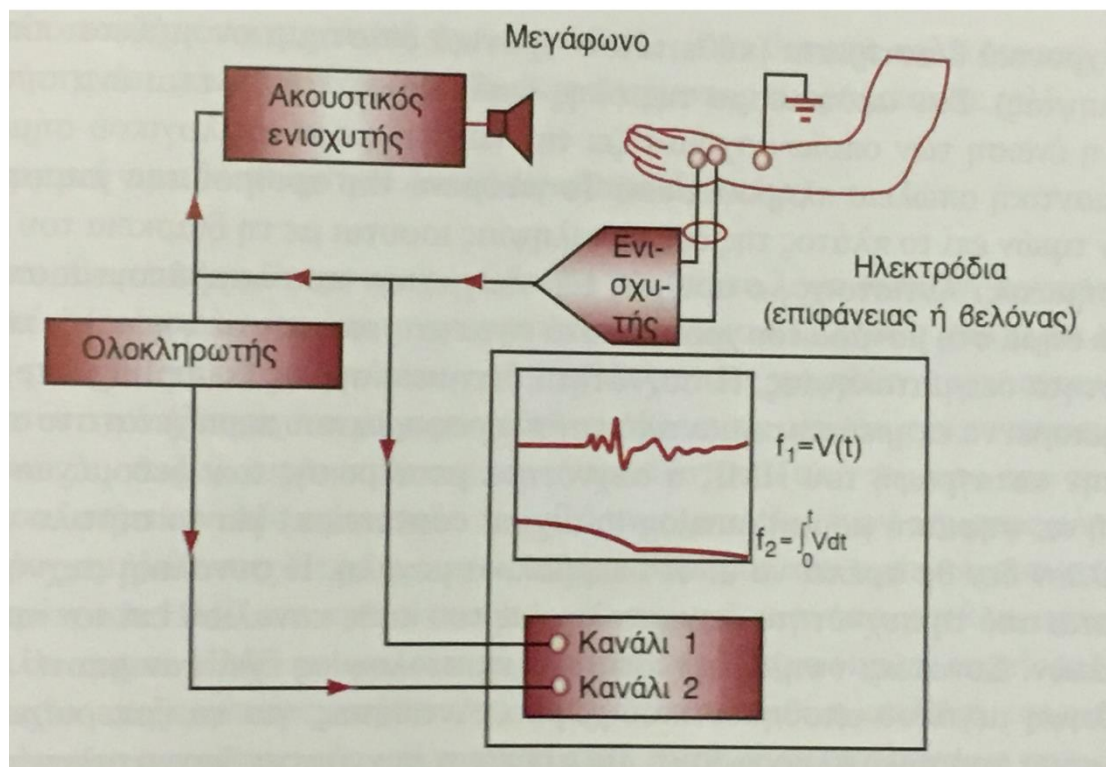
Επιπροσθέτως, η ταχύτητα με την οποία μεταδίδεται ένα εξωτερικό ερέθισμα, με τη μορφή δυναμικού, στους φυσιολογικούς σκελετικούς μυς έχει τυπικές τιμές από 40 έως 60 m/sec. Ταχύτητα κάτω από 10 m/sec είναι ενδεικτική για κάποια μυϊκή λειτουργική ανωμαλία. Οι ανθρώπινοι σκελετικοί μυς μπορεί να διεγείρονται - συσπώνται (με εξωτερικό ερέθισμα) με συχνότητα μεταξύ 5 και 15 Hz.

Για την καταγραφή, λοιπόν, του ηλεκτρομυϊκού σήματος χωρίς παραμορφώσεις, παρεμβολές και απαλλαγή από θορύβους, ο ενισχυτής θα πρέπει να έχει τα ακόλουθα χαρακτηριστικά:

1. Πολύ μεγάλη εμπέδηση εισόδου έτσι ώστε για οποιοδήποτε σήμα εισόδου να μη δημιουργούνται προβλήματα φόρτου,
2. Πολύ μικρή εμπέδηση εξόδου ώστε να μη περιορίζεται η ισχύς που παρέχει ο ενισχυτής,
3. Μεγάλη ενίσχυση,
4. Σταθερότητα και γραμμικότητα στην ενίσχυση,
5. Μείωση θορύβου,
6. Απόκριση - εύρος συχνοτήτων. Επειδή, το εύρος συχνοτήτων του ηλεκτρομυϊκού σήματος είναι μεγάλο, το εύρος συχνοτήτων του ενισχυτή θα πρέπει να είναι τέτοιο ώστε να μπορεί να ενισχύει όλες τις συχνότητες.

Μετά την ενίσχυση, το σήμα καταγράφεται. Ως μέσο καταγραφής μπορεί να χρησιμοποιηθεί χαρτί, παλμογράφος και ηλεκτρονικός υπολογιστής. Επειδή οι συχνότητες του ηλεκτρομυϊκού σήματος ανήκουν στην ακουστή περιοχή συχνοτήτων, μπορεί να χρησιμοποιηθεί και το megάφωνο.

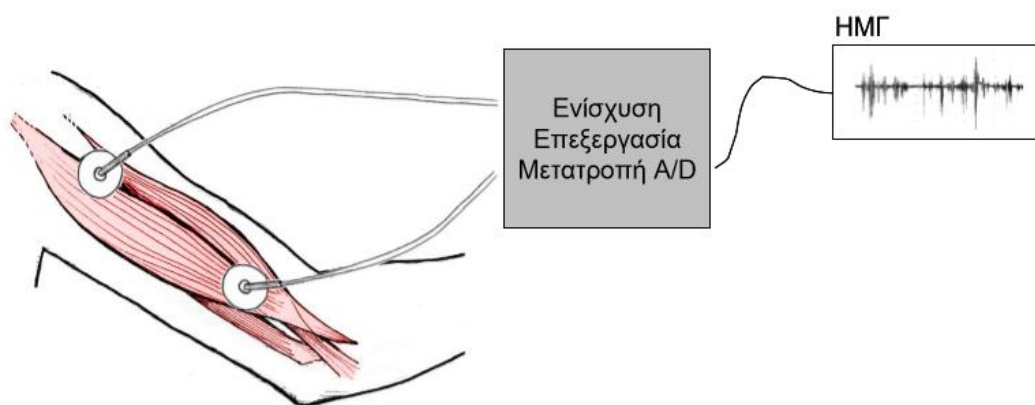
Μια τυπική διάταξη ηλεκτρομυογράφου παρουσιάζεται στο σχήμα: 6.8. Πιο αναλυτικά, το σήμα, αφού ενισχυθεί, απεικονίζεται σε ένα κανάλι της οθόνης παλμογράφου (σε mV). Στο δεύτερο κανάλι του παλμογράφου μπορεί να ληφθεί η ολοκληρωμένη μορφή του σήματος (mV*s) που δίνει το μέτρο του ολικού ηλεκτρικού δυναμικού από τη διέγερση του μυός ενώ ταυτόχρονα ακούγεται και από το megάφωνο.



Σχήμα: 6.8.: Διάταξη λήψης, ενίσχυσης και παρουσίασης του ΗΜΓ.

Η αξιολόγηση της μυϊκής λειτουργίας μέσω της ολοκληρωμένης μορφής είναι πιο εύκολη από αυτή της μη ολοκληρωμένης λόγω της πιο απλής μορφής της ολοκληρωμένης καμπύλης (σχήμα: 6.8.). Στην κλινική πράξη συνήθως χρησιμοποιείται συνδυασμός του ακουστικού σήματος μέσω μεγαφώνου και της ολοκληρωμένης μορφής του σήματος μέσω παλμογράφου.

Ακόμη, το σήμα προκειμένου να καταγραφεί σε ηλεκτρονικό υπολογιστή θα πρέπει πρώτα να μετατραπεί σε ψηφιακό καθώς το σήμα που ανιχνεύεται από τα ηλεκτρόδια είναι αναλογικό. Αυτό συνήθως γίνεται μέσω κάρτας μετατροπής σήματος από αναλογικό σε ψηφιακό (σχήμα: 6.9.).



Σχήμα: 6.9.: Τυπική διάταξη για την καταγραφή του ΗΜΓ.



Σχήμα: 6.10.: Ηλεκτρομυογράφος - Νευροφυσιολογικός έλεγχος. Η εξέταση αποτελείται από 2 μέρη: 1) Εξέταση των ταχυτήτων αγωγής, με την εφαρμογή επιφανειακών ηλεκτροδίων στο δέρμα για την εκτίμηση των κινητικών νευρώνων. 2) Εξέταση με βελονοειδές ηλεκτρόδιο, με την εφαρμογή μιας μικρής βελόνας στους μύς προκειμένου να ελεγχθεί η ηλεκτρική τους δραστηριότητα.

Το **Ηλεκτρομυογράφημα** (ΗΜΓ) διενεργείται όταν χρειάζεται να διερευνηθούν τα παρακάτω:

- Η λειτουργία ενός νεύρου,
- Η λειτουργία ενός μυός,
- Η μεταβίβαση ερεθισμάτων από ένα νεύρο σε ένα μύ.

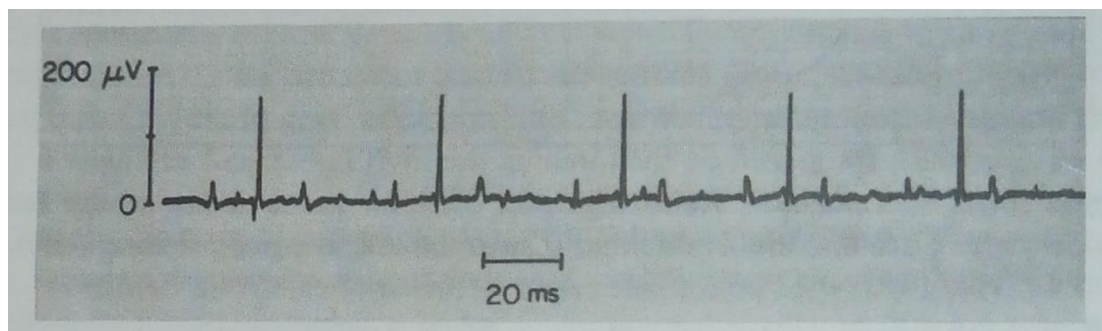
Γενικά, το **ηλεκτρομυογράφημα** αποτελεί αρωγό στο να εντοπιστεί η αιτία ή οι αιτίες κάποιων συμπτωμάτων. Τα **συμπτώματα** τούτα είναι τα κάτωθι:

- Μυρμηγκιάσματα,
- Μουδιάσματα ή άλλες αισθητικές διαταραχές,
- Πόνοι στους μυς,
- Παράλυση,
- Μυϊκή αδυναμία,
- Ακούσιες συσπάσεις των μυών.
- Πόνους των χεριών ή των ποδιών με κάποια ειδικά χαρακτηριστικά.

Καταστάσεις που θα μπορούσαν να προκαλέσουν αυτά τα **συμπτώματα** είναι οι εξής:

- Παθήσεις των μυών,
- Παθήσεις που επηρεάζουν την σύνδεση των νευρώνων με τους μυς (μυασθένεια),
- Ριζίτιδες,
- Παθήσεις του ανώτερου κινητικού νευρώνα (νόσος κινητικού νευρώνα),
- Παθήσεις των περιφερικών νευρών (όπως το σύνδρομο καρπιαίου σωλήνα).
- Κήλες της οσφυϊκής ή της αυχενικής μοίρας της σπονδυλικής στήλης,
- Παραλύσεις μεμονωμένων νευρών (κερκιδικού, μασχαλαίου, περονιαίου κλπ).

Επί παραδείγματι, στην περίπτωση της μυϊκής παράλυσης, με την ηλεκτρομυογραφία δύναται να διαγνωστεί από ποιο μέρος του οργανισμού προήλθε η παράλυση, ήτοι αν η ανωμαλία προέρχεται από τον εγκέφαλο (ανώτερος κινητικός νευρώνας) ή τη σπονδυλική στήλη (κατώτερος κινητικός νευρώνας). Τα ηλεκτρομυογραφήματα στις δύο αυτές περιπτώσεις έχουν διαφορετικά χαρακτηριστικά και γι αυτό είναι δυνατόν να γίνει η ανωτέρω διάγνωση. Στην περίπτωση της μυϊκής παράλυσης ο μυς δεν μπορεί να συσπαστεί ούτε εκούσια ούτε με εξωτερικό ερεθισμό. Επιπλέον, στο σχήμα: 6.11, παρουσιάζεται ένα φυσιολογικό ΗΜΓ/μα ενός γραμμωτού μυός σε ασθενή σύσπαση.



Σχήμα: 6.11.: Φυσιολογικό ΗΜΓ/μα ενός γραμμωτού μυός σε ασθενή σύσπαση.

6.3.(1). Ηλεκτρομυογράφημα με ηλεκτρική διέγερση ή ηλεκτρονευρογράφημα (ΗΝΓ) (ENG) - (Μέτρηση ταχυτήτων αγωγής).

Καταρχάς, συνήθως με τον όρο “Ηλεκτρομυογράφημα” εννοείται ένα πακέτο δύο κυρίως εξετάσεων αρκετά διαφορετικών μεταξύ τους που διενεργούνται απλώς με το ίδιο μηχάνημα:

- Το αυτό καθ’ αυτό ηλεκτρομυογράφημα.
- το ηλεκτρονευρογράφημα.

Πιο αναλυτικά, εκτός της εκούσιας συστολής, είναι δυνατό να προκληθεί και ακούσια συστολή του μυός με εξωτερική ηλεκτρική διέγερση και να ληφθεί το αντίστοιχο ΗΜΓ σε τούτη την περίπτωση ΗΝΓ.

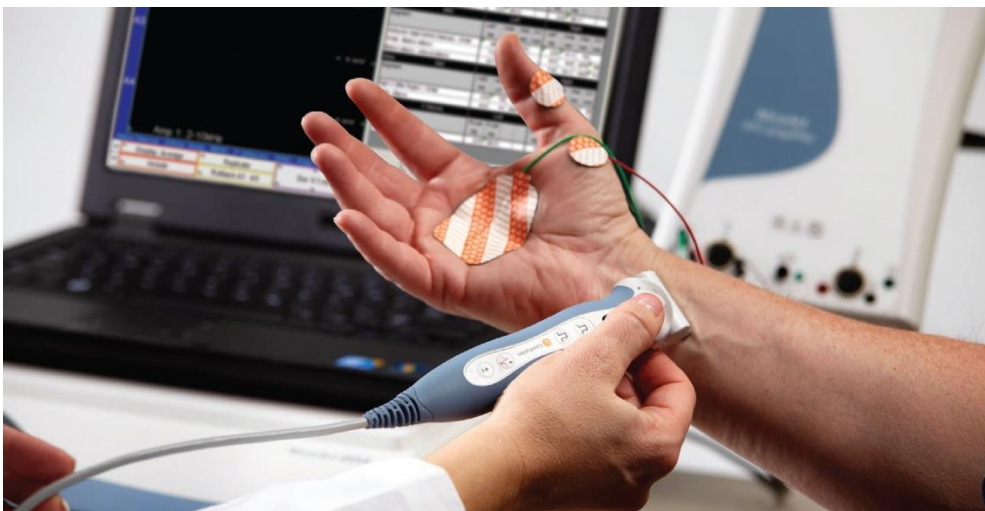
Στην προκλητή τούτη συστολή, η στιγμή και η διάρκεια του ηλεκτρικού ερεθίσματος ελέγχονται από το όργανο (διέγερση) και όλες οι μυϊκές ίνες πυροδοτούν σχεδόν ταυτόχρονα. Το ερέθισμα μπορεί να έχει ύψος 100 V και διάρκεια από 0,1msec μέχρι 0,5msec.

Το **Ηλεκτρονευρογράφημα (μέτρηση ταχυτήτων αγωγής)** αποτελεί μία εξέταση που πραγματοποιείται με τη **χρήση ηλεκτρικών διεγέρσεων** πολύ χαμηλού δυναμικού και έντασης και είναι τελείως ανώδυνη. Πιο συγκεκριμένα τοποθετούνται σε ορισμένα σημεία της διαδρομής ενός νεύρου δύο **“αυτοκόλλητα” ηλεκτρόδια** και χορηγούνται μετά πολύ σύντομες ηλεκτρικές διεγέρσεις. Τα ηλεκτρόδια καταγράφουν τις διεγέρσεις καθώς και το χρόνο που μεσολάβησε για την μετάδοση του ερεθίσματος από το σημείο της διέγερσης μέχρι το σημείο καταγραφής. Με τον τρόπο αυτό ο νευρολόγος μετράει την ταχύτητα αγωγής του νευρικού ερεθίσματος.

Στα σχήματα: 6.12.,6.13. που ακολουθούν παρακάτω απεικονίζεται η μέτρηση της κινητικής ταχύτητας αγωγής του μέσου νεύρου. Ο **διεγέρτης** (η συσκευή που δίνει το ηλεκτρικό ερέθισμα) ακουμπά λίγο πιά πάνω από τον καρπό και το **ζευγάρι ηλεκτροδίων καταγραφής** είναι κολλημένο στον αντίχειρα. Ενώ, στην παλάμη τοποθετείται το **ηλεκτρόδιο** που χρησιμεύει ως **γείωση**.

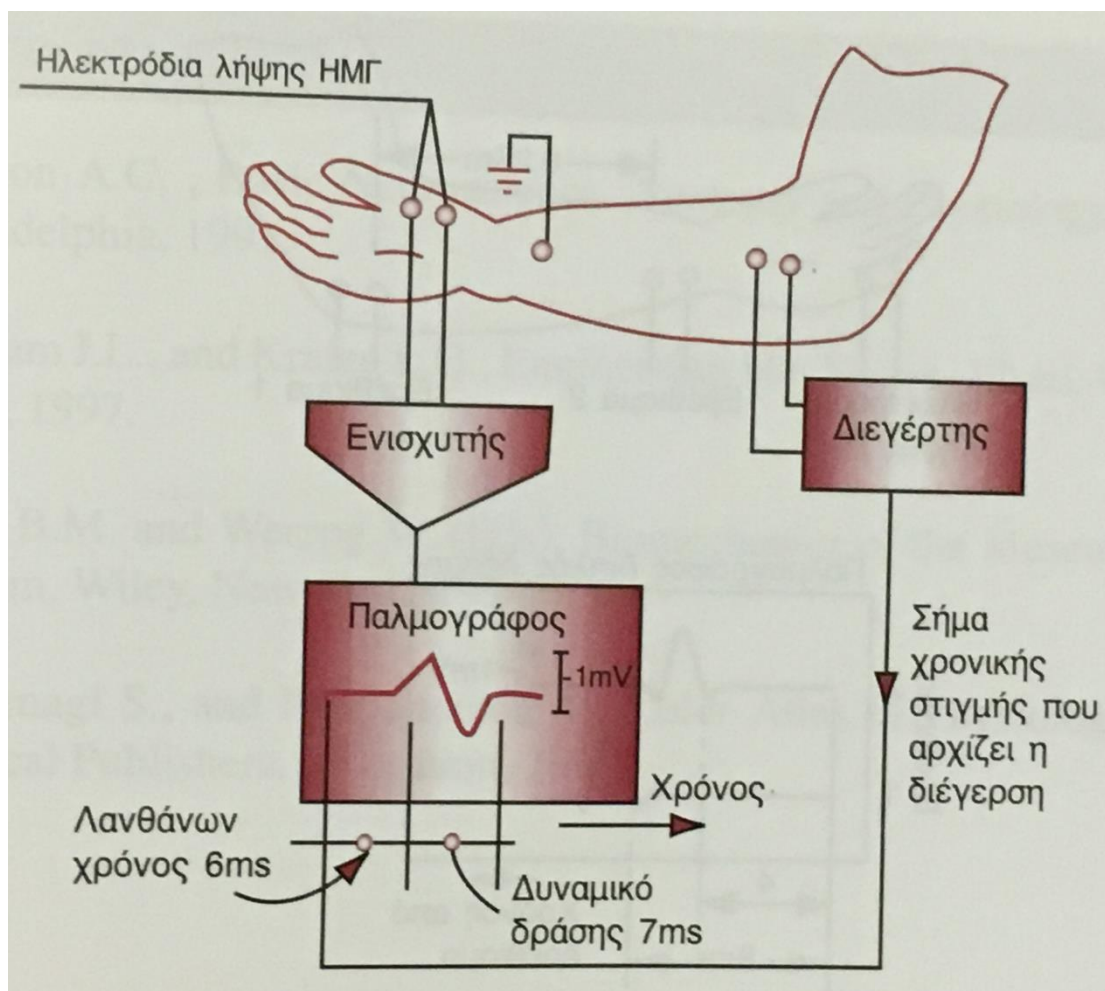


Σχήμα: 6.12.: Διεξαγωγή μέτρησης της κινητικής ταχύτητας αγωγής του μέσου νεύρου. Ο διεγέρτης (η συσκευή που δίνει το ηλεκτρικό ερέθισμα) ακουμπά λίγο πίο πάνω από τον καρπό και το ζευγάρι ηλεκτροδίων καταγραφής είναι κολλημένο στον αντίχειρα (στην παλάμη είναι το ηλεκτρόδιο που χρησιμεύει ως γείωση).



Σχήμα: 6.13.: Ηλεκτρονευρογράφημα - μέτρηση της κινητικής ταχύτητας αγωγής του μέσου νεύρου. Ο διεγέρτης (η συσκευή που δίνει το ηλεκτρικό ερέθισμα) ακουμπά λίγο πίο πάνω από τον καρπό και το ζευγάρι ηλεκτροδίων καταγραφής είναι κολλημένο στον αντίχειρα. Ενώ, στην παλάμη τοποθετείται το ηλεκτρόδιο που χρησιμεύει ως γείωση.

Επιπλέον, η διάταξη διέγερσης και καταγραφής του ΗΝΓ παρουσιάζεται στο σχήμα: 6.14. Το δυναμικό δράσης εμφανίζεται με καθυστέρηση σε σχέση με το ερέθισμα, που καλείται λανθάνων χρόνος. Παράλληλα, συχνά συγκρίνονται τα δυναμικά και οι λανθάνοντες χρόνοι είτε από ΗΜΓ συμμετρικών μυών του σώματος, είτε ασθενών και υγιών ατόμων.



Σχήμα: 6.14.: Διάταξη λήψης ενός ΗΝΓ, ενός ΗΜΓ που προκλήθηκε από εξωτερική ηλεκτρική διέγερση.

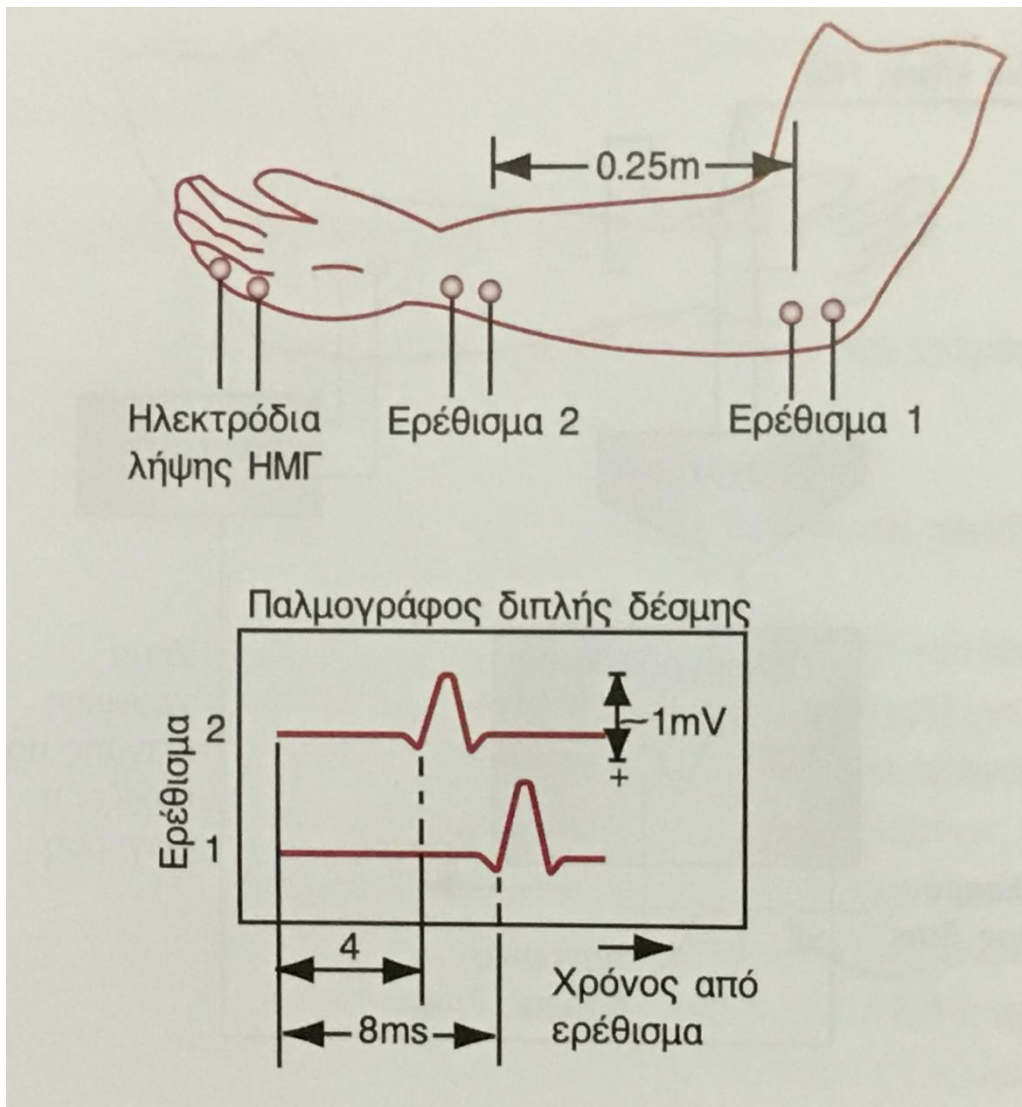
Επίσης, δύναται να διεγερθούν ηλεκτρικά και τα αισθητικά νεύρα που φέρνουν πληροφορίες στον εγκέφαλο έχοντας ως αποτέλεσμα τη διέγερση του κινητικού νεύρου μαζί με το αισθητικό. Ο παλμός του κινητικού νεύρου, διατρέχοντας μικρότερη απόσταση, διεγείρει πρώτος (περίπου 7 msec) το μυ, ενώ (σε περίπου 15 msec) ακολουθεί ο παλμός που οφείλεται στη διέγερση του αισθητικού νεύρου. Σε περίπτωση που το ερέθισμα είναι πολύ έντονο, προκύπτει μόνο μια έντονη απόκριση του μυός η οποία προέρχεται απευθείας από το κινητικό νεύρο. Παράλληλα, δύναται να μετρηθεί και η ταχύτητα του παλμού στο κινητικό νεύρο.

Η ταχύτητα μετάδοσης σε ένα περιφερικό νεύρο μετριέται με την διέγερση ενός κινητήριου νεύρου σε δύο σημεία που βρίσκονται σε μια γνωστή απόσταση μεταξύ τους επί του κορμού του νεύρου. Αφαίρεση της πιο σύντομης λανθάνουσας περιόδου

από την πιο μακροχρόνια λανθάνουσα περίοδο δίνει το χρόνο μετάδοσης κατά μήκος του τμήματος του νεύρου μεταξύ των ηλεκτροδίων διέγερσης. Έχοντας ως δεδομένη την απόσταση μεταξύ τους, προσδιορίζεται **η ταχύτητα μετάδοσης του νεύρου**, η οποία **έχει μεγάλη κλινική αξία**. Αφού, για παράδειγμα **η ταχύτητα μετάδοσης σε μια νευρική ίνα επιβραδύνεται μετά από νευρικό τραυματισμό**.

Αν και τα δυναμικά πεδίων από τα νεύρα είναι πολύ μικρότερου πλάτους από τα εξωκυτταρικά δυναμικά από τις διεγέρσιμες περιβάλλουσες μυϊκές ίνες, τέτοια δυναμικά δύναται να καταγραφούν με ομόκεντρα βελονοειδή ηλεκτρόδια ή με ηλεκτρόδια επιφάνειας. Παράλληλα, τα δυναμικά των νεύρων μπορούν να προκληθούν με την εφαρμογή των ερεθισμάτων στα "μικτά" νεύρα (περιέχουν και κινητήρια και αισθητήρια συστατικά) όπως στο ωλενικό νεύρο του βραχίονα, έτσι στη συγκεκριμένη περίπτωση τα προκύπτοντα δυναμικά προέρχονται και από τους δύο τύπους ενεργών ινών.

Επιπροσθέτως, στο σχήμα: 6.15. απεικονίζεται μια διάταξη εφαρμογής ερεθίσματος σε δύο θέσεις. Πιο αναλυτικά, τα δύο ερεθίσματα εμφανίζονται ταυτόχρονα. Λόγω της διαφορετικής απόστασης (0,25m) τα ερεθίσματα φθάνουν στα ηλεκτρόδια λήψης σε διαφορετικές χρονικές στιγμές, δηλαδή με διαφορά 4msec. Συνεπώς, η ταχύτητα αγωγής του παλμού κατά μήκος του κινητικού νεύρου είναι $0,25\text{m}/4 \cdot 10^{-3}\text{s} = 62,5 \text{ m/sec}$. Η κόπωση των μυών προσδιορίζεται με πολλαπλές διεγέρσεις.

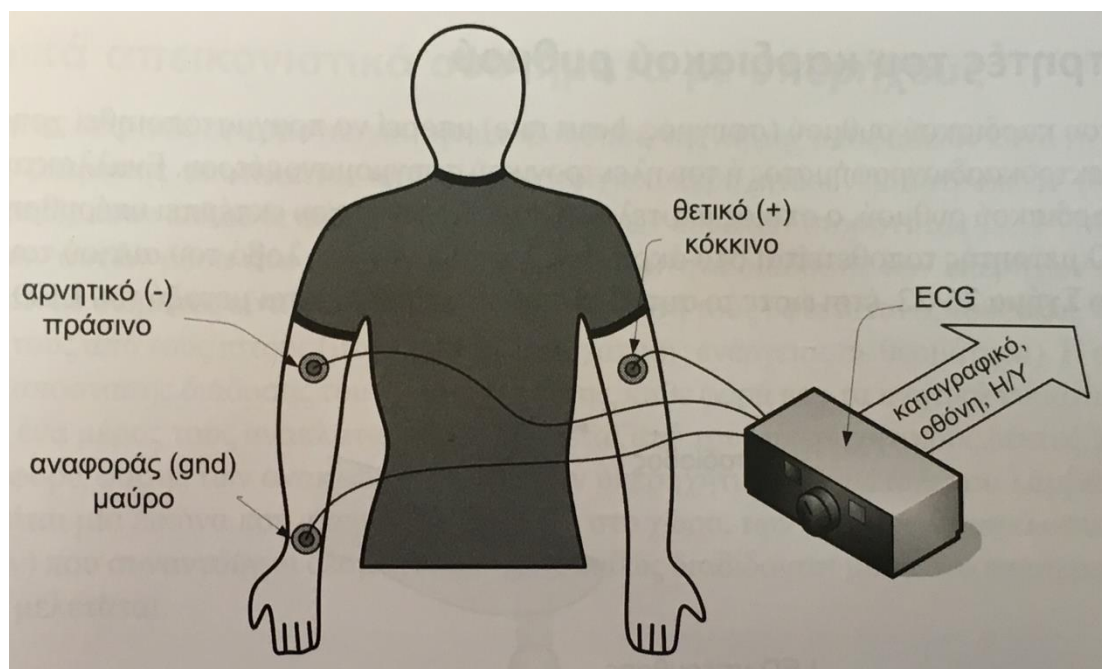


Σχήμα: 6.15.: Τεχνική μέτρησης της ταχύτητας αγωγής του σήματος σε κινητικό νεύρο.

6.4. Ηλεκτροκαρδιογράφημα (ECG).

6.4.(1). Ηλεκτροκαρδιογράφημα - γενικά.

Καταρχάς, 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. Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ElectroCardioGram, ECG) είναι μία γραφική καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας που συμβαίνει κατά τη διάρκεια των συσπάσεων της καρδιάς και παρέχει πολλές πληροφορίες στους ιατρούς για την υγεία των ασθενών τους. Χρησιμοποιώντας ηλεκτρόδια ή κανάλια εισόδου ή απαγωγές σήματος (όπως και καλούνται οι αισθητήρες που τοποθετούνται στο ανθρώπινο σώμα προκειμένου να καταγράψουν την ηλεκτρική δραστηριότητα στην περιοχή της καρδιάς) (σχήμα: 6.16.) πραγματοποιείται η μέτρηση των διαφορών δυναμικού που αναπτύσσονται κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου στην επιφάνεια του δέρματος.



Σχήμα: 6.16.: Η θέση των ηλεκτροδίων για λήψη ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

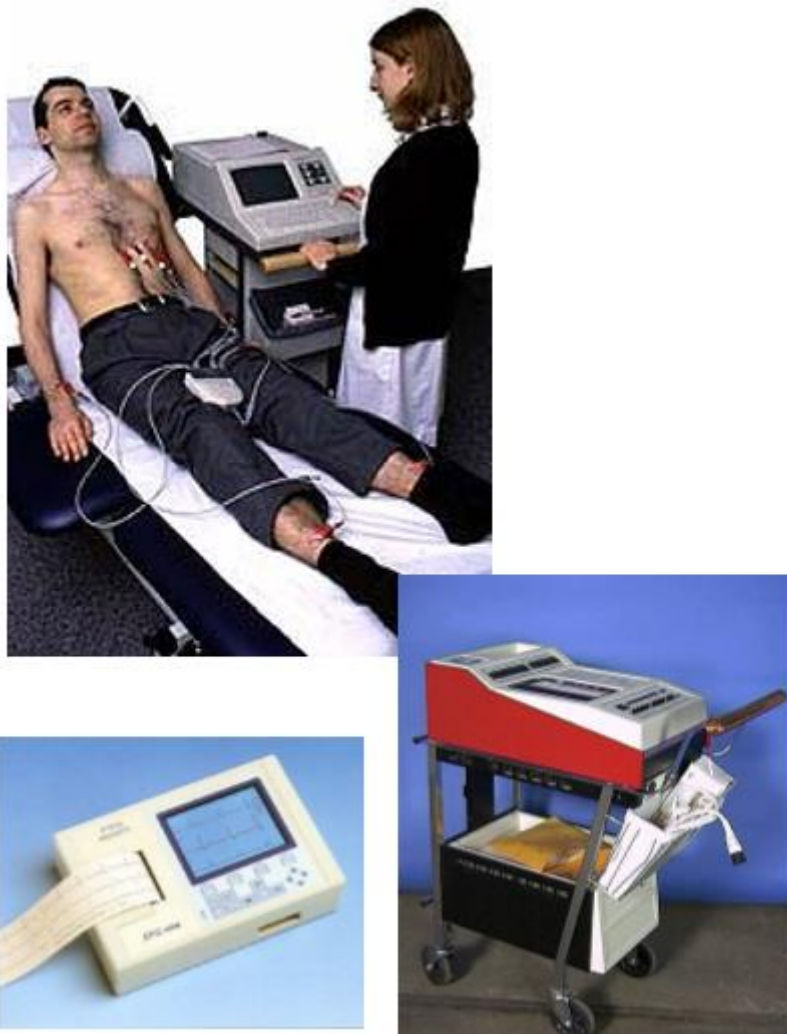
Η διαδικασία της καταγραφής με επιφανειακούς αισθητήρες (ηλεκτρόδια βεντούζας απορρόφησης και ηλεκτρόδια επαφής περίδεσης) βασίζεται στο γεγονός ότι το ανθρώπινο σώμα είναι καλός αγωγός του ηλεκτρισμού, με αποτέλεσμα να κατανέμει τα ηλεκτρικά ρεύματα που παράγονται από την καρδιακή λειτουργία στην επιφάνειά του. Έτσι δίδεται η δυνατότητα στις απαγωγές που είναι τοποθετημένες στην επιφάνεια του δέρματος να ανιχνεύουν σήματα, τα οποία έχουν παραχθεί στην περιοχή της καρδιάς. Όσον αφορά στον τρόπο τοποθέτησης των απαγωγών έχει επικρατήσει η χρήση 12 απαγωγών: 6 από τις οποίες τοποθετούνται στη θωρακική περιοχή, ενώ οι υπόλοιπες 6 τοποθετούνται στα άκρα.

Ηλεκτροκαρδιογράφημα ονομάζεται η μη επεμβατική εξέταση κατά την οποία καταγράφονται, με τη βοήθεια ηλεκτροδίων και μεταλλικών πλακών, ηλεκτρικά δυναμικά (ρεύματα) που φθάνουν στην επιφάνεια του σώματος και προέρχονται από την καρδιά. Η καταγραφή τους σε χαρτί και η καμπύλη που λαμβάνεται, αποτελεί το ηλεκτροκαρδιογράφημα (σχήμα: 6.17.).



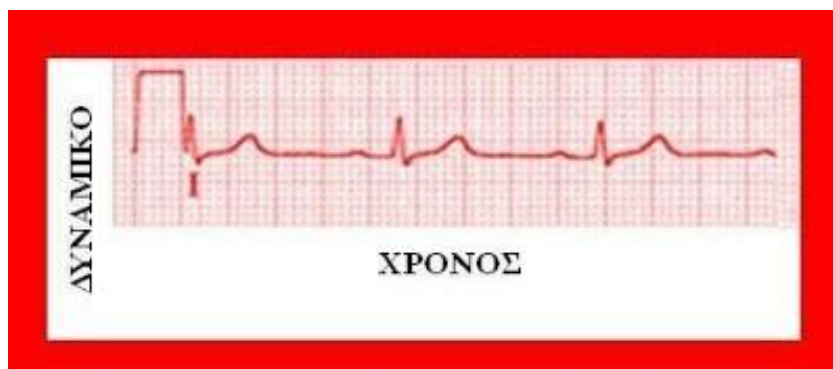
Σχήμα: 6.17.: Καταγραφή των ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς (ΗΚΓ).

Το ΗΚΓ λαμβάνεται με τη χρήση ειδικής συσκευής, η οποία ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφος (σχήμα: 6.18.). Στην ουσία πρόκειται για ένα βολτόμετρο που καταγράφει τις διαφορές δυναμικού των ερεθισμάτων, τα οποία παράγονται στην καρδιά και φθάνουν έως την επιφάνεια του σώματος. Αποτελείται από μια κεντρική μονάδα και 10 καλώδια: 4 πλάκες τοποθετούνται στα άνω και κάτω άκρα και 6 ηλεκτρόδια στο θωρακικό τοίχωμα του εξεταζόμενου (καρδιογράφος 12 απαγωγών).



Σχήμα:6.18.: Ηλεκτροκαρδιογράφοι - καταγραφή των ηλεκτρικών δυναμικών της καρδιάς (ΗΚΓ). Λήψη καρδιογραφήματος (ΗΚΓ) από ασθενή.

Μέσω της κεντρικής μονάδας ρυθμίζεται η ενεργοποίηση ή η απενεργοποίηση της συσκευής (ON/OFF), η ταχύτητα καταγραφής (συνήθως 25 mm/sec), η χρήση φίλτρων (για την αποφυγή του «θορύβου»), το μέγεθος και ο τρόπος καταγραφής (auto/manual) του ΗΚΓ. Εντός της κεντρικής μονάδας υπάρχει ακίδα (συνήθως με μαύρο μελάνι) και τοποθετείται ειδικό μιλιμετρέ χαρτί (με τετραγωνάκια που έχουν πλευρά μήκους 1 χιλιοστού). Το χαρτί φέρει δύο άξονες: έναν οριζόντιο (καταγραφή του χρόνου) και έναν κάθετο (καταγραφή του δυναμικού) (σχήμα: 6.19.).

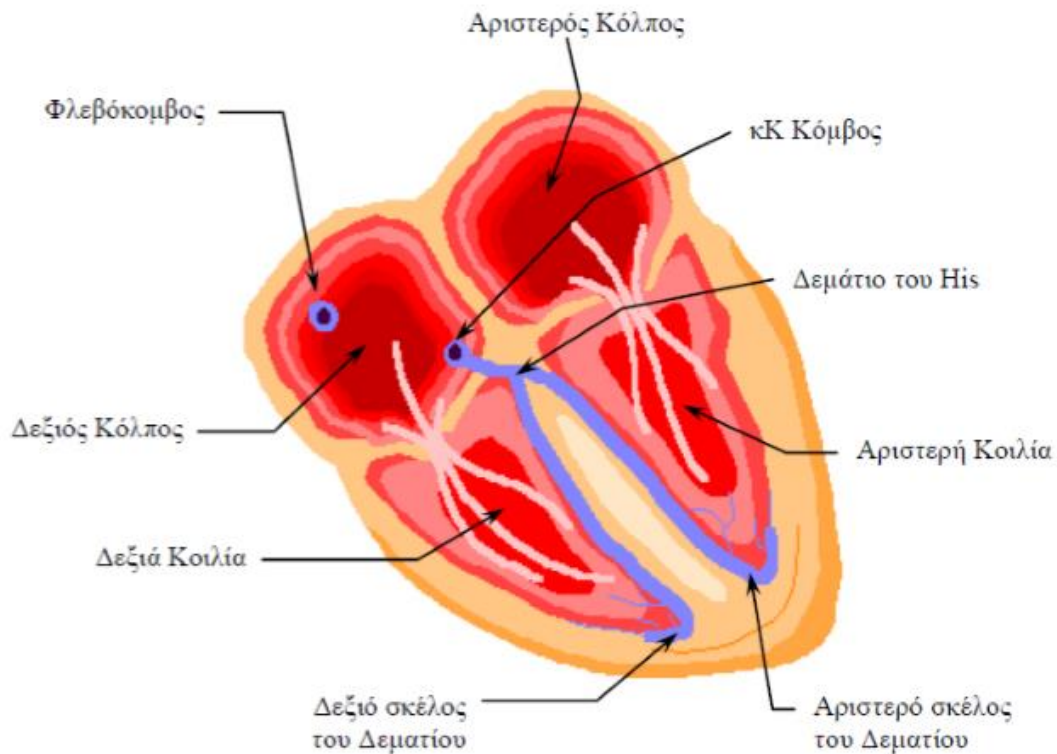


Σχήμα: 6.19.: Οι δύο άξονες στο μιλιμετρέ χαρτί του ηλεκτροκαρδιογράφου.

6.4.(2). Ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς.

Καταρχάς, η καρδιά είναι μια μυϊκή αντλία τεσσάρων διαμερισμάτων, δύο κοιλιών και δύο κόλπων. Ο καρδιακός παλμός αποτελείται από μία ρυθμική σύσπαση και γάλαση του συνόλου της μυϊκής μάζας της καρδιάς. Η σύσπαση κάθε κυττάρου σχετίζεται με το δυναμικό δράσης του κυττάρου αυτού. Η ηλεκτρική δραστηριότητα αρχίζει από την περιοχή του βηματοδότη της καρδιάς που βρίσκεται στο άνω τμήμα της και ονομάζεται φλεβοκόμβος, και μεταδίδεται σε όλη την καρδιά από κύτταρο σε κύτταρο. Αυτό είναι εφικτό γιατί τα κύτταρα της καρδιάς συνδέονται ηλεκτρικά μέσω ειδικών μεμβρανικών συνδέσεων.

Ο ρόλος που επιτελεί η καρδιά είναι η οξυγόνωση όλων των οργάνων του ανθρώπινου σώματος. Η καρδιά λειτουργεί ως μια αντλία, η οποία ωθεί το αίμα στους πνεύμονες με σκοπό να εμπλουτιστεί σε οξυγόνο, και εν συνεχεία πραγματοποιεί την κυκλοφορία του οξυγονωμένου αίματος σε όλα τα σημεία του οργανισμού. Η κυκλοφορία του αίματος επιτυγχάνεται με την συστολή της καρδιάς, την οποία θέτουν σε λειτουργία ηλεκτρικά ρεύματα που διαδίδονται μέσω του καρδιακού μυός. Ο φλεβοκόμβος, ο οποίος είναι ένας εξειδικευμένος νευρικός ιστός, οι κόλποι, ο κοιλιοκοιλιακός κόμβος (κΚ κόμβος) και οι κοιλίες (σχήμα: 6.20.), είναι τα σημεία της καρδιάς με τη βοήθεια των οποίων συντελείται η παραγωγή και διάδοση των ηλεκτρικών ρευμάτων.



Σχήμα: 6.20.: Ηλεκτροφυσιολογία της καρδιάς.

Η ηλεκτρική διέγερση της καρδιάς διενεργείται σε πέντε φάσεις οι οποίες επαναλαμβάνονται διαδοχικά ως εξής:

- 1) Παράγεται ερέθισμα από τον φλεβόκομβο.
- 2) Διεγείρεται ο δεξιός και ο αριστερός κόλπος.
- 3) Το ερέθισμα επεκτείνεται δια μέσου του κολποκοιλιακού κόμβου (κΚ κόμβου) και δεματίου του Χις (His).
- 4) Το ερέθισμα επεκτείνεται και από τα δύο σκέλη του δεματίου έως το δίκτυο του Πούρκιντζι.
- 5) Διεγείρονται ο αριστερός και ο δεξιός κοιλιακός μυς. Πιο αναλυτικά, διεγείρονται οι κοιλιακές περιοχές της καρδιάς και συστέλλονται και αυτές με τη σειρά τους. Όταν οι κοιλίες διεγείρονται για να συσταλλούν, οι κόλποι αποκτούν πάλι πόλωση. Το ηλεκτρικό αυτό σήμα ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ).

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ) γίνεται για διάφορους λόγους όπως:

- “ για καλό και για κακό ” όσοι είναι άνω των 40 ετών,
- Πόνο στο στήθος, ταχυπαλμία κτλ.,
- Φάρμακα που επηρεάζουν την καρδιά,
- Όσοι έχουν βηματοδότη (προκειμένου να ελέγξουν κατά πόσον αυτός δίνει το σωστό “τέμπο”.

6.4.(3). Βασικές αρχές της ηλεκτροκαρδιογραφίας.

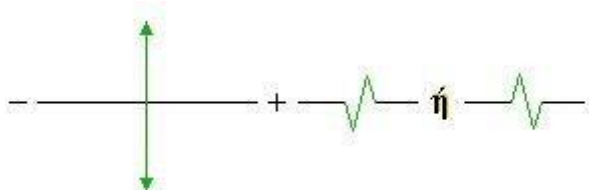
Με σκοπό την ηλεκτρική καταγραφή της καρδιακής λειτουργίας, τα ηλεκτρόδια (απαγωγές) τοποθετούνται σε επιλεγμένα σημεία του σώματος. Όταν ένα ερέθισμα έχει διεύθυνση προς μια απαγωγή, καταγράφεται ως θετική απόκλιση από αυτή (σχήμα: 6.21.). Αντίθετα, εάν κινείται αντίστροφα ως προς τη θέση της, προκύπτει έπαρμα με αρνητική απόκλιση (σχήμα:6.22.). Τέλος, εφόσον το ερέθισμα επεκτείνεται κάθετα σε σχέση με τη συγκεκριμένη απαγωγή, καταγράφεται διφασικό έπαρμα (σχήμα: 6.23.).



Σχήμα: 6.21.: Κύμα εκπόλωσης από αρνητικό προς θετικό ηλεκτρόδιο: θετική απόκλιση.



Σχήμα: 6.22.: Κύμα εκπόλωσης από θετικό προς αρνητικό ηλεκτρόδιο: αρνητική απόκλιση.



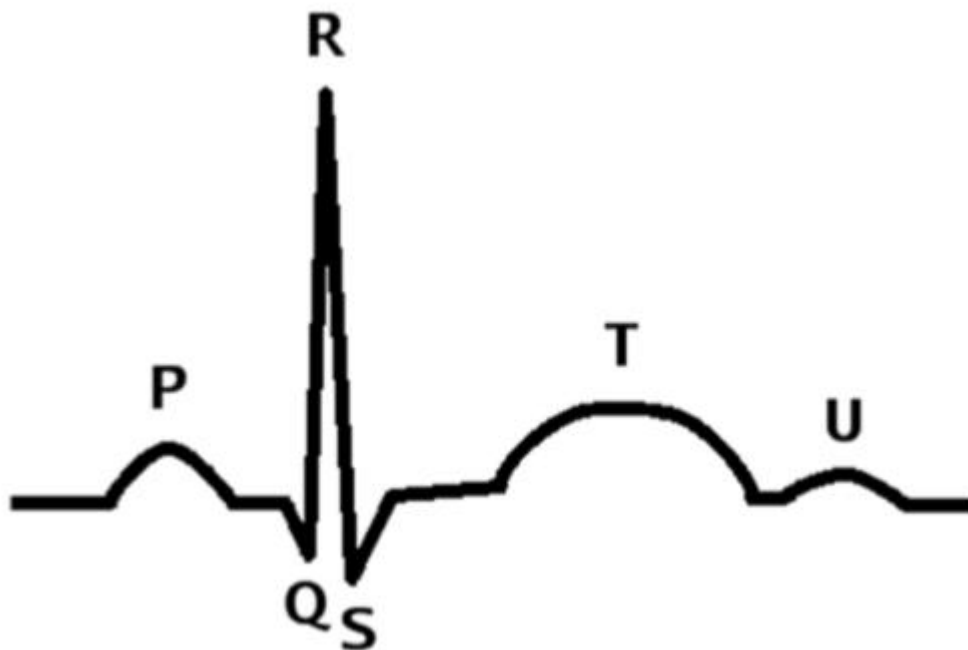
Σχήμα: 6.23.: Κύμα εκπόλωσης με κάθετη διάδοση ως προς μια απαγωγή: διφασική απόκλιση.

Επιπλέον, το ΗΚΓ έχει *συγκεκριμένη μορφή*, η οποία *αποτελείται από κορυφές που παράγονται κατά τη φάση της ηλεκτρικής διέγερσης*. Οι κορυφές αυτές ονομάζονται **επάσματα ή κύματα**, ενώ αποκλίσεις από τη φυσιολογική τους μορφή ενδέχεται να σχετίζονται με παθολογικές καταστάσεις. Για την κατανόηση της παραγωγής κάθε επάρματος αναφέρεται ότι **εκπόλωση** είναι *η διάδοση των ηλεκτρικών σημάτων μέσω των κόλπων και των κοιλίων*, ενώ **επαναπόλωση** ονομάζεται *η επαναφορά των μυϊκών κυττάρων σε κατάσταση ηρεμίας μετά την εκπόλωση*. Όταν διεγείρονται και εκπολώνονται οι κόλποι, παράγεται ένα μικρό ηλεκτρικό ρεύμα που καταγράφεται ως έπαρμα P, ενώ, όταν διεγείρονται και εκπολώνονται οι κοιλίες, παράγεται ένα σύμπλεγμα QRS. Επίσης, η επαναπόλωση των κοιλίων καταγράφεται ως διάστημα S-T, έπαρμα T και έπαρμα U. Η επαναπόλωση των κόλπων συμπεριλαμβάνεται στο σύμπλεγμα QRS. Σημειώνεται ότι οι παραπάνω καταγραφές λαμβάνονται, όταν μαζικά καρδιακά κύτταρα δημιουργούν ρεύματα. Η καταγραφή της διέγερσης ενός μόνο κυττάρου δε δύναται να καταγραφεί,

διότι είναι ανεπαίσθητη. Συνοψίζοντας, τα βασικά χαρακτηριστικά του ΗΚΓ για έναν κύκλο της ηλεκτρικής διέγερσης καταγράφονται ως εξής:

- 1) **Έπαρμα P:** το οποίο καταγράφεται κατά την κολπική εκπόλωση.
- 2) **Σύμπλεγμα QRS:** το οποίο καταγράφεται κατά την κοιλιακή εκπόλωση.
- 3) **Τμήμα S-T και έπαρμα T:** τα οποία καταγράφονται κατά την κοιλιακή επαναπόλωση.
- 4) **Έπαρμα U:** καταγράφεται πολλές φορές κατά την τελική φάση της κοιλιακής επαναπόλωσης.

Επιπροσθέτως, στο σχήμα: 6.24. παρουσιάζεται η τυπική μορφή του ΗΚΓ για ένα κύκλο της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς.



Σχήμα: 6.24.: Τυπική μορφή του ΗΚΓ για ένα κύκλο της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς.

6.4.(4). Παρακολούθηση ΗΚΓ.

Η ανάλυση του ΗΚΓ διατηρείται πολλές δεκαετίες στο ενδιαφέρον της επιστημονικής έρευνας, καθώς παραμορφώσεις στην τυπική μορφή του ΗΚΓ ενδέχεται να σχετίζονται με διάφορες παθολογικές καταστάσεις. Η ανάλυση του ΗΚΓ έχει εφαρμοστεί με σκοπό:

- τη μέτρηση της μεταβολής του καρδιακού ρυθμού,
- τη διάγνωση αρρυθμίας,
- τη διάγνωση κοιλιακής μαρμαρυγής,
- τη διάγνωση στεφανιαίας νόσου.

Ενδεικτικά κάποια συμβάντα ιατρικής φυσιολογίας που μπορούν να ανιχνευθούν από μια ιατρική ομάδα περιλαμβάνουν :

- 1) Μαρμαρυγή – καρδιακή αρρυθμία, ουσιαστικά προκαλείται από τυχαιότητα στα ηλεκτρικά σήματα και έχει σαν αποτέλεσμα χαοτικές και αναποτελεσματικές συσπάσεις της καρδιάς.
- 2) Καρδιακές Ρυθμικές διαταραχές - περιλαμβάνει πρόωρες συστολές της κοιλίας, όπου οι κοιλίες συστέλλονται σε λάθος χρονική στιγμή.
- 3) Ασυστολία, όταν δεν υπάρχει ηλεκτρική δραστηριότητα στην καρδιά. Ασθενείς σε αυτή την κατάσταση είναι κλινικά νεκροί.
- 4) Ανωμαλίες ηλεκτρικής αγωγής, αποδιοργάνωση των ηλεκτρικών οδεύσεων της καρδιάς.
- 5) Μέγεθος των καρδιακών θαλάμων (διεύρυνση ή ατροφία).
- 6) Τοποθέτηση της καρδιάς στο στέρνο (άξονας).
- 7) Ρυθμός που η καρδιά συσπάται (βραδυκαρδία, ταχυκαρδία).
- 8) Διάγνωση εμφράγματος του μυοκαρδίου (καρδιακή προσβολή).
- 9) Επίδραση καρδιαγγειακών φαρμάκων.
- 10) Σε εξετάσεις άσκησης, τα αποτελέσματα της σωματικής άσκησης στην καρδιά (τέστ κοπώσεως).

Επιπροσθέτως, στα σχήματα: 6.25., 6.26., 6.27., 6.28., 6.29., 6.30. που ακολουθούν παρακάτω απεικονίζονται ηλεκτροκαρδιογραφήματα με παθολογικούς ρυθμούς.



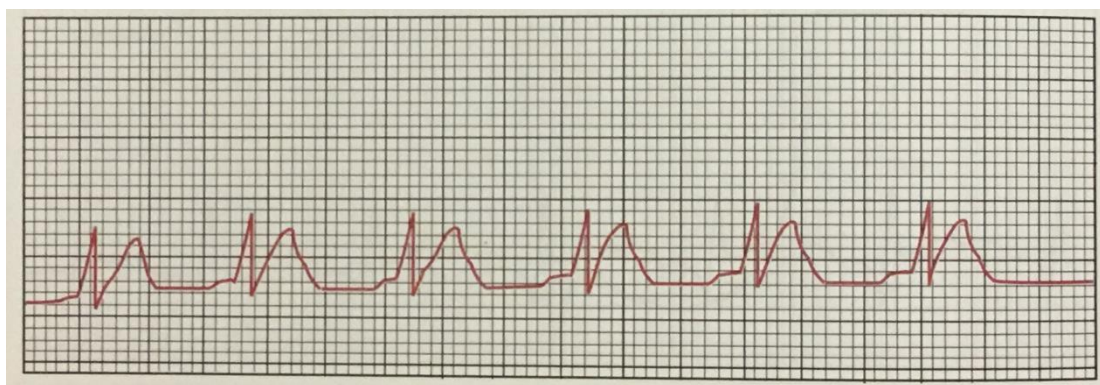
Σχήμα: 6.25.: Έκτοποι παλμοί. Το κοιλιακό μυοκάρδιο γίνεται υπερ-ευερέθιστο και συσπάται από μόνο του.



Σχήμα: 6.26.: Κολπικός πτερυγισμός. Η αγωγή στους κόλπους γίνεται πολύ γρήγορα (γρηγορότερα από ότι οι κοιλίες μπορούν να ακολουθήσουν).



Σχήμα: 6.27.: Φλεβοκομβική Ταχυκαρδία. Η καρδιά χτυπά πολύ γρήγορα. Με τον όρο ταχυκαρδία εννοείται ο ταχύς ρυθμός της καρδιάς, που κατά τον συνήθη ορισμό, πρέπει να είναι συχνότερος από 100 συστολές ανά min.



Σχήμα: 6.28.: Φλεβοκομβική Βραδυκαρδία. Με τον όρο βραδυκαρδία εννοείται η ελαττωμένη συχνότητα καρδιακής λειτουργίας, που κατά τον συνήθη ορισμό, πρέπει να είναι μικρότερη από 60 συστολές ανά min.



Σχήμα: 6.29.: Κοιλιακή μαρμαρυγή. Η σύσπαση στις κοιλίες είναι πάρα πολύ γρήγορη και ακανόνιστη (συγκοπτή - απινίδωση).



Σχήμα: 6.30.: Φυσιολογικό ΗΚΓ.

Επιπλέον, τα καρδιακά συστήματα παρακολούθησης, τυπικά εμφανίζουν στην οθόνη εκτός της κυματομορφής του ΗΚΓ και έναν αριθμό που αναπαριστά τον καρδιακό ρυθμό (χτύποι ανά λεπτό). Παράλληλα, 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 πραγματοποιηθεί μέτρηση της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς. Παραδείγματος χάριν, 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.

6.4.(5). ΗΚΓ τριών απαγωγών.

Στο ΗΚΓ τριών απαγωγών υπάρχουν τρεις συνδέσεις με τον ασθενή. Παράλληλα, χρησιμοποιείται η παρακάτω ονοματοδοσία για τις συνδέσεις:

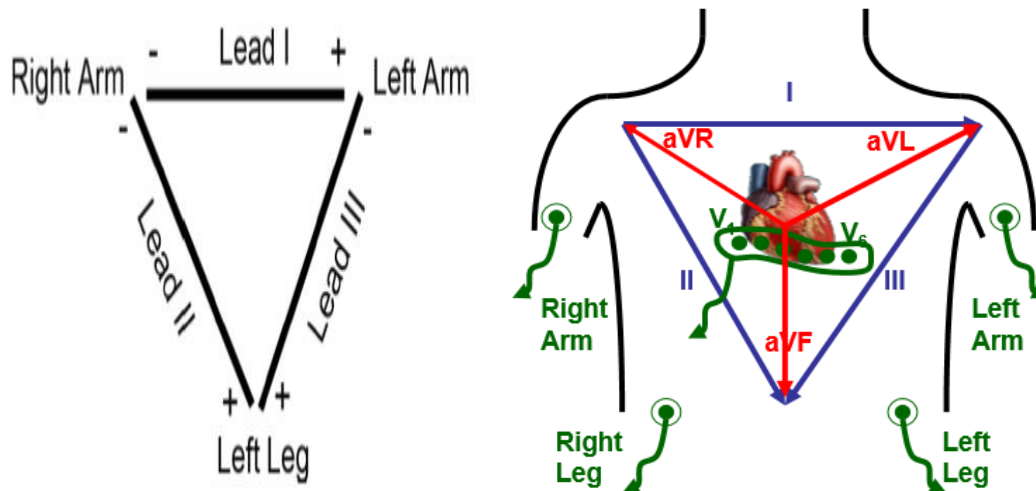
- RA (right arm – δεξί χέρι),
- LA (left arm – αριστερό χέρι),
- LL (left leg – αριστερό πόδι).

Η συγκεκριμένη σήμανση μπορεί να είναι παραπλανητική, διότι 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.

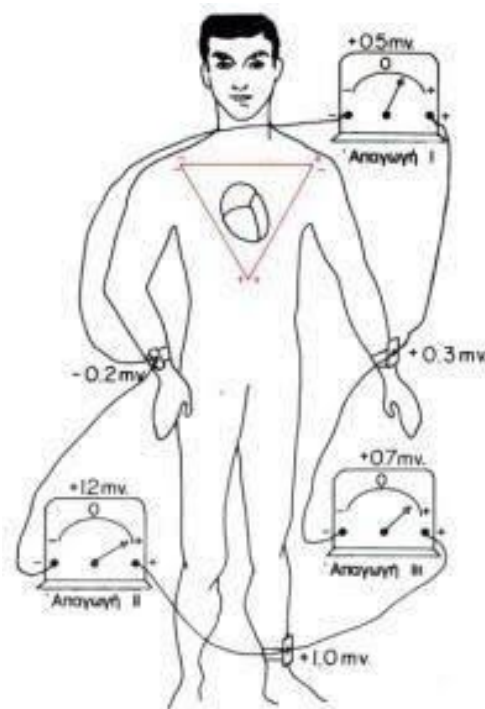
1. Απαγωγή I - RA (αρνητικό) και LA (θετικό).
2. Απαγωγή II - RA (αρνητικό) και LL (θετικό).
3. Απαγωγή III - LA (αρνητικό) και LL (θετικό).

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

Αϊντχόβεν (Willem Eithoven) και καλείται τρίγωνο του Αϊντχόβεν. Οι απαγωγές, διπολικές απαγωγές άκρων, σχηματίζουν ένα τρίγωνο (σχήμα: 6.31.).



Σχήμα: 6.31.: Τρίγωνο Αϊντχόβεν.



Σχήμα: 6.32.: Οι διπολικές απαγωγές I, II και III.

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.

6.4.(6). 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 aVR, aVL και aVF. 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 aVR, όταν συνδέεται με το αριστερό άνω άκρο, ονομάζεται απαγωγή aVL και όταν συνδέεται με το αριστερό κάτω άκρο, ονομάζεται απαγωγή aVF.

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 aVR, στην οποία το ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι ανεστραμμένο.

6.4.(7). 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.

Επίσης, 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, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5 και V6. 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 καθώς και στο τεστ κοπώσεως.

6.4.(8).Εμβρυακό Ηλεκτροκαρδιογράφημα.

Καταρχάς, το το εμβρυακό ηλεκτροκαρδιογράφημα (εΗΚΓ) αποτελεί μια ειδική περίπτωση ηλεκτροκαρδιογραφήματος και λαμβάνεται κατά τη διάρκεια της κύησης και από την 5η εβδομάδα κύησης και μετά.

Επίσης, η εξέταση αυτή είναι πολύ σημαντική καθώς μπορεί να βοηθήσει στη διάγνωση καρδιακών δυσλειτουργιών του εμβρύου. Οι καρδιακές δυσλειτουργίες αποτελούν μια βασική αιτία θανάτου των εμβρύων αλλά και των βρεφών. Οι καρδιακές δυσλειτουργίες του εμβρύου δημιουργούνται συνήθως στις πρώτες εβδομάδες της κύησης κατά τον σχηματισμό του οργάνου και οι αιτίες ποικίλουν. Οι βασικότερες από αυτές είναι γενετικά σύνδρομα και κληρονομικές ανωμαλίες, αλλά μπορεί να είναι και άλλοι παράγοντες που σχετίζονται με τον τρόπο ζωής και το περιβάλλον της μητέρας (π.χ. κάποια φαρμακευτική θεραπεία που λαμβάνει).

Οι πρώτες καταγραφές εΗΚΓ, με σκοπό την ανάλυσή του, πραγματοποιήθηκαν στα τέλη της δεκαετίας του 1960. Την περίοδο εκείνη οι προσδοκίες για τη νέα μέθοδο ήταν πολύ υψηλές, και πράγματι το εΗΚΓ αποτέλεσε για δεκαετίες ένα βασικό διαγνωστικό μέσο για τον εντοπισμό των δυσλειτουργιών της καρδιάς του εμβρύου. Τα τελευταία χρόνια είναι ευρύτερα διαδεδομένη η μέθοδος του καρδιοτοκογραφήματος, ωστόσο υπάρχουν πρακτικοί λόγοι για τους οποίους εάν υπάρχουν ενδείξεις ότι απαιτείται μεγάλη σε χρονική διάρκεια καταγραφή του εμβρυικού καρδιακού παλμού, το εΗΚΓ να είναι η πιο ενδεδειγμένη λύση.

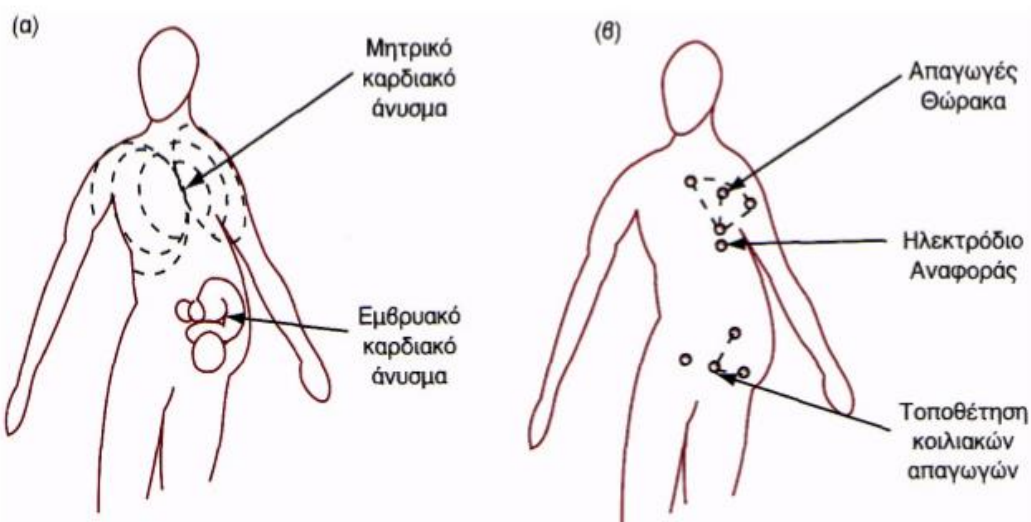
Οι αρχές που διέπουν τη λειτουργία της καρδιάς, τη φυσιολογία και τελικά την παραγωγή των σημάτων στον ενήλικα είναι οι ίδιες που διέπουν και το εΗΚΓ. Ωστόσο, η φύση του σήματος το οποίο καταγράφεται παρουσιάζει ιδιαίτερες διαφορές σε σχέση με του ενήλικα οι οποίες συνοψίζονται στα κάτωθι:

- Ο καρδιακός παλμός του εμβρύου παρουσιάζει μεγαλύτερο ρυθμό από τους παλμούς των ενηλίκων ατόμων και πλησιάζει περίπου τους 150 παλμούς ανά λεπτό.
- Η καρδιά του εμβρύου παράγει αρκετές φορές ασθενέστερα σήματα σε σχέση με τους παλμούς ενός ενήλικα, γεγονός που καθιστά τις κορυφές των παλμών στο καταγεγραμμένο σήμα με μικρότερο πλάτος και περισσότερο δυσδιάκριτο σε σχέση με τις κορυφές από το ηλεκτροκαρδιογράφημα των ενηλίκων. Είναι εύλογο λοιπόν πολλές φορές το σήμα από τον εμβρυακό καρδιακό παλμό να υπερκαλύπτεται από θόρυβο. Οι πηγές του θορύβου είναι πολλές και ενδεικτικά αναφέρονται σήματα από τους μύες είτε της μητέρας είτε του ίδιου του εμβρύου, σήματα που προέρχονται από την κίνηση του εμβρύου, από την εγκεφαλική λειτουργία του εμβρύου και άλλα.
- Ο καρδιακός παλμός της μητέρας πολλές φορές υπερκαλύπτει στην καταγραφή τον καρδιακό παλμό του εμβρύου. Το εΗΚΓ καταγράφεται και αυτό από ηλεκτρόδια επιφανείας και επομένως καταγράφει και τον καρδιακό παλμό της μητέρας, ο οποίος μάλιστα είναι αρκετές φορές πιο ισχυρός.

Δεδομένου ότι ο καρδιακός παλμός της μητέρας με τον καρδιακό παλμό του εμβρύου δεν έχουν τον ίδιο ρυθμό, σε πολλά σημεία του σήματος τα δύο σήματα υπερκαλύπτονται και το εμβρυακό σήμα «χάνεται» κάτω από τα επάρματα του μητρικού παλμού.

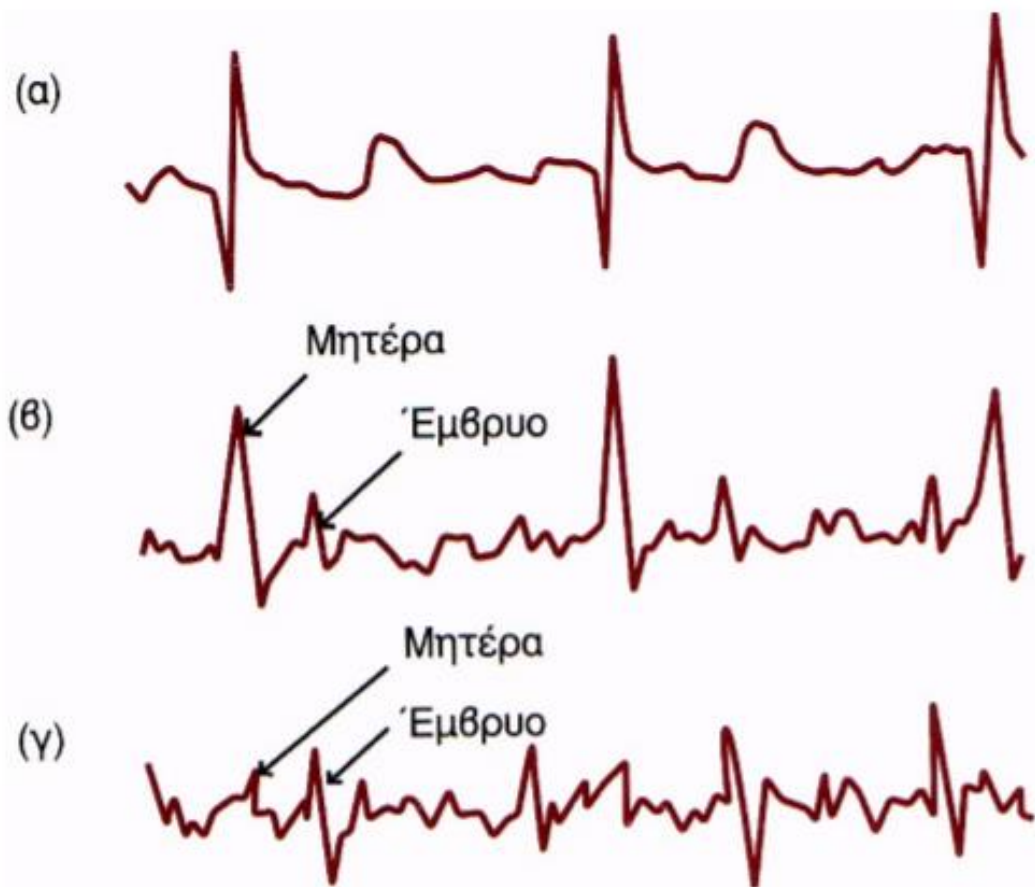
Όσον αφορά, την καταγραφή του εΗΚΓ στο οποίο ο καρδιακός παλμός της μητέρας είναι σχεδόν διπλάσιος και πολλές φορές υπερκαλύπτει στην καταγραφή τον καρδιακό παλμό του εμβρύου χρησιμοποιείται το *προσαρμοστικό φίλτρο* για την αφαίρεση του μητρικού ΗΚΓ και τη μέτρηση του εμβρυακού ΗΚΓ.

Πιο αναλυτικά, η είσοδος στο φίλτρο, που αποτελείται από το μητρικό και το εΗΚΓ, καταγράφεται με τη χρήση ηλεκτροδίων στην περιοχή της κοιλιάς της μητέρας. Επιπροσθέτως, τέσσερα ηλεκτρόδια τοποθετούνται στο στήθος της μητέρας και χρησιμοποιούνται για την καταγραφή του ΗΚΓ. Σήματα από αυτά τα ηλεκτρόδια χρησιμοποιούνται ως σήματα αναφοράς. Στο σχήμα: 6.33. απεικονίζονται τα καρδιακά ανύσματα της μητέρας και του εμβρύου και η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων.



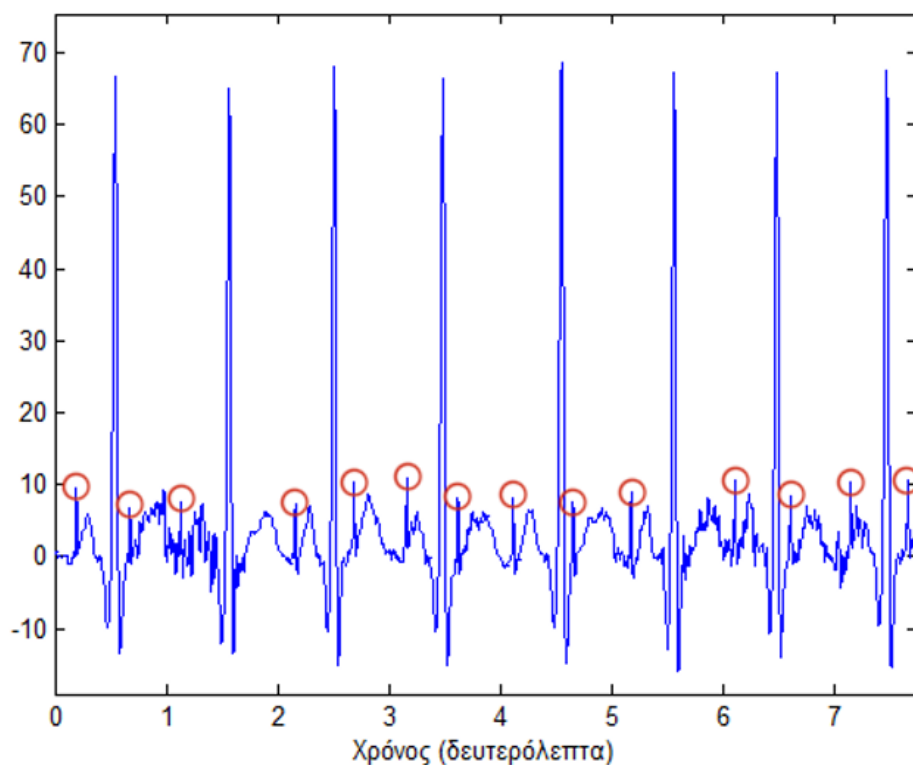
Σχήμα: 6.33.: Αφαίρεση του μητρικού καρδιακού ρυθμού στην εμβρυακή ηλεκτροκαρδιογραφία. α) Καρδιακά ανύσματα μητέρας και εμβρύου, β) Τοποθέτηση των ηλεκτροδίων.

Στο σχήμα 6.34. παρουσιάζεται ένα από τα σήματα αναφοράς, το βασικό σήμα εισόδου και η έξοδος ακύρωσης θορύβου. Είναι φανερό από το σχήμα 6.34. ότι η έξοδος της ακύρωσης θορύβου δείχνει το εΗΚΓ, εξασθενώντας το μητρικό ΗΚΓ που είναι παρόν στο σήμα εισόδου. Το σήμα εισόδου είχε εύρος 3-35Hz και ρυθμό δειγματοληψίας 256 Hz.



Σχήμα: 6.34.: Αποτέλεσμα αφαίρεσης μητρικού καρδιακού ρυθμού με τη χρήση προσαρμοστικού φίλτρου (εύρος συχνοτήτων: 3-35Hz, ρυθμός δειγματοληψίας 256Hz). **α)** Σήμα αναφοράς (από τις απαγωγές στήθους). **β)** Αρχική είσοδος (από τις απαγωγές στην κοιλιά). **γ)** Έξοδος ακύρωσης θορύβου

Στο σχήμα: 6.35. παρουσιάζεται η καταγραφή λίγων δευτερολέπτων ενός εΗΚΓ.



Σχήμα: 6.35.: Καταγραφή εμβρυακού ηλεκτροκαρδιογραφήματος (εΗΚΓ).

Τέλος, οι βασικές εφαρμογές του εΗΚΓ στην κλινική πράξη αφορούν στην ανάλυση του καρδιακού ρυθμού του εμβρύου και των διακυμάνσεών του. Αντιθέτως, το εΗΚΓ δεν έχει εφαρμογή σε παράγοντες οι οποίοι συνδέονται με τη μορφολογία του. Οι βασικοί λόγοι που δεν αναλύεται η μορφολογία του εΗΚΓ συνοψίζονται στα ακόλουθα:

- Τα πιο συνηθισμένα συμπτώματα αρρυθμίας εμφανίζονται από πρόωρες συστολές οι οποίες είναι ακίνδυνες.
- Τα εμβρυϊκά σήματα έχουν πολύ μικρή διακριτική ικανότητα ώστε να αξιοποιηθούν σε μορφολογικό επίπεδο.
- Οι εκ γενετής κατασκευαστικές δυσλειτουργίες της καρδιάς εντοπίζονται με υπερηχογραφία, διότι πρόκειται για κατασκευαστικές ανωμαλίες και απαιτούνται απεικονιστικές μέθοδοι. Οι μετρήσεις των ηλεκτρικών σημάτων δεν μπορούν να αποτελέσουν αξιόπιστη μέθοδο για τον εντοπισμό κατασκευαστικών ανωμαλιών.
- Αν και οι κατασκευαστικές ανωμαλίες της καρδιάς αποτελούν το μεγαλύτερο ποσοστό των εκ γενετής ανωμαλιών της καρδιάς είναι αρκετά σπάνιες.

6.5. Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ΗΕΓ/μα (EEG).

Καταρχάς, το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα ΗΕΓ/μα (EEG) αποτελεί *την καταγραφή των ηλεκτρικών δυναμικών των ημισφαιρίων του εγκεφάλου*. Το ΗΕΓ/μα καταγράφει πολύ ασθενή δυναμικά διότι, ενώ τα δυναμικά του εγκεφαλικού φλοιού είναι της τάξης των 10 mV, στο δέρμα της κεφαλής φθάνουν δυναμικά της τάξης των 10 – 300 μ V. Η αιτία για την μεγάλη αυτή εξασθένιση των δυναμικών είναι τα παρεμβαλλόμενα οστά του κρανίου που έχουν μεγάλη ηλεκτρική αντίσταση.

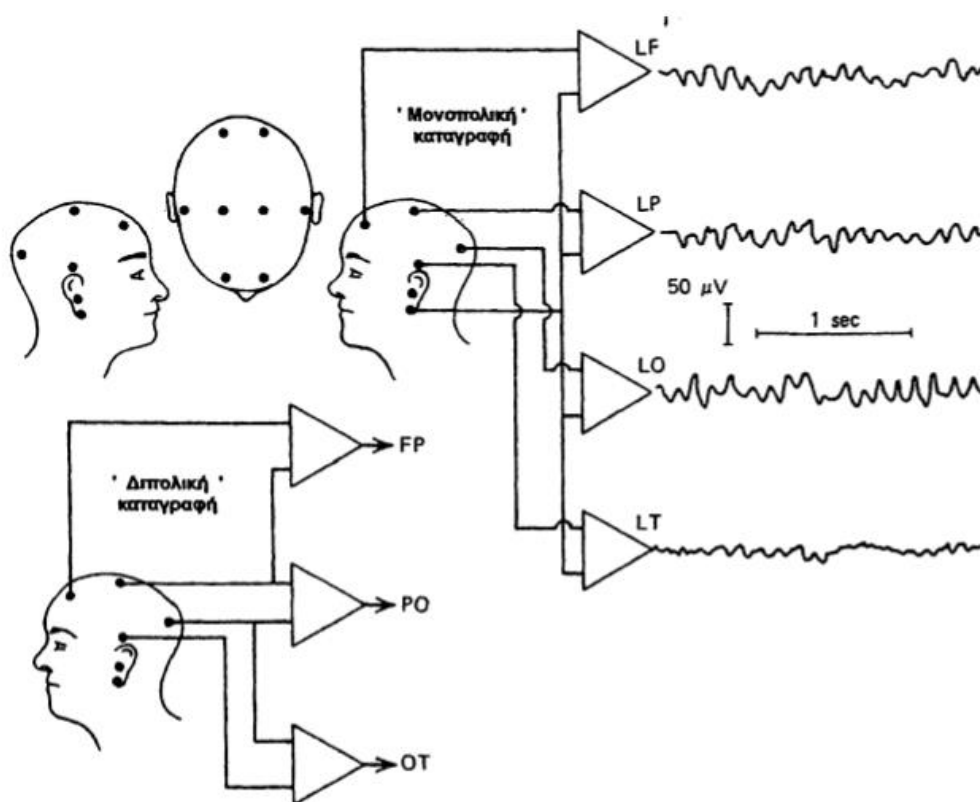
Επίσης, ο *ηλεκτροεγκεφαλογράφος (ΗΚΓ/φος)* είναι ένα *σύμπλεγμα διαφορικών ενισχυτών και καταγραφών* με ελάχιστο αριθμό 8 – 16 καταγραφικών καναλιών. Τα ηλεκτρόδια που χρησιμοποιούνται έχουν τη μορφή δίσκου από χλωριούχο άργυρο (είναι μεταλλικά δισκοειδή). Χρησιμοποιούνται, λοιπόν επιφανειακά ηλεκτρόδια και σπανιότατα, τα ηλεκτρόδια εισάγονται μέσα στο κρανίο (ενδοκρανιακά ηλεκτρόδια) έπειτα από κρανιοανάρτηση.

Επιπλέον, η τεχνική της ηλεκτροεγκεφαλογραφίας συνδέεται με τις τεχνικές της «μονοπολικής» και «διπολικής» *καταγραφής σημάτων* από τον εγκέφαλο. Στο σχήμα: 6.36 παρουσιάζονται αυτές οι δύο τεχνικές στις οποίες υπάρχουν 4 ανεξάρτητα κανάλια για την ταυτόχρονη καταγραφή σημάτων από διάφορες περιοχές του κρανίου. Πιο αναλυτικά, στη «μονοπολική» *καταγραφή*, σε κάθε κανάλι, υπάρχει ένα ηλεκτρόδιο αναφοράς το οποίο τοποθετείται σε ένα προκαθορισμένο σημείο στο κρανίο (λοβό του αυτιού, πηγούνι ή λαιμό), ενώ στη «διπολική» υπάρχουν δύο ηλεκτρόδια (καταγραφής) τα οποία τοποθετούμενα σε προκαθορισμένα σημεία στο κρανίο καταγράφουν την ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου. Και στους δύο ανωτέρω τύπους καταγραφής, τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται συμμετρικά στις δύο πλευρές της κεφαλής. Έτσι, συγκρίνεται η ηλεκτρική δραστηριότητα του εγκεφάλου σε δύο ομόλογες περιοχές του. Το ηλεκτρόδιο αναφοράς συνήθως τοποθετείται στο αντί του ασθενούς.

Τα ΗΕΓ χρησιμοποιούνται για τα κάτωθι:

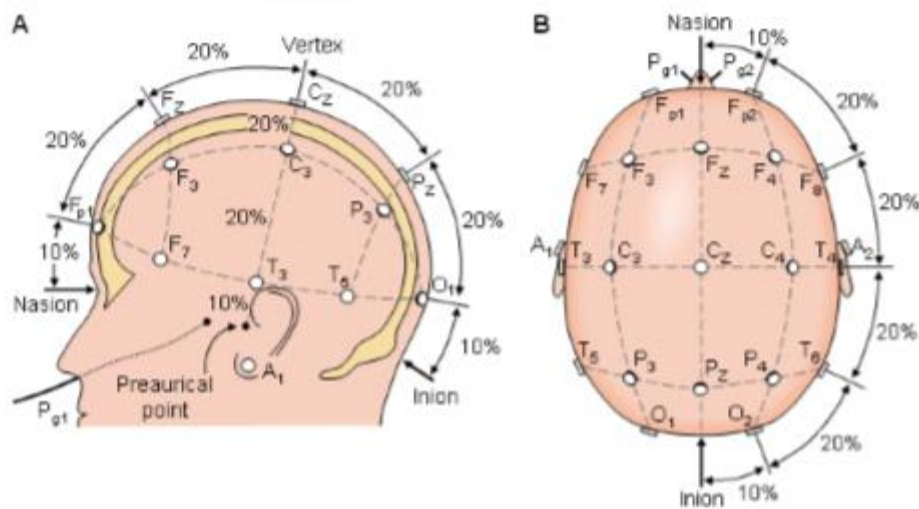
- 1) Ανίχνευση επιληψίας,
- 2) Εκτίμηση εγκεφαλικών κακώσεων,
- 3) Εκτίμηση νοητικών διαταραχών,
- 4) Αξιολόγηση διαταραχών ύπνου και παρακολούθηση διαφόρων σταδίων του ύπνου,
- 5) Αξιολόγηση αντίδρασης εγκεφάλου σε ερεθίσματα που ποικίλουν ανάλογα με τη νευρική οδό που διερευνάται (φωτεινές αναλαμπές ή συνθέσεις φωτός – σκιάς → οπτική περιοχή, ηχητικοί παλμοί → ακουστική, ηλεκτρικοί παλμοί → απτική).
- 6) Παρακολούθηση βάθους αναισθησίας. Ο ΗΕΓ μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να καθοριστεί το επίπεδο της νάρκωσης του ασθενή κατά τη διάρκεια της αναισθησίας. Η συγκεκριμένη μη επεμβατική μέθοδος κάνει ανάλυση των σημάτων του ΗΕΓ μέσω μαθηματικών αλγορίθμων. Η τεχνική ανάλυσης

δημιουργήθηκε από δεδομένα πολλών ασθενών που υποβλήθηκαν σε αναισθησία.



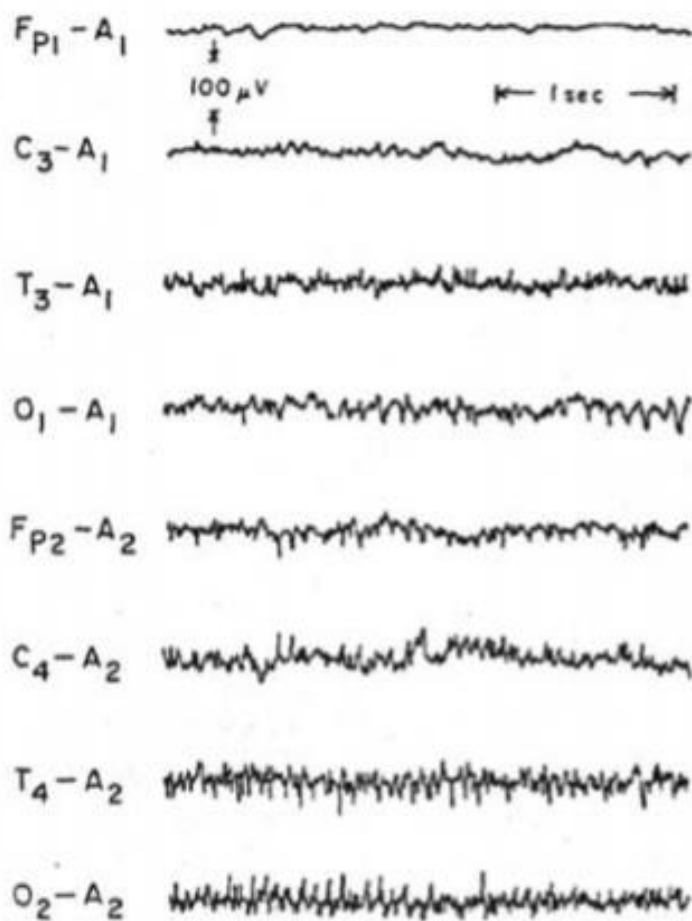
Σχήμα: 6.36: Μονοπολική και διπολική καταγραφή σημάτων εγκεφάλου.

Στην κλινική ηλεκτροεγκεφαλογραφία, χρησιμοποιούνται 21 ηλεκτρόδια, τοποθετημένα στο κρανίο σύμφωνα με το 10 - 20 σύστημα (σχήμα: 6.37.). Σύμφωνα με το σύστημα αυτό, τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται σε διαστήματα 10% και 20% της απόστασης που έχουν δύο προκαθορισμένα σημεία στο κρανίο. Ανάλογα με τη θέση που έχουν τα ηλεκτρόδια στην επιφάνεια του κρανίου λαμβάνουν και το αντίστοιχο όνομα. Τα ηλεκτρόδια που βρίσκονται κοντά στο μέτωπο συμβολίζονται με F (frontal), τα κεντρικά με C (central), τα πλευρικά με P (parietal), τα κροταφικά με T (temporal) και αυτά που βρίσκονται στο πίσω μέρος του κρανίου με O (occipital). Τα δύο ηλεκτρόδια αναφοράς (A_1 και A_2 στο σχήμα: 6.37.) τοποθετούνται στο αυτί του ασθενούς (auricular electrodes). Στην έρευνα χρησιμοποιούνται ακόμα και EEG με 256 ή 512 κανάλια.



Σχήμα: 6.37.: Διάταξη ηλεκτροδίων σύμφωνα με το 10 - 20 σύστημα για τη λήψη ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος. Συχνά χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια ή ελαστικό σκουφάκι.

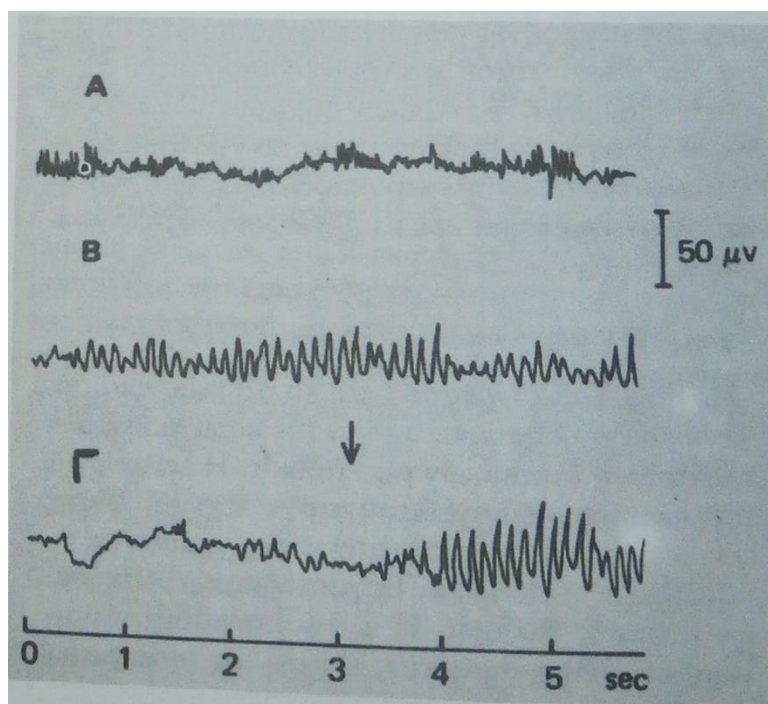
Η καταγραφή του ηλεκτροεγκεφαλικού δυναμικού σε συνάρτηση με το χρόνο καλείται ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ ή EEG) και είναι μια σύνθετη κυματομορφή που η ανάλυσή της είναι πολύ πιο δύσκολη από αυτή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Στο σχήμα: 6.38. απεικονίζονται τυπικές κυματομορφές ηλεκτροεγκεφαλικού δυναμικού οι οποίες λαμβάνονται χρησιμοποιώντας ηλεκτρόδια σε διάφορες θέσεις στο κρανίο.



Σχήμα:6.38.: Τυπικές κυματομορφές που αναπαριστούν Φυσιολογικά ηλεκτροεγκεφαλικά δυναμικά ή ηλεκτροεγκεφαλογραφήματα. Τα ηλεκτρόδια αναφοράς A_1 , και A_2 , συνδέονται στο αυτί.

Επιπροσθέτως, στο σχήμα: 6.39, παρατηρούνται φυσιολογικοί εγκεφαλικοί ρυθμοί. Τα σήματα του εγκεφάλου, τα οποία κατηγοριοποιούνται βάση της συχνότητας, διαχωρίζονται σε κύματα άλφα, βήτα, θήτα και δέλτα. Πιο αναλυτικά:

- Ο **ρυθμός β** είναι αποσυγχρονισμένος ρυθμός με συχνότητα έως 30 Hz και παρατηρείται σε φυσιολογικά άτομα σε εγρήγορση και με ανοικτά μάτια.
- Ο **ρυθμός α** είναι συγχρονισμένος ρυθμός, παρουσιάζει δηλαδή περιοδικότητα τις διακυμάνσεις του δυναμικού, έχει συχνότητα 8 – 13 Hz και παρατηρείται σε φυσιολογικά άτομα σε εγρήγορση και με κλειστά μάτια.
- Ο **ρυθμός θ** είναι ρυθμός πολύ συγχρονισμένος και με μεγάλο πλάτος, έχει συχνότητα 3 – 7 Hz και παρατηρείται σε επιληπτικές προσβολές.
- Τέλος, ο **αργός ρυθμός δ** παρατηρείται σε βαθύ ύπνο και συνήθως έχει συχνότητα μικρότερη των 3 Hz.



Σχήμα:6.39.: Φυσιολογικό ΗΕΓ/μα. Α) Ρυθμός α. Γ) Μετατόπιση (βέλος) ρυθμού β σε ρυθμό α.

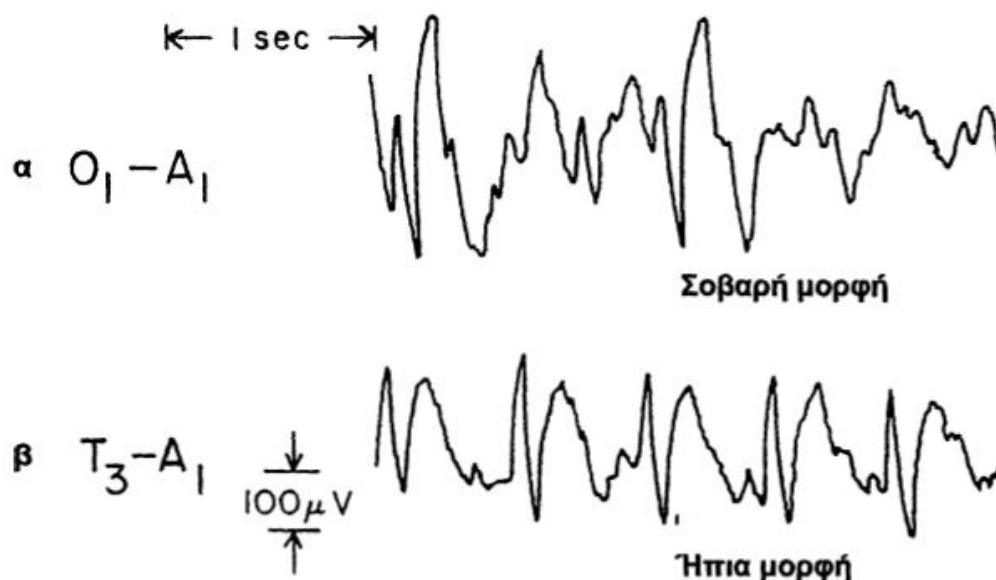
Ακόμη, το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα χρησιμοποιείται στη διάγνωση ασθενειών εγκεφάλου. Η μεγαλύτερη συμβολή του είναι στη διάγνωση της επιληψίας και βοηθά στη διάκριση των σταδίων της (σχήμα: 6.40.). Αυτό είναι δυνατόν γιατί στο ηλεκτροεγκεφαλογράφημα για προχωρημένο στάδιο επιληψίας, το ονομαζόμενο "grand mal", εμφανίζονται κορυφές υψηλού δυναμικού (σχήμα: 6.40.(α)) ενώ στο μη προχωρημένο στάδιο (σχήμα: 6.40.(β)) που ονομάζεται "petit mal", εμφανίζονται τρία επαναλαμβανόμενα κύματα ανά δευτερόλεπτο (κύματα μικρής διάρκειας) με οξείς κορυφές. Επίσης, το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα παρέχει πληροφορίες για το ακριβές μέρος (ή μέρη) του εγκεφάλου που ορισμένοι νευρώνες εμφανίζουν μη φυσιολογική (υπερδιεγερμένη) δραστηριότητα.

Εν συνεχεία, θα πρέπει να τονιστεί ότι άλλο πράγμα είναι μία επιληπτική κρίση κι άλλο πράγμα η νόσος επιληψία. Αυτό σημαίνει τα εξής. Πρώτον, κάθε ένας που παθαίνει μία επιληπτική κρίση δεν πάσχει υποχρεωτικά από Επιληψία. Δεύτερον, ισχύει ότι κάθε ένας που πάσχει από Επιληψία εμφανίζει υποχρεωτικά επιληπτικές κρίσεις. Κάτι ανάλογο δηλαδή που συμβαίνει με το βήχα και τη φυματίωση, όποιος έχει βήχα δε σημαίνει ότι έχει υποχρεωτικά φυματίωση, ενώ όποιος έχει φυματίωση είναι σίγουρο ότι βήχει. Με άλλα λόγια η επιληπτική κρίση είναι ένα "σύμπτωμα" ή ακριβέστερα ένα συμβάν, στον άνθρωπο που πάσχει από επιληψία.

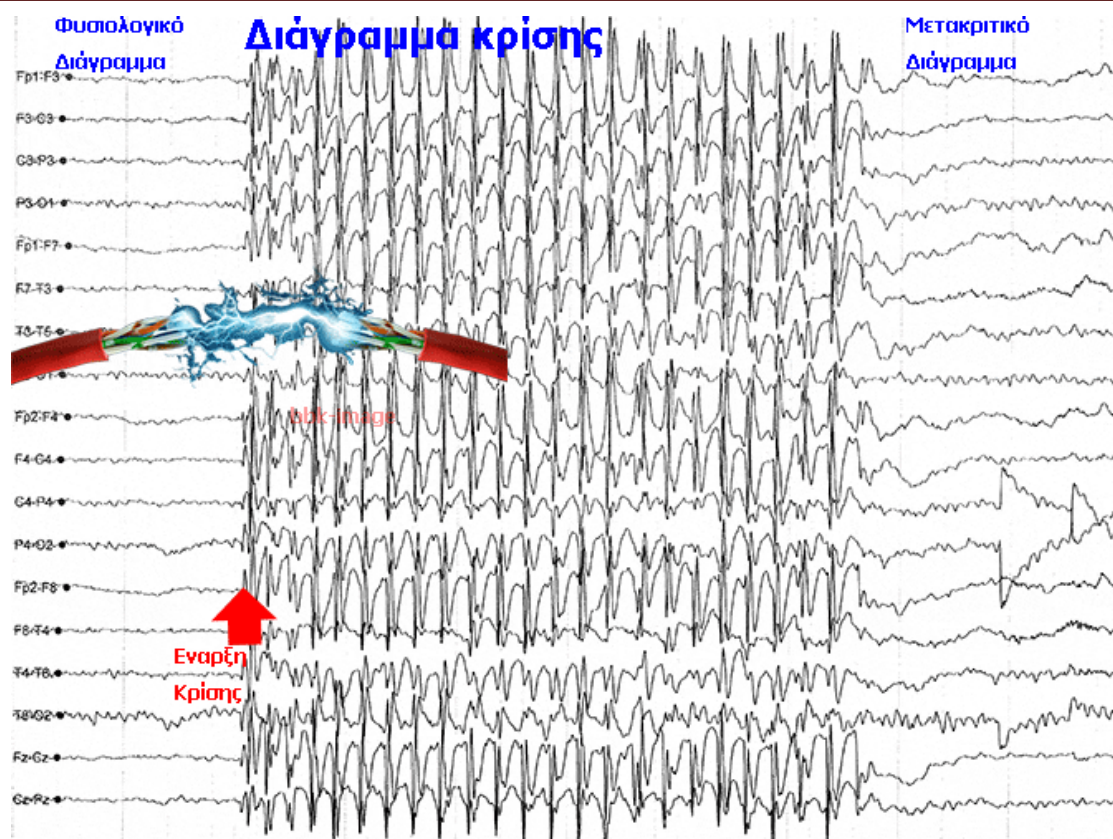
Επιληπτική κρίση είναι ένα παροδικό φαινόμενο που χαρακτηρίζεται από την εμφάνιση κάποιων συμπτωμάτων (κινητικών, αισθητικών ή άλλων) και οφείλεται σε αυξημένη (παθολογική) ηλεκτρική δραστηριότητα των νευρικών κυττάρων του εγκεφάλου. Το φαινόμενο αυτό διαρκεί από μερικά δευτερόλεπτα έως πολύ λίγα

λεπτά (δεν υπολογίζονται διάφορα "μετακριτικά" φαινόμενα όπως υπνηλία, λήθαργος, κεφαλαλγία κ.λ.π., τα οποία μπορούν να διαρκέσουν και μερικές ώρες).

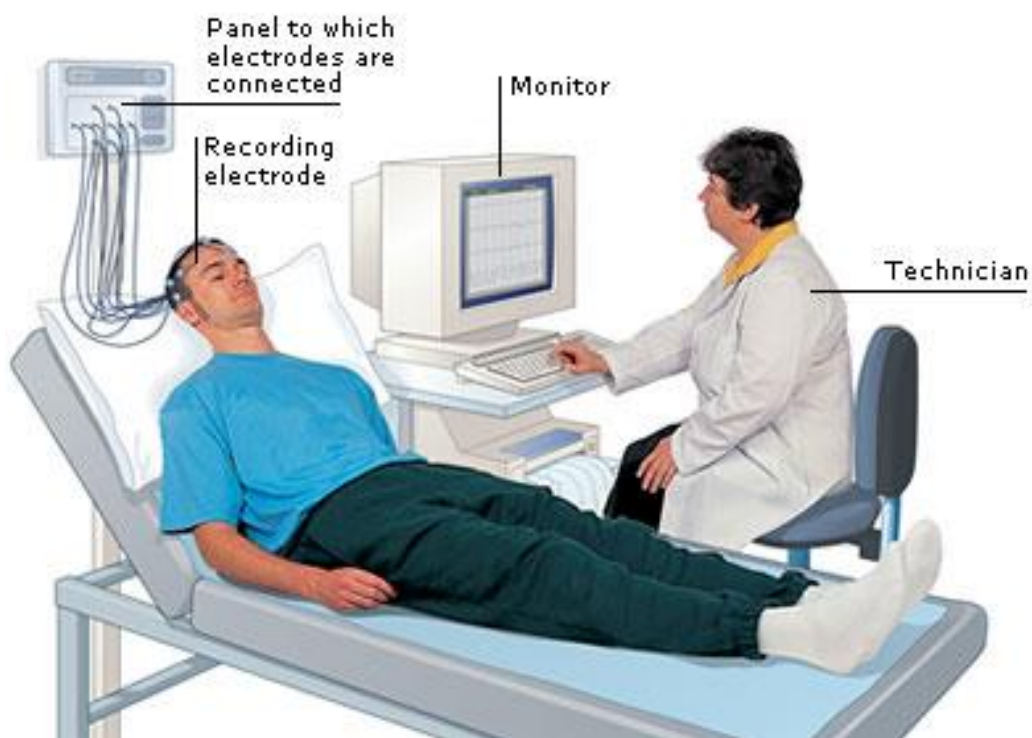
Παράλληλα, Θα βοηθούσε στην καλύτερη κατανόηση ως προς το τι συμβαίνει στην επιληπτική κρίση αν την παραλληλίζαμε με ένα "τσάφ", ένα βραχυκύκλωμα που συμβαίνει σε κάποια καλώδια (σχήμα: 6.41). Αυτό που συμβαίνει εκείνη την ώρα στον εγκέφαλο είναι ότι διαταράσσεται η φυσιολογική του λειτουργία. Στο Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (ΗΕΓ), ο φυσιολογικός ρυθμός α, που υπό κανονικές συνθήκες παράγεται, διακόπτεται αιφνιδιαστικά από συγχρονισμένα αιχμηρά κύματα είτε από συμπλέγματα αιχμής-κύματος. Εκείνη τη στιγμή έχουμε την έναρξη της επιληπτικής κρίσης.



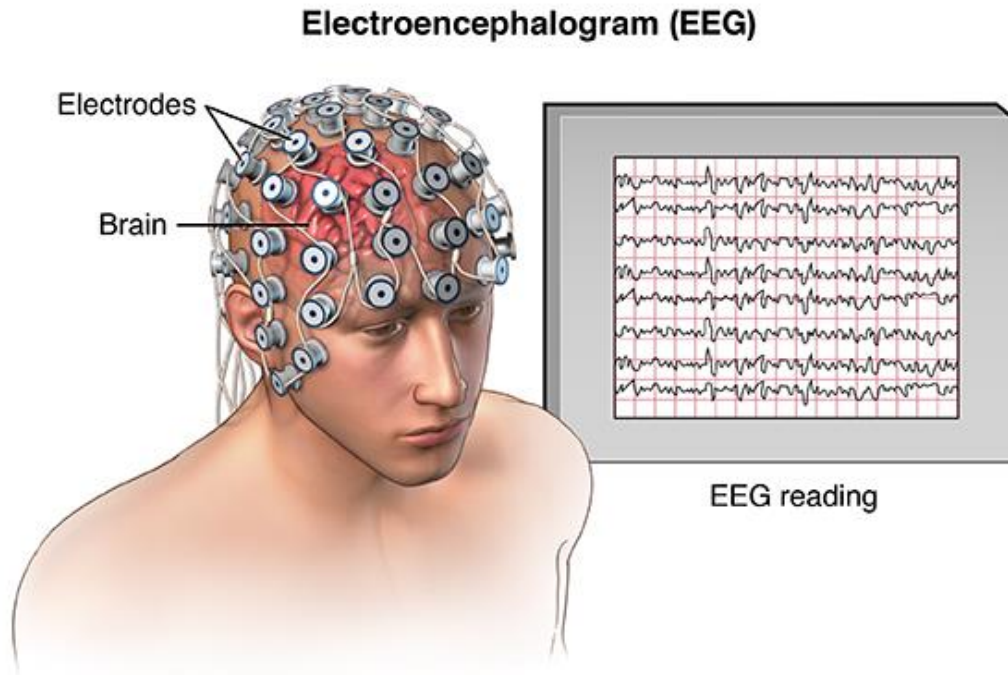
Σχήμα:6.40.:α)Ηλεκτροεγκεφαλογραφήματα σοβαρής μορφής (προχωρημένο στάδιο) και β) ήπιας μορφής (μη προχωρημένο στάδιο) επιληψίας.



Σχήμα:6.41.: Στο σχέδιο φαίνεται πως είναι το διάγραμμα ηρεμίας πριν την κρίση, το "τσάφ" που προκαλεί την κρίση, τη μεταβολή του διαγράμματος σε παθολογικό και την επάνοδό του στο φυσιολογικό μετά κάποιο χρονικό διάστημα.



Σχήμα:6.42.: Διενέργεια ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος.



Σχήμα: 6.43.: Διάταξη ηλεκτροδίων σύμφωνα με το 10 - 20 σύστημα και λήψη ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος.

Τα στάδια του ΗΕΓ/ματος περιλαμβάνουν:

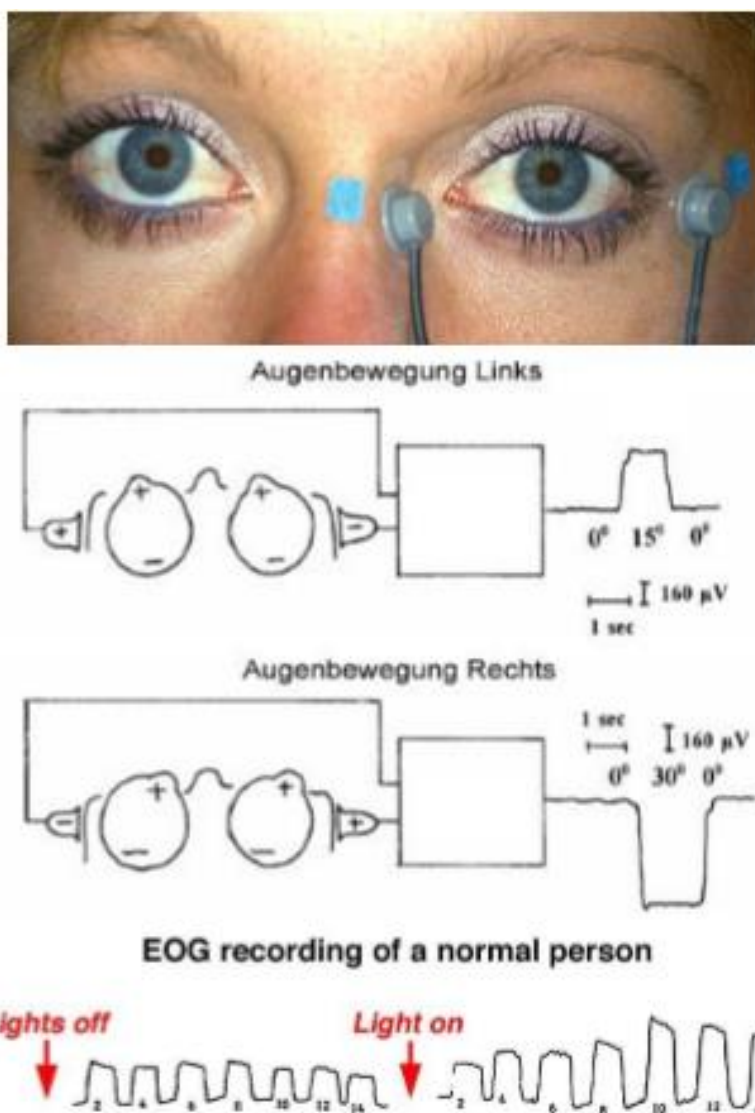
- 1) Καταγραφή με τον ασθενή σε εγρήγορση με ανοιχτά μάτια.
- 2) Καταγραφή με τον ασθενή σε εγρήγορση με κλειστά μάτια.
- 3) Καταγραφή μετά από διέγερση του ασθενούς με υπεραερισμό ή φωτεινά ερεθίσματα. Η διέγερση αποσκοπεί στην ανίχνευση παθολογικών ρυθμών (π.χ. επιληπτικού τύπου ρυθμών).

Τέλος, το ΗΕΓ/μα βοηθά σημαντικά στη διάγνωση του "εγκεφαλικού θανάτου". Πιο συγκεκριμένα, επίπεδη γραμμή στο ΗΕΓ/μα δίχως σημεία ηλεκτρικής δραστηριότητας του εγκεφάλου σημαίνει μη αναστρέψιμη καθολική εγκεφαλική βλάβη.

6.6.Ηλεκτρο – Οφθαλμογράφημα (ΗΟΓ) (ΕΟΓ).

Καταρχάς, *μεταξύ κερατοειδούς και αμφιβληστροειδούς* υπάρχει ένα μόνιμο δυναμικό (σταθερό δίπολο), το οποίο δύναται να χρησιμοποιηθεί *για τη μέτρηση της θέσης του ματιού*, τοποθετώντας *επιφανειακά ηλεκτρόδια* αριστερά και δεξιά του ματιού, στην μύτη και τον κρόταφο.

Όταν το βλέμμα είναι ευθεία μπροστά, το δίπολο βρίσκεται συμμετρικά μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων και η έξοδος του ΗΟΓ είναι μηδέν. Όταν το βλέμμα στρέφεται προς τα αριστερά ο θετικός κερατοειδής έρχεται πιο κοντά στο αριστερό ηλεκτρόδιο, το οποίο γίνεται πιο θετικό. Υπάρχει μια σχεδόν γραμμική σχέση μεταξύ του οριζοντίου βλέμματος και της εξόδου του ΗΟΓ μέχρι περίπου $\pm 30^\circ$ του τόξου (σχήμα: 6.44.). Επιπλέον, δύναται να τοποθετηθούν ηλεκτρόδια πάνω και κάτω από το μάτι προκειμένου *να καταγραφούν οι κάθετες κινήσεις του ματιού*.



Σχήμα: 6.44.: Ηλεκτρο – Οφθαλμογράφημα (ΗΟΓ).Υπάρχει μια σχεδόν γραμμική σχέση μεταξύ του οριζοντίου βλέμματος και της εξόδου του ΗΟΓ μέχρι περίπου $\pm 30^\circ$ του τόξου.

Επιπροσθέτως, το ΗΟΓ σε αντίθεση με άλλα βιοδυναμικά, απαιτεί έναν *dc* ενισχυτή. Η έξοδος βρίσκεται στην περιοχή των μV , οπότε *Ag/AgCl* ηλεκτρόδια με εσοχή (ηλεκτρόδια επαφής που κατασκευάζονται από άργυρο Ag και χλωριούχο άργυρο AgCl) είναι απαραίτητα για την αποφυγή διακυμάνσεων.

Παράλληλα, είναι απαραίτητο να ξυθεί η επιδερμίδα προκειμένου να αποκλειστούν μεταβολές στο δυναμικό που εμφανίζεται μεταξύ του εσωτερικού και του εξωτερικού του δέρματος.

Τέλος, οι εφαρμογές του ΗΟΓ είναι οι εξής:

1. Για έρευνα του ύπνου και των ονείρων.
2. Για αξιολόγηση της ικανότητας ανάγνωσης και οπτικής κόπωσης.
3. Για λειτουργική ανάλυση και διάγνωση.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ:7.

ΜΕΤΡΗΣΙΜΑ ΜΕΓΕΘΗ ΤΟΥ ΑΝΘΡΩΠΙΝΟΥ ΟΡΓΑΝΙΣΜΟΥ ΚΑΙ ΙΑΤΡΙΚΑ ΟΡΓΑΝΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ.

7.1. Εισαγωγή.

Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται ταξινόμηση των βιοϊατρικών οργάνων και ακολουθεί αναφορά στα μετρήσιμα μεγέθη των σύγχρονων συσκευών παρακολούθησης ασθενών.

7.2. Ταξινόμηση των βιοϊατρικών οργάνων.

Καταρχάς, οι τεχνικές βιοϊατρικών μετρήσεων δύναται να ομαδοποιηθούν σύμφωνα με *την ποσότητα που ανιχνεύεται*, όπως η θερμοκρασία, η πίεση ή η ροή. Ένα πλεονέκτημα αυτής της ταξινόμησης είναι ότι καθιστά εύκολη τη σύγκριση των διαφορετικών μεθόδων για οποιαδήποτε μετρήσιμη ποσότητα.

Ένα δεύτερο σχέδιο ταξινόμησης χρησιμοποιεί *την αρχή της μετατροπής*, όπως ομική, επαγωγική, χωρητική, ηλεκτροχημική ή υπερηχητική. Οι διαφορετικές εφαρμογές κάθε αρχής μπορούν να χρησιμοποιηθούν προκειμένου να ενισχύσουν την κατανόηση κάθε έννοιας. Ακόμη, νέες εφαρμογές δύναται να είναι αμέσως εμφανείς.

Επίσης, οι τεχνικές μέτρησης μπορούν να μελετηθούν *χωριστά για κάθε σύστημα οργάνων του ανθρώπινου σώματος*. Παραδείγματος χάριν, το νευρικό, το καρδιαγγειακό, το αναπνευστικό και το ενδοκρινικό σύστημα. Τούτη η προσέγγιση απομονώνει όλες τις σημαντικές μετρήσεις για τους ειδικούς που πρέπει να γνωρίζουν μόνο για μια συγκεκριμένη περιοχή. Ωστόσο, οδηγεί σε σημαντική επικάλυψη των ανιχνεύσιμων ποσοτήτων και των αρχών της μετατροπής.

Εν κατακλείδι, τα βιοϊατρικά όργανα δύναται να ταξινομηθούν *βάσει των κλινικών ειδικοτήτων της ιατρικής*. Παραδείγματος χάριν, της καρδιολογίας, της νευρολογίας, της πνευμονολογίας – φυματιολογίας, της παθολογίας, της παιδιατρικής, της μαιευτικής, της ακτινολογίας, της πυρηνικής Ιατρικής και τα λοιπά. Τούτη η προσέγγιση είναι πολύτιμη για το ιατρικό προσωπικό το οποίο ενδιαφέρεται για τα εξειδικευμένα όργανα. Φυσικά, ορισμένες μετρήσεις, όπως η αιματική πίεση, είναι σημαντικές σε πολλές διαφορετικές ιατρικές ειδικότητες.

7.3. Μέτρηση θερμοκρασίας.

Καταρχάς, η θερμοκρασία σώματος ενός ασθενή δίνει στον ιατρό σημαντικές πληροφορίες σχετικά με τη φυσιολογική κατάσταση του ατόμου. Η εξωτερική θερμοκρασία του σώματος είναι μια από τις πολλές παραμέτρους που χρησιμοποιούνται για την αξιολόγηση ασθενών σε κατάσταση κλονισμού, επειδή η ελαττωμένη πίεση του αίματος ενός ατόμου στην κυκλοφορική καταπληξία προκαλεί χαμηλή ροή αίματος στην περιφέρεια. Η πτώση της θερμοκρασίας στο μεγάλο δάκτυλο του ποδιού είναι μια καλή πρόωρη κλινική προειδοποίηση κατάστασης κλονισμού. Από την άλλη, οι μολύνσεις αντικατοπτρίζονται συνήθως από αύξηση της θερμοκρασίας του σώματος, με θερμό, ξαναμμένο δέρμα και απώλεια υγρών. Η αύξηση στο ρυθμό αναπνοής, στην εφίδρωση και στην επιφανειακή ροή αίματος στο

δέρμα προκύπτουν όταν οι υψηλοί πυρετοί καταστρέφουν τα ένζυμα και τις πρωτεΐνες που είναι ευαίσθητα στη θερμοκρασία. Η αναισθησία κατεβάζει τη θερμοκρασία του σώματος καταστέλλοντας το κέντρο ρύθμισης της θερμοκρασίας. Πράγματι, είναι συνηθισμένο οι ιατροί να προκαλούν υποθερμία σε χειρουργικές περιπτώσεις στις οποίες επιθυμούν να ελαττώσουν τις μεταβολικές διεργασίες του ασθενή και την κυκλοφορία του αίματος.

Επίσης, στην παιδιατρική χρησιμοποιούνται ειδικά θερμαινόμενες θερμοκοιτίδες για την σταθεροποίηση της θερμοκρασίας του σώματος των νεογνών. Η ακριβής παρακολούθηση της θερμοκρασίας και τα ρυθμιστικά συστήματα ελέγχου χρησιμοποιούνται για να διατηρήσουν την επιθυμητή θερμοκρασία περιβάλλοντος για το νεογνό.

Ακόμη, στη μελέτη της αρθρίτιδας, οι ιατροί έχουν δείξει ότι η θερμοκρασία των αρθρώσεων βρίσκεται σε συσχετισμό με την έκταση της τοπικής φλεγμονής. Η αυξημένη ροή αίματος εξ' αιτίας της αρθρίτιδας και της χρόνιας φλεγμονής μπορεί να ανιχνευτεί με μετρήσεις της θερμοκρασίας.

Η ιδιαίτερη περιοχή καταγραφής της θερμοκρασίας σώματος πρέπει να επιλεγεί προσεκτικά ώστε να αντικατοπτρίζει πραγματικά τη θερμοκρασία του ασθενή. Επίσης, περιβαλλοντικές αλλαγές και παράσιτα μπορεί να προκαλέσουν λανθασμένες μετρήσεις. Για παράδειγμα, η θερμοκρασία του δέρματος και της στοματικής βλεννογόνου του ασθενή σπάνια αντικατοπτρίζουν την πραγματική κεντρική θερμοκρασία του σώματος.

Η θερμοκρασία, λοιπόν είναι μία πολύ κοινή μεταβλητή που μετράται εύκολα. Η μέτρηση της θερμοκρασίας γίνεται με αντικειμενικό τρόπο και στηρίζεται στην μεταβολή κάποιων φυσικών ιδιοτήτων και όχι στο αίσθημα ψυχρού ή θερμού που μας προκαλεί. Τα όργανα που χρησιμοποιούνται ονομάζονται θερμόμετρα και η μέτρηση εκφράζεται με βάση κάποια αριθμητική κλίμακα που ονομάζεται θερμομετρική.

7.3.(1).Θερμόμετρα.

Τα όργανα που μετρούν την θερμοκρασία ενός σώματος ονομάζονται θερμόμετρα. Η μέτρηση της θερμοκρασίας γίνεται ύστερα από αποκατάσταση θερμικής ισορροπίας ανάμεσα στο όργανο και το σώμα και στηρίζεται στην μεταβολή κατά την θέρμανση κάποιων χαρακτηριστικών του σώματος παραδείγματος χάριν, διαστάσεις, ηλεκτρική αντίσταση και τα λοιπά.

Έτσι, διακρίνουμε τις εξής κατηγορίες θερμομέτρων:

- 1) Θερμόμετρα διαστολής που βασίζονται στην μεταβολή όγκου ενός σώματος όταν μεταβάλλεται η θερμοκρασία του.
- 2) Θερμόμετρα αντιστάσεως (θερμίστορς) που βασίζονται στην μεταβολή της ηλεκτρικής αντίστασης των συρμάτων.
- 3) Θερμοηλεκτρικά θερμόμετρα.

- 4) Οπτικά θερμομέτρα που βασίζονται στην μεταβολή της ακτινοβολίας που εκπέμπει ένα σώμα όταν αυτό θερμαίνεται.

✚ Ιατρικό θερμομέτρο.

Το ιατρικό θερμομέτρο είναι ένα μεγιστοβάθμιο θερμομέτρο υδραργύρου και η λειτουργία του στηρίζεται στην γραμμική διαστολή του υδραργύρου με την αύξηση της θερμοκρασίας. Επίσης, αποτελείται από ένα γυάλινο δοχείο σφαιρικού ή κυλινδρικού σχήματος που καταλήγει σε ένα τριχοειδή σωλήνα κατά μήκος του οποίου υπάρχουν οι ενδείξεις θερμοκρασίας. Με την αύξηση της θερμοκρασίας κατά την θερμομέτρηση ο υδράργυρος που περιέχεται στο δοχείο διαστέλλεται και φθάνει στο τριχοειδή σωλήνα. Μετά το τέλος της θερμομέτρησης ο υδράργυρος αποκόπτεται από μία πολύ μικρή στένωση που υπάρχει στη βάση του σωλήνα. Έτσι, συνεχίζει να δείχνει την μέγιστη ένδειξη. Για την επαναφορά του υδραργύρου στο δοχείο χρειάζονται τινάγματα. Στο σχήμα: 7.1. παρουσιάζεται ένα ιατρικό θερμομέτρο.



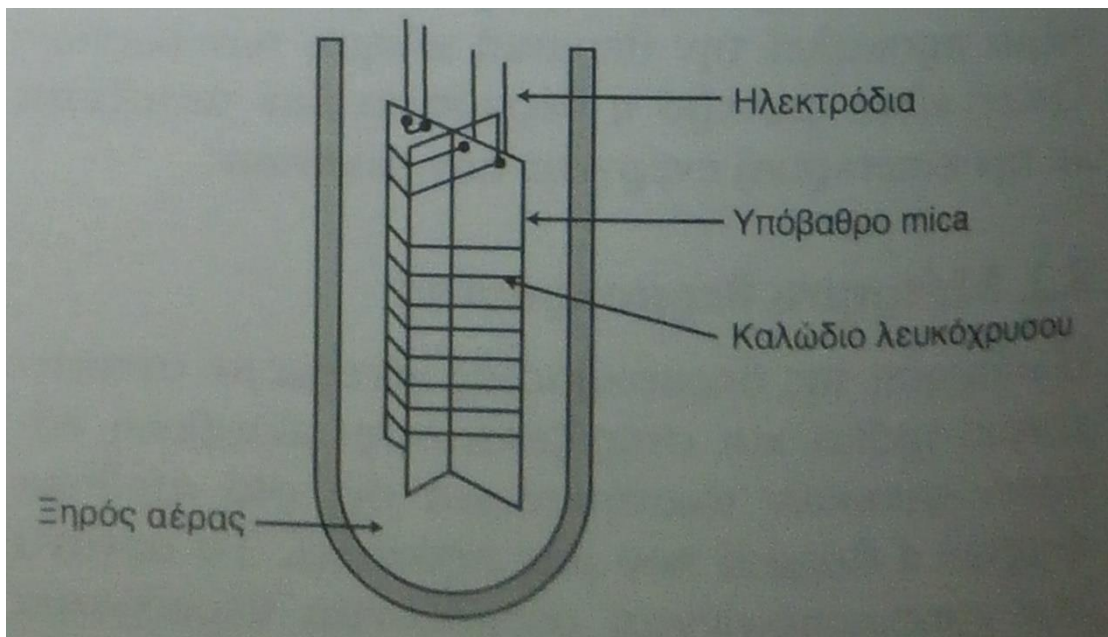
Σχήμα: 7.1.: Υδραργυρικό ιατρικό θερμομέτρο.

✚ Θερμόμετρα αντιστάσεως.

Τα θερμομέτρα αντιστάσεως βασίζονται στο γεγονός ότι η αντίσταση ενός υλικού μεταβάλλεται με την θερμοκρασία.

- 1) **Θερμόμετρα αντιστάσεως λευκόχρυσου.:** Το πιο συνηθισμένο μέταλλο που χρησιμοποιείται είναι ο λευκόχρυσος με δυνατότητα θερμομέτρησης από 280° C μέχρι 1300° C. Το σύρμα από λευκόχρυσο είναι περιελιγμένο πάνω σε ένα μονωτικό υλικό έτσι ώστε το πηνίο να έχει μηδενική επαγωγή και βρίσκεται μέσα σε ένα σωλήνα σιλικόνης με ξηρό αέρα

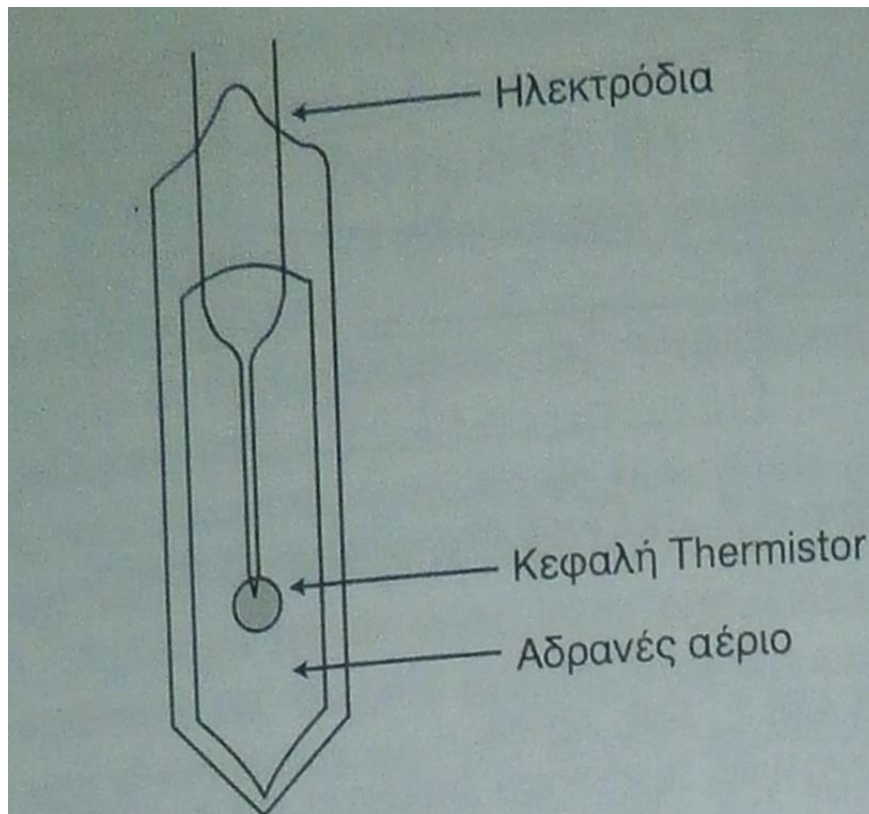
(σχήμα: 7.2.). Έτσι, επιτυγχάνεται η θερμική επαφή του μετάλλου με το περιβάλλον αλλά αυτό γίνεται ύστερα από ένα χρονικό διάστημα 15 sec. Η εξάρτηση της αντίστασης από την θερμοκρασία για μεγάλο εύρος θερμοκρασίας δίνεται από την $R_t = R_i (1+At+Bt^2)$ όπου R_i είναι η αντίσταση για $t = 0$ και t είναι η θερμοκρασία σε °C. Οι σταθερές A και B προσδιορίζονται μετρώντας την αντίσταση σε δύο σημεία γνωστής θερμοκρασίας. Για παράδειγμα, ατμών ύδατος (100°C) και σημείο πήξεως ψευδαργύρου ($t = 419,50^\circ\text{C}$). Στην συνέχεια, κατασκευάζονται πίνακες που δίνουν την θερμοκρασία σε °C για διάφορες τιμές αντιστάσεως. Η αντίσταση R_t μετρείται με γέφυρα Wheatstone.



Σχήμα: 7.2.: Θερμόμετρο αντιστάσεως λευκοχρύσου.

- 2) **Θερμόμετρα ημιαγωγών (Thermistors):** Τα θερμίστορς είναι θερμόμετρα που χρησιμοποιούνται ευρύτερα στην ιατρική και βιολογία. Πιο αναλυτικά, αποτελούνται από μια πολύ μικρή κεφαλή από ημιαγωγό που καταλήγει σε δύο ηλεκτρόδια. Συνήθως το υλικό που χρησιμοποιείται είναι ένα μίγμα οξειδίων (π.χ. οξείδιο μαγγανίου, νικελίου, κοβαλτίου, χαλκού και ουρανίου). Το όλο σύστημα μπορεί να είναι τοποθετημένο σε γυάλινο σωλήνα που περιέχει ένα αδρανές αέριο ή και απλώς να περιβάλλεται από γυαλί ή και πλαστικό. Η κεφαλή αυτή είναι τόσο μικρή ώστε μπορεί να τοποθετηθεί στην άκρη μίας υποδερμικής βελόνας για μέτρηση θερμοκρασίας δέρματος (σχήμα: 7.3.). Ένα άλλο σημαντικό χαρακτηριστικό είναι ότι έχει πολύ μικρό χρόνο αποκρίσεως (0.1 sec) και μπορεί να παρακολουθεί τις διακυμάνσεις της θερμοκρασίας.

Η αντίσταση του θερμίστορ μειώνεται με την αύξηση της θερμοκρασίας. Η τιμή της μετρείται με γέφυρα Wheatstone και από πίνακες υπολογίζεται η θερμοκρασία.



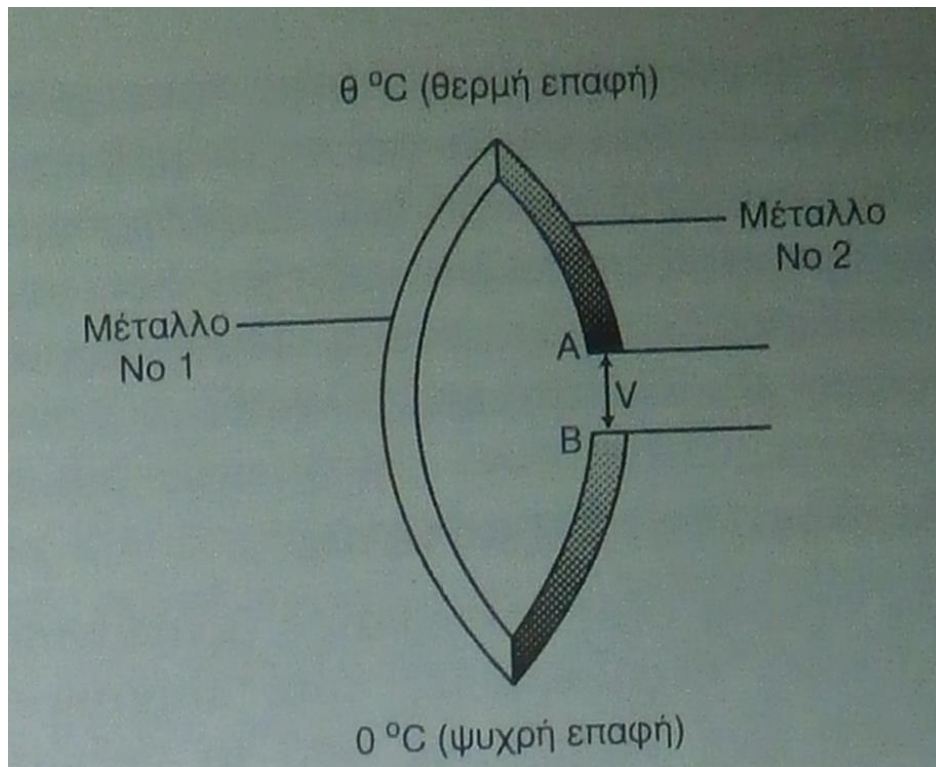
Σχήμα: 7.3.: Θερμόμετρο ημιαγωγών (Thermistor).

✚ Θερμοηλεκτρικό θερμόμετρο.

Καταρχάς, η λειτουργία του θερμοηλεκτρικού θερμομέτρου βασίζεται στο γεγονός ότι όταν δύο διαφορετικά μέταλλα έρθουν σε επαφή τότε εμφανίζεται μια τάση επαφής που οφείλεται στη μετάβαση μερικών ελεύθερων ηλεκτρονίων από το ένα μέταλλο στο άλλο οπότε, υπάρχει έλλειμμα e^- στο ένα και περίσσεια στο άλλο. Εάν τώρα τα σημεία επαφής δύο μετάλλων σε ένα κύκλωμα βρίσκονται σε διαφορετική θερμοκρασία, τότε η τάση επαφής δεν είναι η ίδια και δημιουργείται μια ηλεκτρεγερτική δύναμη που είναι ανάλογη της διαφοράς θερμοκρασίας $E_{\Theta} = c\Delta\theta$, όπου c είναι ένας συντελεστής θερμοηλεκτρικής τάσεως σε ($V \cdot \text{grad}^{-1}$) (σχήμα: 7.4.). Συνήθως η μια επαφή βρίσκεται σε πάγο (0°C) και η άλλη στη θερμοκρασία που θέλουμε να μετρήσουμε. Η διαφορά δυναμικού μετρείται με ποτενσιόμετρο (μέθοδος αντισταθμίσεως) ή με μικροβολτόμετρο. Το πιο συνηθισμένο θερμοηλεκτρικό ζεύγος είναι λευκόχρυσος και λευκόχρυσος με 10% ρόδιο.

Επιπλέον, το θερμόμετρο αυτό έχει δύο βασικά πλεονεκτήματα τα οποία είναι τα εξής:

- 1) Έχει πολύ μικρές διαστάσεις π.χ. αποτελείται από δύο λεπτά σύρματα.
- 2) Έχει πολύ γρήγορη απόκριση σε μεταβολές της θερμοκρασίας.



Σχήμα: 7.4.: Θερμοζεύγος.

7.3.(2). Υπερθερμία και υποθερμία.

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. Πιο αναλυτικά, 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 αντιπυρετικά 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.

7.3.(3). Τεχνικές μέτρησης της θερμοκρασίας.

Όσον αφορά, 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.

Όσον αφορά μη επεμβατικές μεθόδους σε συστήματα παρακολούθησης ασθενών, που απαιτείται ακρίβεια και ευκολία, έχουν αναπτυχθεί μέθοδοι με υπέρυθρους αισθητήρες θερμοκρασίας. Επίσης, λόγω του ότι 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. Ωστόσο, χρειάζεται προσοχή προκειμένου να υπάρξει σωστή τοποθέτηση του αισθητήρα, διότι ο ακουστικός πόρος δεν είναι ίσιος. Σε περίπτωση λάθους τοποθέτησης μπορεί να μετρηθεί κατά λάθος η πολύ χαμηλότερη θερμοκρασία του έξω αυτιού. Ένας ευέλικτος αισθητήρας βασισμένος σε θερμίστορ δύναται ακόμη 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.

7.4. Μέτρηση αρτηριακής πίεσης αίματος.

Ο προσδιορισμός 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.

7.4.(1).Συστολική, διαστολική και μέση πίεση.

Οι πιέσεις 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 πιέσεις 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.

7.4.(2).Καρδιακή λειτουργία.

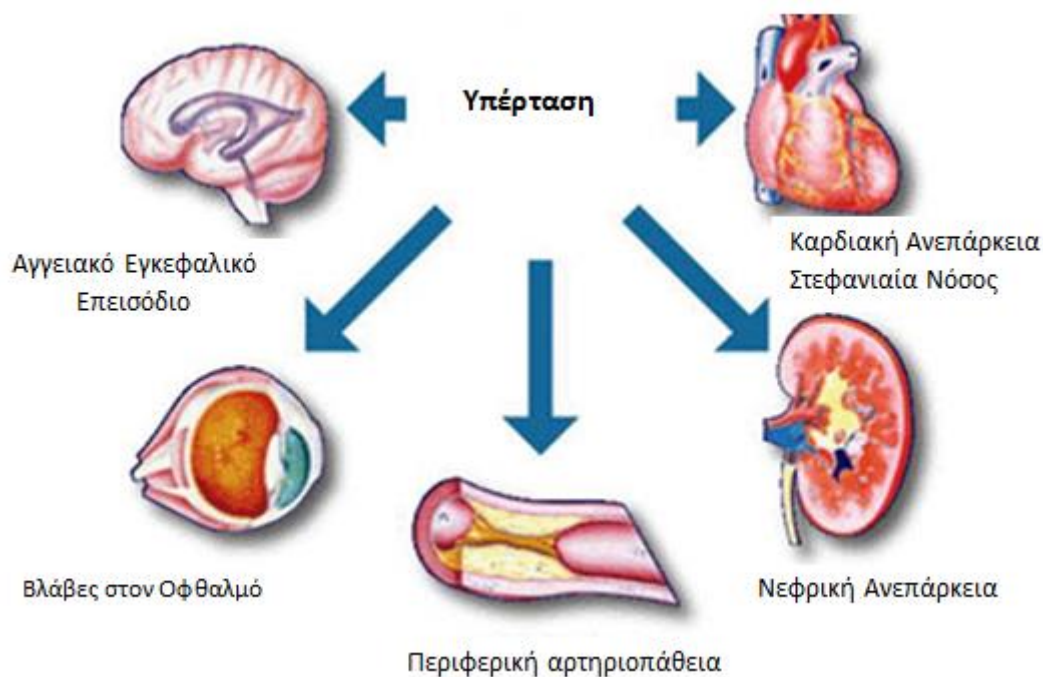
Προκειμένου να κατανοήσουμε καλύτερα την έννοια της πίεσης του αίματος κρίνεται απαραίτητο να γίνει μια ανάλυση στην καρδιακή λειτουργία. Η λειτουργία του καρδιαγγειακού συστήματος στηρίζεται στην μεταφορά οξυγόνου και άλλων θρεπτικών ουσιών στους ιστούς του σώματος και στην απομάκρυνση αποβλήτων προϊόντων 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 O₂ διαχέεται από τις πνευμονικές κυψελίδες στο αίμα και CO₂ 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.

7.4.(3).Οι επιπτώσεις της υπέρτασης.

Καταρχάς, η αρτηριακή υπέρταση είναι το συχνότερο πρόβλημα υγείας που αντιμετωπίζει ο σύγχρονος άνθρωπος. Η άμεση συσχέτισή της με το έμφραγμα, το αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο και τη νεφρική ανεπάρκεια έχει ευαισθητοποιήσει τόσο τον ιατρικό κόσμο όσο και τους υπέρτασικούς ασθενείς. Η συσχέτιση αυτή έγινε γνωστή από κλινικές μελέτες κατά τις οποίες έγινε παρακολούθηση ομάδας υπέρτασικών και ανθρώπων με φυσιολογική αρτηριακή πίεση και διαπιστώθηκε ότι μετά την παρέλευση ενός χρονικού διαστήματος παραδείγματος χάριν, 10 ετών στην ομάδα των υπέρτασικών υπήρχαν περισσότεροι ασθενείς που είχαν υποστεί έμφραγμα ή εγκεφαλικό ή νεφρική ανεπάρκεια ή είχαν αποβιώσει ως αποτέλεσμα αυτών. Ποια όμως είναι η τιμή της αρτηριακής πίεσης που διαχωρίζει τον υπέρτασικό από τον νορμοτασικό (αυτός που έχει φυσιολογική αρτηριακή πίεση) ή διαφορετικά πάνω από ποια τιμή της αρτηριακής πίεσης θεωρούμε ότι ένας άνθρωπος έχει υπέρταση και επομένως διατρέχει έναν μεγαλύτερο κίνδυνο για παθήσεις όπως αυτές που προαναφέρθηκαν (αυξημένη καρδιαγγειακή νοσηρότητα); Η απάντηση σε αυτό το ερώτημα έχει μεταβληθεί κατά την διάρκεια των ετών είτε προς υψηλότερες είτε προς χαμηλότερες τιμές. Η σύγχρονη άποψη είναι ότι το όριο της αρτηριακής πίεσης πάνω από το οποίο ένας ασθενής θεωρείται υπέρτασικός είναι το 140/90 μετρούμενο σε 3 διαφορετικές επισκέψεις στο ιατρείο του ειδικού. Το αν αυτός ο ασθενής πρέπει να αντιμετωπιστεί με κάποια φαρμακευτική αγωγή είναι ένα άλλο ερώτημα που σχετίζεται με το ειδικό προφίλ κινδύνου του ασθενούς, δηλαδή με το αν είναι διαβητικός, καρδιοπαθής, παχύσαρκος, αν έχει αυξημένη χοληστερίνη ή αν ήδη έχει βλάβες σε όργανα εξαιτίας της αυξημένης πίεσης.

Η αρχική βλάβη που προκαλεί η υπέρταση σε έναν ασθενή είναι στο τοίχωμα των αρτηριών. Οι αρτηρίες στον άνθρωπο είναι κατασκευασμένες να λειτουργούν φυσιολογικά όταν η πίεση του αίματος που ρέει εντός τους είναι κάτω από 130/80. Όταν λοιπόν για μεγάλο χρονικό διάστημα εκτίθενται σε πιέσεις πάνω από αυτό το όριο, και όσο ψηλότερα τόσο και το αποτέλεσμα είναι χειρότερο, το τοίχωμα των αρτηριών αλλάζει. Γίνεται όπως λέμε «αναδιαμόρφωση του τοιχώματος». Συγκεκριμένα, γίνεται πιο παχύ και μειώνεται η δυνατότητα του να διαστέλλεται. Επιπλέον, οι αυξημένες πιέσεις ενδεχόμενα να συντελούν και στην εκφύλιση του και κατά συνέπεια στην σκλήρυνση (αρτηριοσκλήρυνση) και στην περαιτέρω μείωση της λειτουργικότητάς του. Το αποτέλεσμα όλων αυτών των αλλαγών είναι η διαίωση της υπέρτασης και οι βλάβες στα διάφορα όργανα. Από τη στιγμή που τα αγγεία «αλλάζουν» ο ασθενής πρέπει να παίρνει φάρμακα για μεγάλο χρονικό διάστημα και πιθανότατα δια βίου. Επιπρόσθετα, λόγω της μειωμένης ικανότητας για αγγειοδιαστολή που σηματοδοτεί και τη βλάβη στη λειτουργία του ενδοθηλίου (ενός στρώματος κυττάρων που βρίσκεται στο εσωτερικό του αγγείου και έρχεται σε επαφή με το αίμα) αρχίζει και ο φαύλος κύκλος της αθηρωμάτωσης με τη συγκέντρωση λιπιδίων εντός τους τοιχώματος των αρτηριών με αποτέλεσμα το στένεμα του αυλού τους.



Σχήμα: 7.5.: Οι επιπτώσεις της υπέρτασης.



Σχήμα: 7.6.: Η συκέντρωση λιπιδίων εντός του αγγειακού τοιχώματος έχει σαν συνέπεια το στένεμα του αυλού του αγγείου. Η κυκλοφορία συναντά μεγαλύτερη αντίσταση στο εικονιζόμενο αγγείο. Σαν αποτέλεσμα το όργανο στο οποίο καταλήγει δεν αιματώνεται σωστά.

Πιο αναλυτικά, τα όργανα που επηρεάζονται κυρίως από την υπέρταση είναι τα ακόλουθα:

- ✚ **Καταργήν η καρδιά.** Πιο συγκεκριμένα, το τοίχωμα της καρδιάς, αρχίζει να γίνεται πιο παχύ, όπως κάθε μυς στο σώμα μας που αρχίζει να σηκώνει μεγαλύτερα φορτία. Και τι κακό μπορεί να προκαλέσει αυτό, αφού ο υπερτασικός φαίνεται να έχει μια πιο δυνατή καρδιά. Το θέμα είναι ότι ενώ όντως αυτό ισχύει με τους μυς των χεριών π.χ. ένας άνθρωπος που έχει υπερτροφικούς μυς στους βραχίονες είναι πιο δυνατός από έναν με αδύνατα χέρια, στη καρδιά όταν το τοίχωμα παχύνεται, αρχίζουν τα προβλήματα.

Το παχύ τοίχωμα στην καρδιά, τείνει να έχει πρόβλημα στη μεταφορά οξυγόνου στα κύτταρα του. Επομένως, τα καρδιακά κύτταρα έχουν να επιτελέσουν περισσότερο έργο με λιγότερο οξυγόνο. Το ανάλογο θα ήταν ένας αθλητής που ενώ τρέχει τον βάλουμε να αναπνεύσει μέσα από ένα καλαμάκι. Το καρδιακό κύτταρο μην έχοντας αρκετό οξυγόνο δεν μπορεί να επιτελέσει τις διάφορες λειτουργίες του με αποτέλεσμα σε πρώτη φάση τις αρρυθμίες (έκτακτες συστολές, κολπική μαρμαρυγή) και σε βαρύτερες μορφές την καρδιακή ανεπάρκεια (η καρδιά χάνει τη δύναμή της). Πέρα από το παχύ τοίχωμα η αρτηριακή πίεση αλλάζει (προκαλεί αναδιαμόρφωση) και στα αγγεία της καρδιάς με αποτέλεσμα να επιδεινώνεται η αιμάτωση και έτσι να μειώνεται ακόμη περισσότερο η μεταφορά του οξυγόνου.

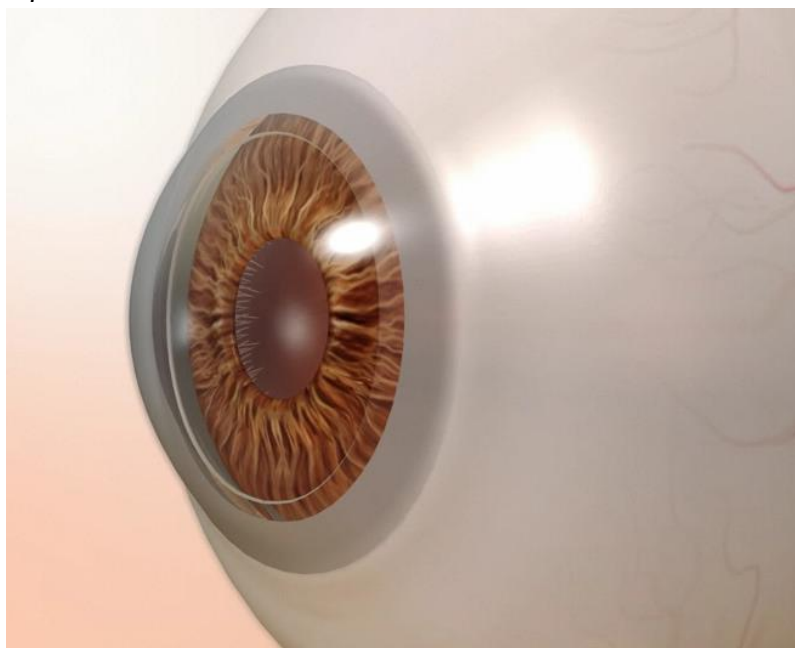


Σχήμα: 7.7.: Το τοίχωμα της καρδιάς.

- ✚ **Ο εγκέφαλος.** Τα αγγεία του εγκεφάλου λόγω ειδικής διαμόρφωσης είναι ιδιαίτερα ευαίσθητα στην χρόνια αύξηση της αρτηριακής πίεσης. Η αναδιαμόρφωσή τους έχει σαν αποτέλεσμα την μείωση της οξυγόνωσης των εγκεφαλικών κυττάρων. Οι υπερτασικοί ασθενείς έχουν μεγαλύτερη επίπτωσης άνοιας και νόσου Alzheimer ή στις πιο ελαφρές περιπτώσεις πάσχουν από αδύναμη μνήμη. Η σταδιακή εκφύλιση του τοιχώματος των αγγείων λόγω της «αναδιαμόρφω-σης» έχει σαν αποτέλεσμα αυτά τα αγγεία

να ρηγνύονται ευκολότερα με αποτέλεσμα το αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο.

- ✚ **Ο οφθαλμός.** Για τον ιατρό, ο οφθαλμός, αποτελεί μια προέκταση του εγκεφάλου. Τούτο διότι, κατά την διαμόρφωση του σώματος του ανθρώπου, όταν ακόμη είναι έμβρυο, δύο μικρά τμήματα του εγκεφάλου απομακρύνονται από αυτόν και έτσι σχηματίζεται ο εσωτερικός χιτώνας του οφθαλμού (ο αμφιβληστροειδής) χάριν στον οποίο βλέπουμε. Έτσι, αν ο ιατρός επιθυμεί να εξετάσει την κατάσταση των αγγείων του εγκεφάλου, δεν έχει παρά να κοιτάξει το εσωτερικό του ματιού (βυθοσκόπηση). Με την αναδιαμόρφωση των αγγείων του ματιού αρχίζουν τα κύτταρα που δέχονται το φως να εκφυλίζονται (είτε πεθαίνουν, είτε χάνουν την λειτουργία τους). Λόγω της κατανομής των αγγείων στον αμφιβληστροειδή που είναι περισσότερα στο κέντρο και λιγότερα στην περιφέρεια, αρχικά εκφυλίζονται τα κύτταρα της περιφέρειας. Έτσι, το οπτικό πεδίο του ασθενούς σταδιακά μειώνεται. Επειδή κυρίως βλέπουμε με τα κύτταρα που είναι στο κέντρο, ο ασθενής συνήθως δεν αντιλαμβάνεται ότι προοδευτικά τυφλώνεται. Τελικά, αναζητά βοήθεια από τον ιατρό όταν αρχίζει να σκοντάφτει, ή να χτυπάει το κεφάλι του σε εμπόδια. Είναι αξιοθαύμαστο ότι παρόλο που μπορεί να έχει χάσει ένα μεγάλο μέρος των οπτικών του πεδίων, ο ίδιος δεν το έχει καταλάβει.



Σχήμα: 7.8.: Ο οφθαλμός.



Σχήμα: 7.9.: Εικόνα από βυθοσκόπηση. Παρατηρούνται βλάβες στον αμφιβληστροειδή εξαιτίας της αρτηριακής υπέρτασης.

- ✚ **Ο Νεφρός.** Οι περισσότεροι άνθρωποι που δεν έχουν σχέση με την ιατρική, αντιμετωπίζουν το νεφρό σαν το όργανο που καθαρίζει το αίμα σχηματίζοντας τα ούρα. Αυτό είναι εν μέρει η λειτουργία του νεφρού. Αν θέλουμε όμως με μια λέξη να περιγράψουμε την λειτουργία του είναι ότι συντηρεί την «ομοιότητα» του οργανισμού. Δηλαδή κρατάει τις εσωτερικές παραμέτρους του αίματος σταθερές (ηλεκτρολύτες, υγρά) ανεξάρτητα από τις συνθήκες που τείνουν να τις αλλάζουν. Επιπρόσθετα, εκκρίνει ορμόνες που ρυθμίζουν τον αιματοκρίτη και την κινητικότητα των αγγείων, τον όγκο του αίματος, ενώ επιπρόσθετα αποτελεί ηθμό που κατακρατάει τις πρωτεΐνες του αίματος και δεν αποβάλλονται στα ούρα. Αντιλαμβανόμαστε ότι λειτουργία του νεφρού αποτελεί το κορμό ολόκληρου του οργανισμού μας. Στα νοσοκομεία, κατά τη νοσηλεία βαρέως πασχόντων ασθενών, η ιατρική προσπάθεια συνεχίζεται με ελπίδα για την σωτηρία του ασθενούς, μέχρι να επιδεινωθεί σημαντικά η λειτουργία των νεφρών (νεφρική ανεπάρκεια). Αν αυτό συμβεί, γνωρίζουν ότι τα πράγματα δυσκολεύουν σημαντικά. Αυτό λοιπόν το πολύτιμο για τον οργανισμό όργανο είναι το πρώτο που επηρεάζει η αρτηριακή υπέρταση. Επιπλέον, σε περίπτωση που η υπέρταση μείνει αθεράπευτη, συμβαίνουν στο νεφρό αλλαγές (νεφροσκλήρυνση) που επιτείνουν την υπέρταση και την διαιωνίζουν. Υπάρχει πλέον εξέταση που μπορεί να δείξει το κατά πόσο έχει επηρεαστεί ο νεφρός από την υπέρταση, πριν ακόμη εμφανιστεί βλάβη στο όργανο.

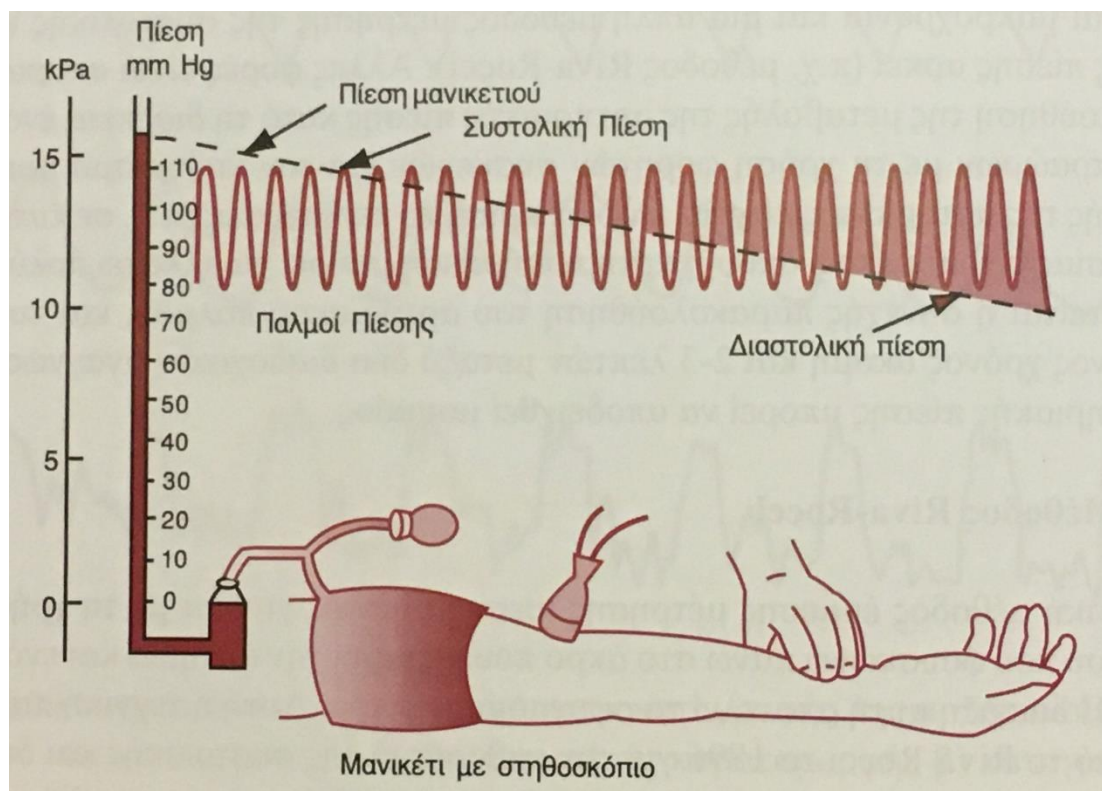


Σχήμα: 7.10.: Ο Νεφρός.

Τέλος, για το λόγο ότι η υπέρταση προκαλεί βλάβες επιλεκτικά στα όργανα που προαναφέρθηκαν, σαν κατά κάποιο τρόπο να τα σημαδεύει, τα όργανα αυτά ονομάζονται «όργανα στόχοι της υπέρτασης» και οι βλάβες τους « βλάβες οργάνων στόχων».

7.4.(4). Έμμεσες μέθοδοι μέτρησης (μη επεμβατικές – μη αιματηρές).

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. Στο σχήμα: 7.11. παρουσιάζεται ένα τυπικό σύστημα έμμεσης μέτρησης της αρτηριακής πίεσης.



Σχήμα: 7.11.: Τυπικό σύστημα έμμεσης μέτρησης της αρτηριακής πίεσης.

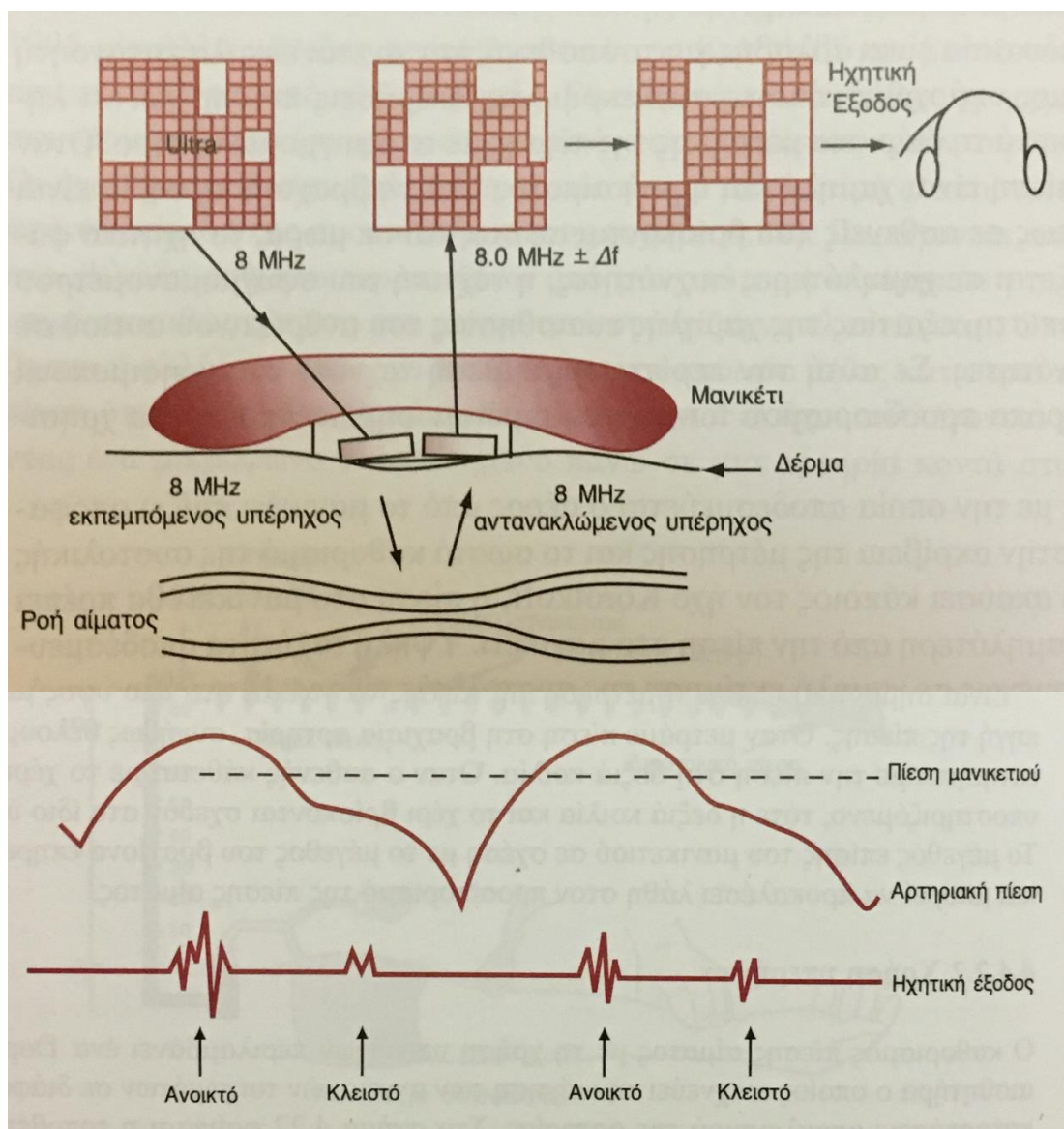
Σε ορισμένα συστήματα παρακολούθησης ασθενών χρησιμοποιείται ένας αυτοματοποιημένος τρόπος λειτουργίας της παραπάνω διαδικασίας. Τέτοιες συσκευές χρησιμοποιούν ένα παρόμοιο μανικέτι πίεσης αίματος, αλλά το μανικέτι δε συνδέεται σε κάποιο αναλογικό μετρητή αλλά σε ένα ειδικό παρέμβυσμα της συσκευής. Οι 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 περίθαλψης.

Χρήση υπερήχων.

Καταρχάς, ο καθορισμός της πίεσης του αίματος με τη χρήση υπερήχων περιλαμβάνει ένα Doppler αισθητήρα ο οποίος ανιχνεύει την κίνηση των αγγειακών τοιχωμάτων σε διάφορες καταστάσεις αποκλεισμού της αρτηρίας. Στο σχήμα: 7.12. παρουσιάζεται η τοποθέτηση του μανικετιού πάνω από δύο μικρούς κρυστάλλους εκπομπής και λήψης υπερήχων (8 MHz) στο βραχίονα. Πιο αναλυτικά, το σήμα που εκπέμπεται από τον Doppler αισθητήρα εστιάζει στο αγγειακό τοίχωμα και στο αίμα. Το σήμα που αντανακλάται (μετατοπισμένο σε συχνότητα) ανιχνεύεται από τον κρύσταλλο – παραλήπτη και αποκωδικοποιείται. Η διαφορά στη συχνότητα, σε εύρος 40 – 500 Hz, ανάμεσα στο σήμα που εκπέμπεται και στο σήμα που λαμβάνεται είναι ανάλογη στην ταχύτητα της κίνησης του τοιχώματος και στην ταχύτητα του αίματος. Κοντά στο μανικέτι, το τοίχωμα της αρτηρίας κινείται μεταξύ συστολικής και διαστολικής πίεσης. Καθώς η πίεση στο μανικέτι αυξάνει πάνω από τη διαστολική πίεση αλλά κάτω από τη συστολική, το αγγείο ανοίγει και κλείνει σε κάθε καρδιακό παλμό, επειδή η πίεση στην αρτηρία ταλαντώνεται πάνω και κάτω από την εφαρμοζόμενη εξωτερική πίεση του μανικετιού. Το άνοιγμα και το κλείσιμο της αρτηρίας ανιχνεύεται από το σύστημα των υπερήχων.

Καθώς η εφαρμοζόμενη πίεση αυξάνει περισσότερο, το χρονικό διάστημα μεταξύ του ανοίγματος και κλεισίματος της αρτηρίας ελαττώνεται μέχρι που συμπίπτουν. Η τιμή της πίεσης στο συγκεκριμένο σημείο είναι η *συστολική πίεση*. Αντίστροφα, καθώς η πίεση στο μανικέτι ελαττώνεται, το χρονικό διάστημα μεταξύ του ανοίγματος και κλεισίματος της αρτηρίας αυξάνεται μέχρι που το σήμα που αντιστοιχεί στο κλείσιμο της αρτηρίας κατά τη διάρκεια του ενός καρδιακού παλμού συμπίπτει με το άνοιγμα της αρτηρίας στον επόμενο καρδιακό παλμό. Στο συγκεκριμένο σημείο, η τιμή της πίεσης, είναι η *διαστολική πίεση*.

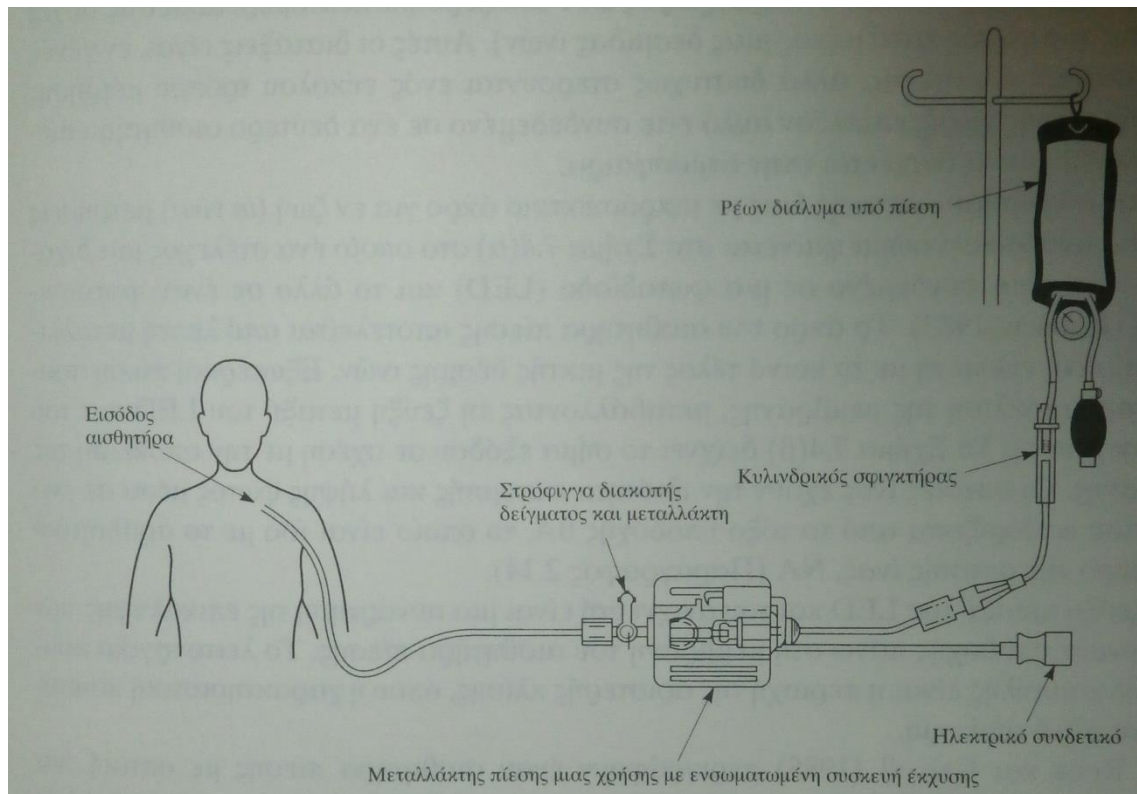
Τέλος, τα μειονεκτήματα της συγκεκριμένης μεθόδου, περιλαμβάνουν ευαισθησία σε παράσιτα κίνησης (motion artifacts). Κίνηση του σώματος δύναται να προκαλέσει αλλαγές στο υπερηχητικό μονοπάτι μεταξύ του αγγείου και του αισθητήρα. Από την άλλη, πλεονέκτημα τούτης της μεθόδου αποτελεί ότι δύναται να χρησιμοποιηθεί σε υποτασικά άτομα και σε βρέφη.



Σχήμα: 7.12.: Καθορισμός πίεσης αίματος με τη χρήση υπερήχων.

7.4.(5). Άμεσες μέθοδοι μέτρησης (επεμβατικές – αιματηρές).

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). Το σύστημα του εξωαγγειακού αισθητήρα αποτελείται από έναν καθετήρα που συνδέεται σε μια στρόφιγγα τριπλής κατεύθυνσης και μετά στον αισθητήρα πίεσης (σχήμα: 7.13.).



Σχήμα: 7.13.: Σύστημα αισθητήρα εξωαγγειακής πίεσης. Ένας καθετήρας οδηγεί ένα διάλυμα (φυσιολογικός ορός με υπαρίνη) μέσω ενός αισθητήρα πίεσης μιας χρήσης, σε μια συσκευή ολικής έκπλυσης που βρίσκεται στην είσοδο του αισθητήρα. Η στρόφιγγα διακοπής τριπλής κατεύθυνσης χρησιμοποιείται για τη λήψη δειγμάτων αίματος και για την επαναφορά (μηδενισμό) του αισθητήρα πίεσης.

Στη δεύτερη γενική μέθοδο 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 μετασηματιστές 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 καταστεί δυνατή η πρόσβαση στην αιμοδυναμική λειτουργία και την καρδιαγγειακή δομή. Μεταξύ άλλων λειτουργιών δύναται να μετρηθεί και την πίεση του αίματος. Ο καρδιακός καθετηριασμός συνήθως εφαρμόζεται σε ασθενείς που η εγχείρηση καρδιάς κρίνεται σκόπιμη, οπότε οι πληροφορίες που λαμβάνονται είναι κρίσιμες και αντισταθμίζουν τους κινδύνους της όλης διαδικασίας. Παρακάτω ακολουθεί αναλυτική αναφορά για κάθε μέθοδο:

- 1) 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. Το 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 υπάρξει διακοπή της σύνδεσης. Αποφεύγετε σε ασθενείς που υπάρχει υποψία απότομων διακυμάνσεων της αρτηριακής πίεσης.

- 2) 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 δίχως τη χρήση συστήματος ζεύξης υγρού επιτρέπει στον ιατρό να αποκτήσει υψηλή συχνότητα απόκρισης και να απαλείψει χρονοκαθυστέρηση που παρατηρείται όταν ο παλμός πίεσης μεταδίδεται σε ένα σύστημα καθετήρα – αισθητήρα.

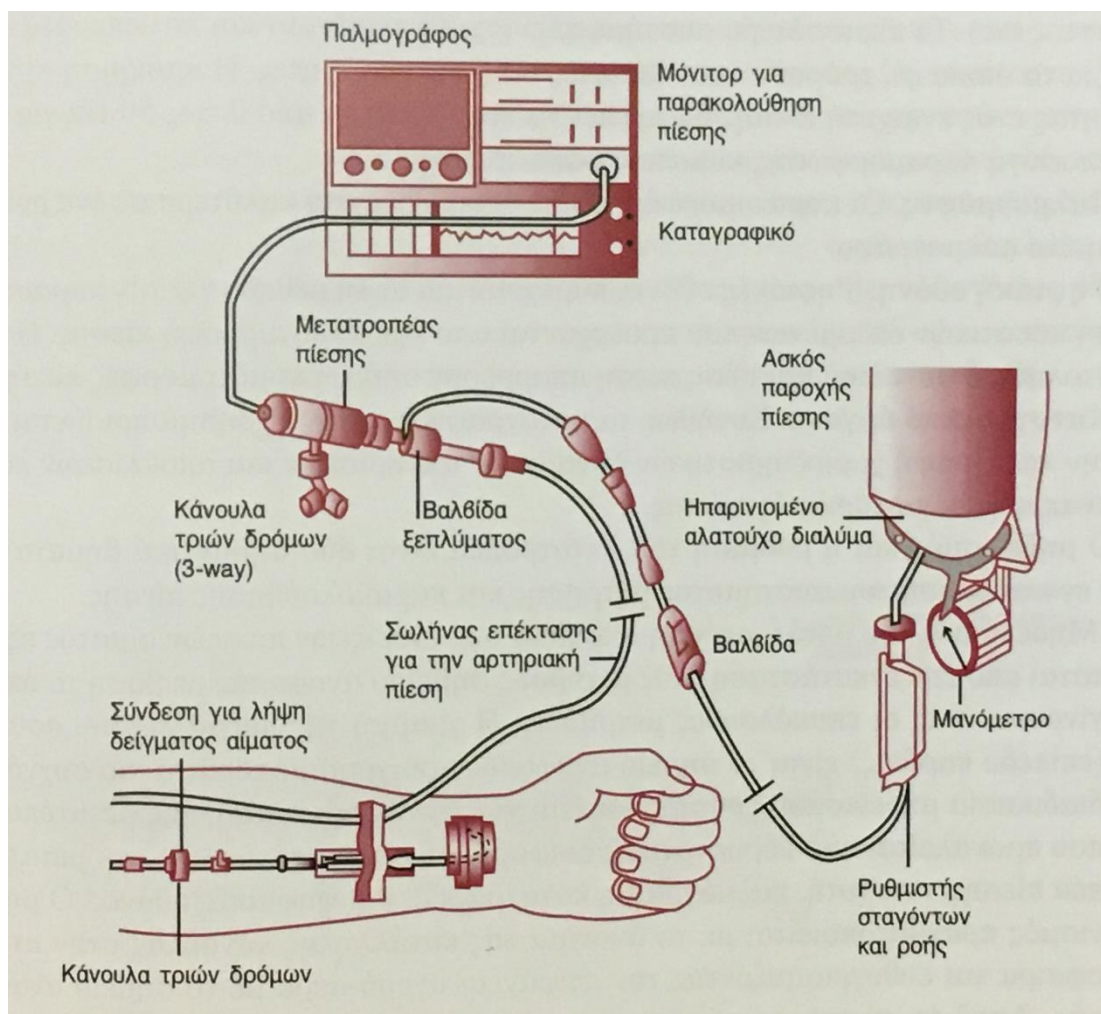
Ένας αριθμός από βασικούς τύπους αισθητήρων χρησιμοποιούνται εμπορικά για την ανίχνευση της πίεσης στην άκρη του καθετήρα. Παραδοσιακά τέτοιοι αισθητήρες ήταν επαναχρησιμοποιήσιμες συσκευές, αλλά τα περισσότερα μοντέρνα νοσοκομεία έχουν υιοθετήσει πλέον φθηνούς, μιας χρήσης, αισθητήρες. Τούτο, συμβάλλει 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.

- 3) 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. Πιο αναλυτικά, μετρούν πιέσεις εγκάρσια των τεσσάρων βαλβίδων 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. Παράλληλα, οι ιατροί έχουν ένα ακόμη εργαλείο στα χέρια τους τη χρήση καθετήρα Σβαν-Κανζ (SwanGanz). Αυτοί οι καθετήρες έχουν μύτη με μπαλόνι, κατευθύνονται με τη ροή του αίματος και δεν είναι υποχρεωτική η ακτινοσκόπηση για την τοποθέτησή τους. Πιο συγκεκριμένα, 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 ενόνεται με την ελεύθερη ροή αίματος πέρα από το πνευμονικό τριχοειδές στρώμα.

7.4.(6).Στοιχεία συστήματος παρακολούθησης της αρτηριακής πίεσης.

Στο σχήμα: 7.14. παρουσιάζονται τα στοιχεία ενός συστήματος παρακολούθησης της αρτηριακής πίεσης.



Σχήμα: 7.14.: Στοιχεία συστήματος παρακολούθησης της αρτηριακής πίεσης.

- 1. Μετατροπέας πίεσης:** Διαθέσιμος σε διάφορα σχήματα και μεγέθη, είναι συνήθως πιεζοαντιστατική συσκευή που μετατρέπει την κίνηση του διαφράγματος σε ηλεκτρικό σήμα. Την επιλογή του μετατροπέα, έχουν απλοποιήσει διάφορα πρότυπα για μετατροπείς πίεσης και παρέχουν συμβατότητα μεταξύ διαφόρων συστημάτων. Επιπλέον, υπάρχουν διαθέσιμοι μετατροπείς πίεσης μιας χρήσεως. Πιο συγκεκριμένα, έχουν καλύτερα τεχνικά χαρακτηριστικά, είναι μικρότεροι και αντιστέκονται καλύτερα στην κακή κλινική χρήση σε σύγκριση με τους προηγούμενους επαναχρησιμοποιούμενους μετατροπείς.

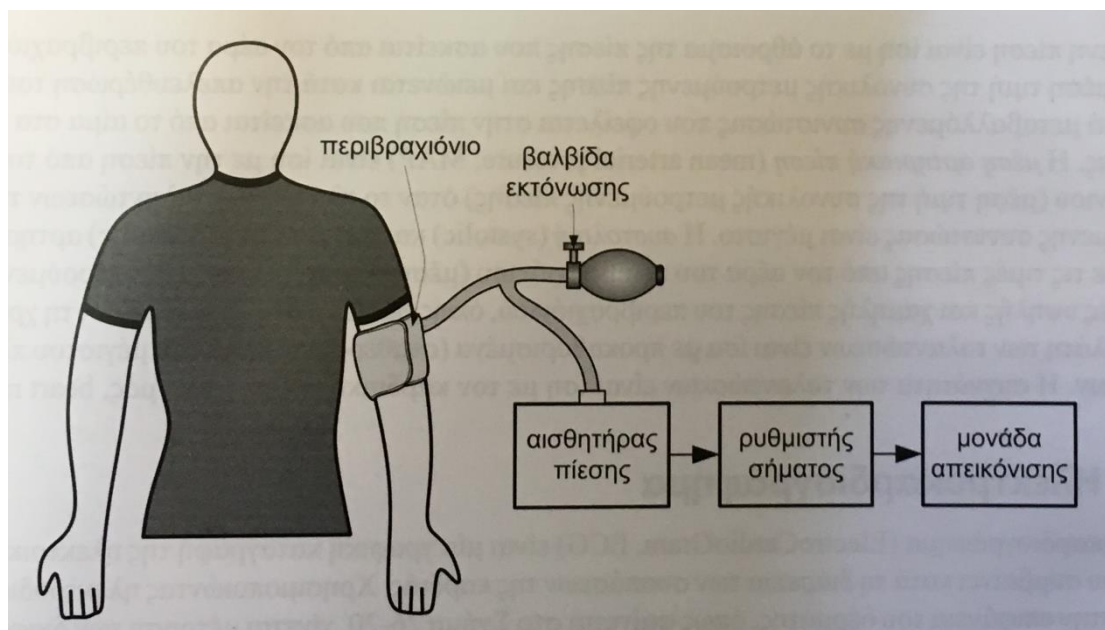
2. **Θόλος μετατροπέα:** Καλύπτει το μετατροπέα πίεσης και παρέχει το σημείο επαφής μεταξύ του μετατροπέα και του σωλήνα με το υγρό. Ο θόλος περιέχει μια πολύ λεπτή μεμβράνη η οποία ξεχωρίζει το υγρό του σωλήνα από την επιφάνεια του μετατροπέα. Σε επαναχρησιμοποιήσιμους μετατροπέες πίεσης, ο θόλος μετατροπέα είναι μιας χρήσεως και επιτρέπει την απομόνωση του μη αποστειρωμένου μετατροπέα από τον ασθενή έτσι ώστε ο μετατροπέας να μπορεί να επαναχρησιμοποιηθεί γρήγορα χωρίς αποστείρωση.
3. **Συσκευή συνεχούς "πλύσης" (flush):** Η χρήση της συγκεκριμένης συσκευής, δεν περιορίζεται μόνο στο γέμισμα του συστήματος με υγρό, αλλά χρησιμοποιείται και για την αποφυγή θρόμβωσης του αίματος στον καθετήρα και την απομάκρυνση φυσαλίδων αέρα. Παράλληλα, αποτελείται από έναν ασκό παροχής πίεσης που περιέχει ηπαρινισμένο αλατούχο διάλυμα και συνδέεται στον ασθενή με διάφορες βαλβίδες και σωληνώσεις.
4. **Κάνουλα τριών δρόμων:** Χρησιμοποιείται για την αφαίρεση αίματος για ανάλυση. Όταν οι σωληνώσεις γεμίζουν με υγρό, θα πρέπει να παρθούν προφυλάξεις, έτσι ώστε όλες οι κοιλότητες της κάνουλας να γεμίσουν και να απομακρυνθούν οι φυσαλίδες αέρα. Επίσης, οι κάνουλες αποτελούν ιδιαίτερα ευπαθείς πηγές μόλυνσης και έτσι, θα πρέπει να χειρίζονται με εξαιρετική φροντίδα. Ανοίγματα που βρίσκονται σε ενεργό χρήση θα πρέπει να καλύπτονται με αποστειρωμένα καλύμματα και το προσωπικό δεν πρέπει να αγγίζει ακάλυπτα ανοίγματα.
5. **Σύστημα ενισχυτή:** Η τάση εξόδου που απαιτείται προκειμένου να καθοδηγήσει έναν παλμογράφο ή ένα καταγραφικό όργανο παρέχεται από ένα σύστημα ενισχυτή το οποίο υπάρχει μεταξύ του μετατροπέα και της οθόνης. Η διέγερση του μετατροπέα παρέχεται από πηγή είτε συνεχούς ρεύματος (dc) είτε εναλλασσόμενου ρεύματος (ac). Τα περισσότερα συστήματα ενισχυτή περιέχουν και κατωπερατά φίλτρα τα οποία φιλτράρουν ανεπιθύμητες υψηλές συχνότητες. Η απόκριση συχνότητας ενός ενισχυτή πίεσης θα πρέπει να είναι επίπεδη από 0 έως 50 Hz για την αποφυγή παραμόρφωσης κυματομορφών πίεσης.
6. **Παλμογράφος:** Οι κυματομορφές πίεσης απεικονίζονται καλύτερα σε ένα ρυθμισμένο παλμογράφο.
7. **Ψηφιακή οθόνη:** Οι ψηφιακές οθόνες παρέχουν μια απλή μέθοδο για την παρουσίαση ποσοτικών δεδομένων που προέρχονται από την κυματομορφή πίεσης. Η συστολική, διαστολική και μέση πίεση απορρέουν από τις κυματομορφές πίεσης.
8. **Καταγραφικό όργανο:** Τα καταγραφικά όργανα συνήθως χρησιμοποιούνται για την καταγραφή χαρακτηριστικών δυναμικών αποκρίσεων και αποκλίσεων λόγω αναπνοής σε αρτηριακές πιέσεις.

Επιπροσθέτως, ο μηδενισμός και η ρύθμιση του μετατροπέα είναι δύο σημαντικά βήματα για την εγκατάσταση του συστήματος μέτρησης και παρακολούθησης πίεσης. Παρακάτω ακολουθεί αναλυτική αναφορά σε τούτα τα βήματα:

- **Μηδενισμός του μετατροπέα:** Η ακρίβεια των ενδείξεων πιέσεων αίματος εξαρτάται από την εγκατάσταση ενός ακριβούς σημείου αναφοράς με βάση το οποίο γίνονται όλες οι επακόλουθες μετρήσεις. Η γραμμή της μασχάλης του ασθενή (επίπεδο καρδιάς) είναι το σημείο αναφοράς που χρησιμοποιείται πιο συχνά. Ακόμη, η διαδικασία μηδενισμού χρησιμοποιείται για την αντιστάθμιση της μετατόπισης που προκαλείται από υδροστατικές διαφορές πίεσης, μετατόπισης στο μετατροπέα πίεσης, ενισχυτή, παλμογράφο, καταγραφέα και ψηφιακές οθόνες. Ο μηδενισμός πραγματοποιείται με το άνοιγμα της κατάλληλης κάνουλας στην ατμόσφαιρα και ευθυγραμμίζοντας την επιφάνεια υγρού – αέρα με το σημείο αναφοράς. Άπαξ το σύστημα μηδενιστεί, η κάνουλα δύναται να αλλάξει θέση προκειμένου να επιτρέψει την παρουσίαση της κυματομορφής του ασθενή. Ορισμένες πιέσεις αίματος, όπως η πνευμονική αρτηριακή πίεση, είναι ιδιαίτερα ευάλωτες σε εσφαλμένο μηδενισμό και θα πρέπει να μετριοούνται αφότου το σημείο μηδενισμού έχει επαληθευθεί.
- **Ρύθμιση ευαισθησίας:** Η ευαισθησία των περισσότερων μετατροπέων πίεσης ορίζεται στα 5,0 $\mu\text{V}/\text{V}$ διέγερσης εφαρμοζόμενα ανά 1 mmHg και ρυθμιζόμενα από τους κατασκευαστές στο $\pm 1\%$. Τούτος ο βαθμός ακρίβειας είναι επαρκής για τις περισσότερες κλινικές εφαρμογές. Για τους τυποποιημένους μετατροπείς χρειάζεται μόνο να μηδενιστούν για την απόκτηση ακριβών μετρήσεων πίεσης.

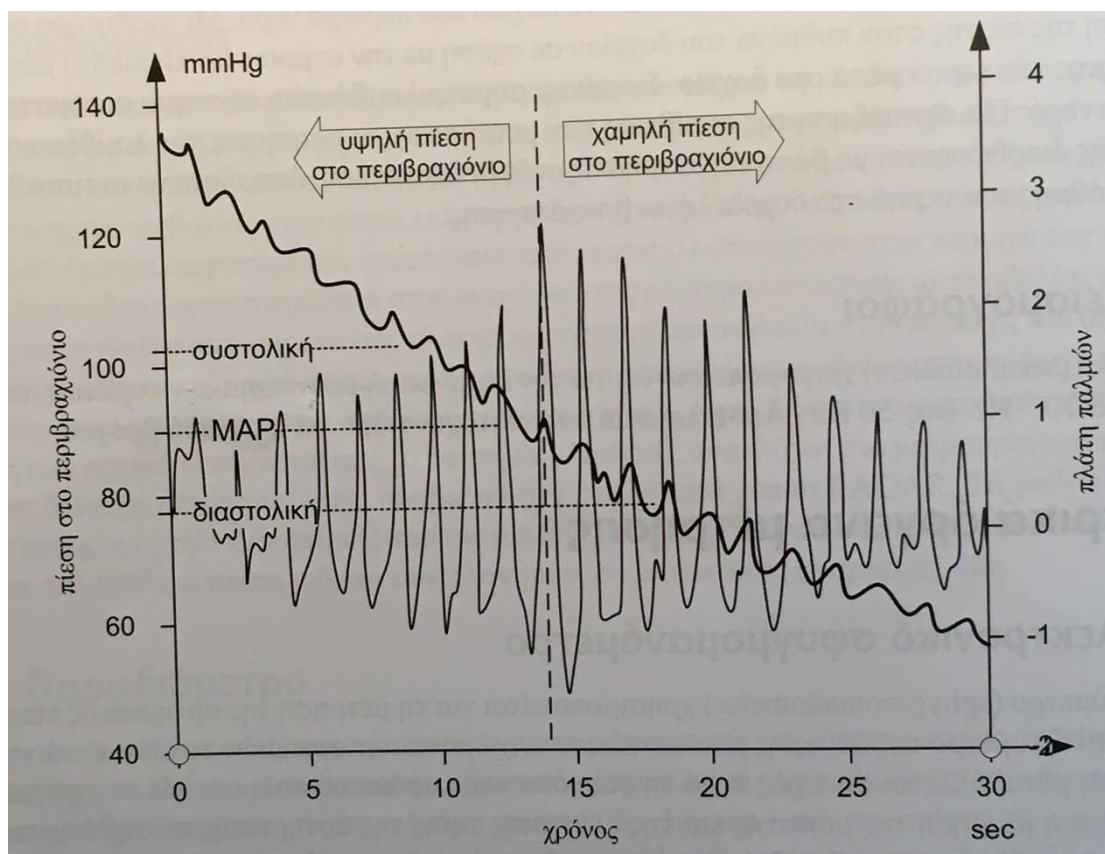
7.4.(7). Ηλεκτρονικό σφυγμομανόμετρο.

Το σφυγμομανόμετρο (sphygmomanometer) χρησιμοποιείται για τη μέτρηση της αρτηριακής πίεσης. Η πίεση του αίματος αποτελεί μέτρο της δύναμης που ασκεί στα τοιχώματα των αρτηριών το αίμα κατά τη ροή του. Παράλληλα, η αρτηριακή πίεση μεταβάλλεται συνεχώς κατά τη διάρκεια του καρδιακού παλμού. Η μέτρηση της μέγιστης και της ελάχιστης τιμής της αρτηριακής πίεσης (σχετική πίεση ως προς την ατμοσφαιρική πίεση) κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου, πραγματοποιείται με το σφυγμομανόμετρο και εκφράζεται σε μονάδες mmHg. Το γενικό διάγραμμα ενός ηλεκτρονικού σφυγμομανόμετρου παρουσιάζεται στο σχήμα: 7.15. που ακολουθεί παρακάτω.



Σχήμα: 7.15.: Το ηλεκτρονικό σφυγμομανόμετρο.

Επιπλέον, αποτελείται από ένα περιβραχιόνιο – ελαστικό θάλαμο (cuff) που τυλίγεται γύρω από το βραχίονα του ασθενούς. Στην αρχή της μέτρησης το περιβραχιόνιο γεμίζεται με αέρα (συνήθως αυτόματα μέσω ηλεκτρικής αντλίας) μέχρι να σταματήσει εντελώς η ροή του αίματος στην αρτηρία που βρίσκεται κάτω από το περιβραχιόνιο. Τότε, η πίεση που ασκείται από το περιβραχιόνιο στην αρτηρία είναι υψηλότερη από τη συστολική αρτηριακή πίεση. Στη συνέχεια απελευθερώνεται σταδιακά ο αέρας του περιβραχιονίου μέσω ηλεκτρονικά ελεγχόμενης βαλβίδας. Κατά την απελευθέρωση του αέρα μετριέται η πίεση που ασκείται στο χέρι του ασθενούς. Η μέτρηση της πίεσης πραγματοποιείται με χωρητικό αισθητήρα σχετικής πίεσης ως προς την ατμοσφαιρική πίεση. Η μεταβολή της μετρούμενης πίεσης κατά τη διάρκεια της απελευθέρωσης του αέρα από το περιβραχιόνιο παρουσιάζεται στο σχήμα: 7.16. που ακολουθεί παρακάτω.



Σχήμα: 7.16.: Η μεταβολή της μετρούμενης πίεσης κατά τη διάρκεια της μέτρησης της αρτηριακής πίεσης.

Επίσης, η **μετρούμενη πίεση** είναι ίση με το άθροισμα της πίεσης που ασκείται από τον αέρα του περιβραχιόνιου (είναι ίση με την μέση τιμή της συνολικής μετρούμενης πίεσης και μειώνεται κατά την απελευθέρωση του αέρα) και μίας χρονικά μεταβαλλόμενης συνιστώσας που οφείλεται στην πίεση που ασκείται από το αίμα στα τοιχώματα της αρτηρίας. Η **μέση αρτηριακή πίεση** (mean arterial pressure, MAP) είναι ίση με την πίεση από τον αέρα του περιβραχιόνιου (μέση τιμή της συνολικής μετρούμενης πίεσης) όταν το πλάτος των ταλαντώσεων της χρονικά μεταβαλλόμενης συνιστώσας είναι μέγιστο. Η **συστολική** (systolic) και η **διαστολική** (diastolic) αρτηριακή πίεση είναι ίσες με τις τιμές πίεσης από τον αέρα του περιβραχιόνιου (μέση τιμή της συνολικής μετρούμενης πίεσης) στις περιοχές υψηλής και χαμηλής πίεσης του περιβραχιόνιου, όπως παρουσιάζεται στο σχήμα: 7.16., τη χρονική στιγμή που τα πλάτη των ταλαντώσεων είναι ίσα με προκαθορισμένα (σταθερά) ποσοστά του μέγιστου πλάτους των ταλαντώσεων. Η συχνότητα των ταλαντώσεων είναι ίση με τον καρδιακό ρυθμό (σφυγμός, heart rate).

7.4.(8). Πώς μετράμε την Αρτηριακή πίεση.

Καταρχάς, για να κατατάξουμε έναν ασθενή στην ομάδα των υπερτασικών πρέπει να έχουμε μετρήσει την αρτηριακή του πίεση σωστά. Για την μέτρηση μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε είτε ένα απλό πιεσόμετρο είτε ένα ηλεκτρονικό από μία αξιόπιστη εταιρία. Όσον αφορά τα ηλεκτρονικά οι εταιρίες υπέρτασης ενώ αποδέχονται αυτά που εφαρμόζουν στον βραχίονα, δεν θεωρούν τόσο αξιόπιστα τα πιεσόμετρα του καρπού.

Ας δούμε αρχικά όμως πως γίνεται η μέτρηση με το απλό χειροκίνητο πιεσόμετρο. Εφαρμόζουμε την περιχειρίδα γύρω από τον βραχίονα του ασθενούς με τα σωληνάκια του αέρα να περνούν πάνω στην πρόσθια επιφάνεια του χεριού. Η περιχειρίδα δεν πρέπει να εκτείνεται μέχρι τον αγκώνα, ο οποίος πρέπει να είναι τελείως ελεύθερος. Το χέρι του εξεταζόμενου ανυψώνεται στο επίπεδο της καρδιάς του. Έτσι αν ο ασθενής κάθεται το χέρι του στηρίζεται πάνω σε ένα τραπέζι.



Σχήμα: 7.17.: Λάθος τεχνική. Αν και ο εξεταστής προσπαθεί να υποστηρίξει το χέρι του ασθενούς, αυτό το κάνει με λάθος τρόπο. Επιπρόσθετα το χέρι του ασθενούς διατηρείται σε χαμηλό σημείο.



Σχήμα: 7.18.: Λάθος τεχνική. Ο κώδωνας του στηθοσκοπίου έχει τοποθετηθεί κάτω από την περιχειρίδα.



Σχήμα: 7.19.: Σωστή τεχνική. Ο εξεταστής υποστηρίζει σωστά το χέρι του ασθενούς, το οποίο έχει ανυψώσει μέχρι το επίπεδο της καρδιάς του και το στηθοσκόπιο είναι ελεύθερο εκτός της περιχειρίδας.



Σχήμα: 7.20.: Σωστή τεχνική. Το χέρι του ασθενούς υποστηρίζεται πλήρως.

Ακουμπάμε το στηθοσκόπιο πάνω στην πρόσθια επιφάνεια του αγκώνα ανάμεσα από τα σωληνάκια της περιχειρίδας, φουσκώνουμε την περιχειρίδα μέχρι το 200 και ακούμε προσεκτικά. Αν ακούγεται ο παλμός του ασθενούς, αυτό σημαίνει ότι πρέπει να φουσκώσουμε την περιχειρίδα μέχρι το 240. Αρχίζουμε να ξεφουσκώνουμε την περιχειρίδα αργά. Σε περίπτωση που ο ασθενής είναι βραδυκαρδικός το ταχύ ξεφουσκώμα της περιχειρίδας θα έχει ως συνέπεια η μετρούμενη πίεση να είναι μικρότερη από την πραγματική. Ενώ καθώς μειώνουμε την πίεση στην περιχειρίδα ακούμε σιγή από το στηθοσκόπιο, κάποια στιγμή θα αρχίσουμε να ακούμε τον παλμό του ασθενούς. Σημειώνουμε την ένδειξη του πιεσόμετρου. Η τιμή αυτή αποτελεί την μεγάλη πίεση του ασθενούς (συστολική πίεση). Συνεχίζουμε να ξεφουσκώνουμε την περιχειρίδα. Σε λίγο ο παλμός που ακούμε σταματάει. Η ένδειξη στο πιεσόμετρο εκείνη τη στιγμή αποτελεί την μικρή πίεση (διαστολική πίεση). Άλλο λάθος που μπορεί να γίνει κατά τη μέτρηση είναι να τοποθετήσουμε το στηθοσκόπιο κάτω από την περιχειρίδα. Αυτό πέρα από τον πόνο που θα προκαλέσει στον ασθενή μπορεί να έχει σαν συνέπεια να μετρήσουμε μια ασυνήθιστα υψηλή αρτηριακή πίεση που θα είναι ψευδής. Αυτό διότι μπορεί να τύχει το στηθοσκόπιο να μεταβιβάσει την πίεση της περιχειρίδας σε διαφορετικό σημείο από την αρτηρία η οποία να παραμείνει ασυμπιέστη.

Σε περίπτωση μέτρησης με ηλεκτρονικό πιεσόμετρο (σχήματα: 7.21., 7.22.) πρέπει να προσέξουμε να είναι καλής ποιότητας, το χέρι του ασθενούς πρέπει να υποστηρίζεται π.χ. να είναι πάνω σε ένα τραπέζι και ο αισθητήρας της συσκευής που η θέση του οποίου υποδεικνύεται στην περιχειρίδα με ένα βέλος πρέπει να είναι στην πρόσθια επιφάνεια του αγκώνα.



Σχήμα: 7.21.: Ηλεκτρονικό πιεσόμετρο.



Σχήμα: 7.22.: Ηλεκτρονικό πιεσόμετρο.

Ακόμη όμως και να μετρήσουμε με σωστή τεχνική την αρτηριακή πίεση του ασθενούς, αυτή μπορεί να μην είναι η πραγματική του πίεση. Τούτο ισχύει για τους εξής λόγους:

1. **Ψευδοϋπέρταση:** Σε ηλικιωμένα άτομα με προχωρημένη αρτηριοσκλήρυνση, οι αρτηρίες τους επειδή είναι πρακτικά ασυμπίεστες, το πιεσόμετρο δείχνει μια πολύ υψηλή πίεση που είναι ψευδής.

2. **Υπέρταση της λευκής μπλούζας:** Κάποιοι άνθρωποι οι οποίοι δεν είναι υπερτασικοί τείνουν όταν βρίσκονται μπροστά στον ιατρό να στρεσάρονται και να ανεβάζουν πίεση.
3. **Συγκεκαλυμμένη υπέρταση.** Είναι το ακριβώς αντίθετο από την υπέρταση της λευκής μπλούζας. Ο ασθενής είναι υπερτασικός λόγω του στρες που υποβάλλεται στο σπίτι του ή στον εργασιακό χώρο αλλά μπροστά στον ιατρό εμφανίζεται να έχει χαμηλή πίεση.
4. **Μέτρηση στο λάθος χέρι.** Σε ορισμένους ασθενείς η πίεση στα δύο χέρια διαφέρει. Αυτό συμβαίνει συνήθως για ανατομικούς λόγους που έχουν να κάνουν με τις γωνίες που σχηματίζουν τα αγγεία του χεριού κατά την έκφυσή τους, στη διαφορετική τους διάμετρο ή την πιθανή συμπίεσή του από γειτονικές ανατομικές δομές. Για το λόγο αυτό όλοι οι ασθενείς πρέπει να μετρήσουν τουλάχιστον για μία φορά την αρτηριακή τους πίεση και από τα δύο χέρια. Σε περίπτωση που διαφέρει θα τη μετράνε στο εξής από το χέρι που τη δείχνει την μεγαλύτερη.

Όπως βλέπουμε η διαπίστωση του αν ένας άνθρωπος έχει υπέρταση είναι μία πρόκληση που απαιτεί την παρέμβαση του εξειδικευμένου ιατρού συχνά με την χρήση ειδικών οργάνων. Ένα τέτοιο όργανο είναι το holter πίεσεως. Αυτό τοποθετείται στον ασθενή και παίρνει μετρήσεις σε τακτά χρονικά διαστήματα όλο το 24ωρο. Την επόμενη ημέρα ο ιατρός μεταφέρει τα δεδομένα στον ηλεκτρονικό του υπολογιστή και μελετάει την διακύμανση της αρτηριακής πίεσης στη διάρκεια της ημέρας και της νύχτα. Ειδικά για τη νύχτα, η καταγραφή της πίεσης την ώρα του ύπνου μπορεί να έχει σημαντικά συμπεράσματα που να μας δείξουν αν έχουν πάθει βλάβη και τα όργανα με τα οποία ο ίδιος ο οργανισμός αντιλαμβάνεται την πίεσή του (τασεοϋποδο-χείς). Μάλιστα οι υψηλές τιμές της αρτηριακής πίεσης κατά τον ύπνο, μπορούν να προβλέψουν μελλοντικές επιπλοκές λόγω της υπέρτασης.

7.4.(9). Περιπατητική μέτρηση της πίεσης (Holter Πιέσεως).

Καταρχάς, το Holter Πιέσεως (σχήμα: 7.23.) είναι ένα "αυτόματο πιεσόμετρο" το οποίο προσδένεται με ειδική ζώνη στη μέση του ασθενούς και μετράει την αρτηριακή του πίεση με μια περιχειρίδα που έχει τοποθετηθεί στον βραχίονα του. Χρησιμοποιείται σε ειδικές περιπτώσεις. Πιο συγκεκριμένα, όταν ο ιατρός έχει συστήσει την παρακολούθηση των διακυμάνσεων της πίεσης του ασθενούς, σε όλη τη διάρκεια του ημερονυχτίου, με ένα ειδικό μηχάνημα αυτόματης μέτρησης, το οποίο ο ασθενής θα φορέσει για 24 ώρες (Holter). Ανάλογα με το πρόγραμμα που έχει επιλέξει ο ιατρός, οι μετρήσεις επαναλαμβάνονται κάθε 15-20 λεπτά έως κάθε μία ώρα, την ημέρα και κάθε 20–30 λεπτά τη νύχτα. Έτσι, θα καταγραφούν πολλές μετρήσεις της πίεσής του ασθενούς και μάλιστα στο δικό του γνώριμο σπιτικό ή επαγγελματικό περιβάλλον.



Σχήμα: 7.23.: Holter Πιέσεως.

Ο ιατρός ακολούθως «κατεβάζει» στον υπολογιστή του τις καταγραφές από τη μνήμη της συσκευής και μελετάει την διακύμανση της αρτηριακής πίεσης στη διάρκεια της ημέρας, κατά την άσκηση αλλά και το σημαντικότερο στην διάρκεια του ύπνου. Το τελευταίο έχει αποδειχτεί ότι ενέχει προγνωστικές πληροφορίες σχετικά με τον κίνδυνο που διατρέχει ο υπερτασικός ασθενής για έμφραγμα και αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο. Ανάλογα με τον κίνδυνο που διαπιστώνεται ότι διατρέχει ο ασθενής σχεδιάζεται με μεγάλη ακρίβεια η ένταση της αντιυπερτασικής αγωγής. Το holter πίεσεως είναι απαραίτητο και για την διάγνωση δύο κλινικών οντοτήτων της υπέρτασης της λευκής μπλούζας και της συγκεκαλυμμένης υπέρτασης.

✚ Υπέρταση λευκής μπλούζας:

Στην περίπτωση αυτή ενώ ο ασθενής έχει φυσιολογική αρτηριακή πίεση, οι μετρήσεις που πραγματοποιούνται στο ιατρείο, αλλά και σε κάποιους ασθενείς και στο σπίτι είναι υψηλές. Αυτός ο ασθενής διατρέχει τον κίνδυνο να του συνταγογραφηθεί μια αντιυπερτασική αγωγή η οποία θα προκαλέσει περαιτέρω πτώση της αρτηριακής πίεσης κάτι που ενδεχομένως θα προκαλέσει ορθοστατικά φαινόμενα (ζάλη κατά την παραμονή σε όρθια θέση και πιθανά λιποθυμικά επεισόδια). Ειδικά στους στεφανιαίους ασθενείς η πολύ χαμηλή αρτηριακή πίεση έχει αποδειχθεί ότι μειώνει την επιβίωση.

✚ Συγκεκριμενομένη υπέρταση:

Εδώ συμβαίνει το ακριβώς αντίθετο. Ενώ ο ασθενής κατά την διάρκεια της ημέρας έχει υψηλή αρτηριακή πίεση λόγω του στρεσογόνου περιβάλλοντος στο οποίο ζει και εργάζεται, όταν μετρήσει την πίεσή του όταν επισκεφτεί τον ιατρό του την βρίσκει φυσιολογική.

➤ Τι συμβαίνει όμως την νύχτα:

Το Holter πίεςεως είναι ο μοναδικός τρόπος για να διαπιστώσουμε τι συμβαίνει με την πίεση του ασθενούς κατά τη διάρκεια της νύχτας. Φυσιολογικά κατά τον ύπνο η αρτηριακή πίεση μειώνεται. Υπάρχουν υπερτασικοί ασθενείς που λόγω της βαριάς υπέρτασής τους τα ρυθμιστικά όργανα της αρτηριακής πίεσης ανάλογα με την θέση του σώματος (καρωτιδικοί βολβοί) έχουν υποστεί βλάβη. Έτσι η διαπίστωση από τον ιατρό αυτού του φαινομένου που ονομάζεται non-dipping πρότυπο, κατατάσσει τους ασθενείς αυτούς σε μια κατηγορία αυξημένου κινδύνου που απαιτούν ειδική προσοχή.

➤ Υποτασικά επεισόδια κατά το νυχτερινό ύπνο.

Συχνά ένας υπερτασικός ασθενής υπό αγωγή παρουσιάζει γενικά χαμηλή αρτηριακή πίεση. Στην περίπτωση αυτή θα πρέπει να εξετασθούν οι τιμές της πίεσης που καταγράφονται κατά την διάρκεια του ύπνου του. Σε περίπτωση που η συστολική πίεση πέφτει κάτω από το 80 mmHg ή αλλιώς κάτω από το 8 υπάρχει κίνδυνος υποάρδρευσης του εγκεφάλου και του οπτικού νεύρου με αποτέλεσμα έκπτωση εγκεφαλικών λειτουργιών με πρώτη τη μνήμη και μείωση των οπτικών πεδίων.

Επιπρόσθετα, αν και τιμή αναφοράς αποτελεί η αρτηριακή πίεση ιατρείου, η περιπατητική αρτηριακή πίεση είναι καλύτερος προγνωστικός δείκτης καρδιαγγειακού κινδύνου. Οι φυσιολογικές τιμές είναι διαφορετικές σε σχέση με την πίεση ιατρείου.

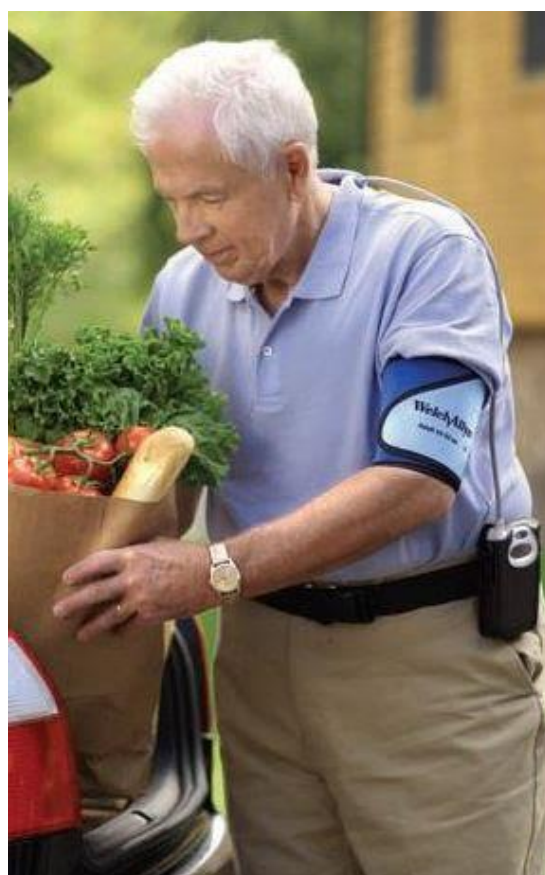
Εν κατακλείδι, η 24ωρη καταγραφή αρτηριακής πίεσης θεωρείται σημαντική στις περιπτώσεις όπου:

1. Υπάρχει μεγάλη μεταβλητότητα της αρτηριακής πίεσης ιατρείου.
2. Μετρείται υψηλή πίεση ιατρείου σε ασθενείς χαμηλού συνολικού καρδιαγγειακού κινδύνου.
3. Υπάρχει μεγάλη απόκλιση τιμών αρτηριακής πίεσης ιατρείου και τιμών αρτηριακής πίεσης στο σπίτι.
4. Θεωρείται πιθανή η αντίσταση στην φαρμακευτική αγωγή.
5. Είναι πιθανά τα υποτασικά επεισόδια όπως σε ηλικιωμένους ή διαβητικούς ασθενείς.
6. Σε έγκυες γυναίκες οι οποίες εμφανίζουν συχνά υψηλή αρτηριακή πίεση ιατρείου.

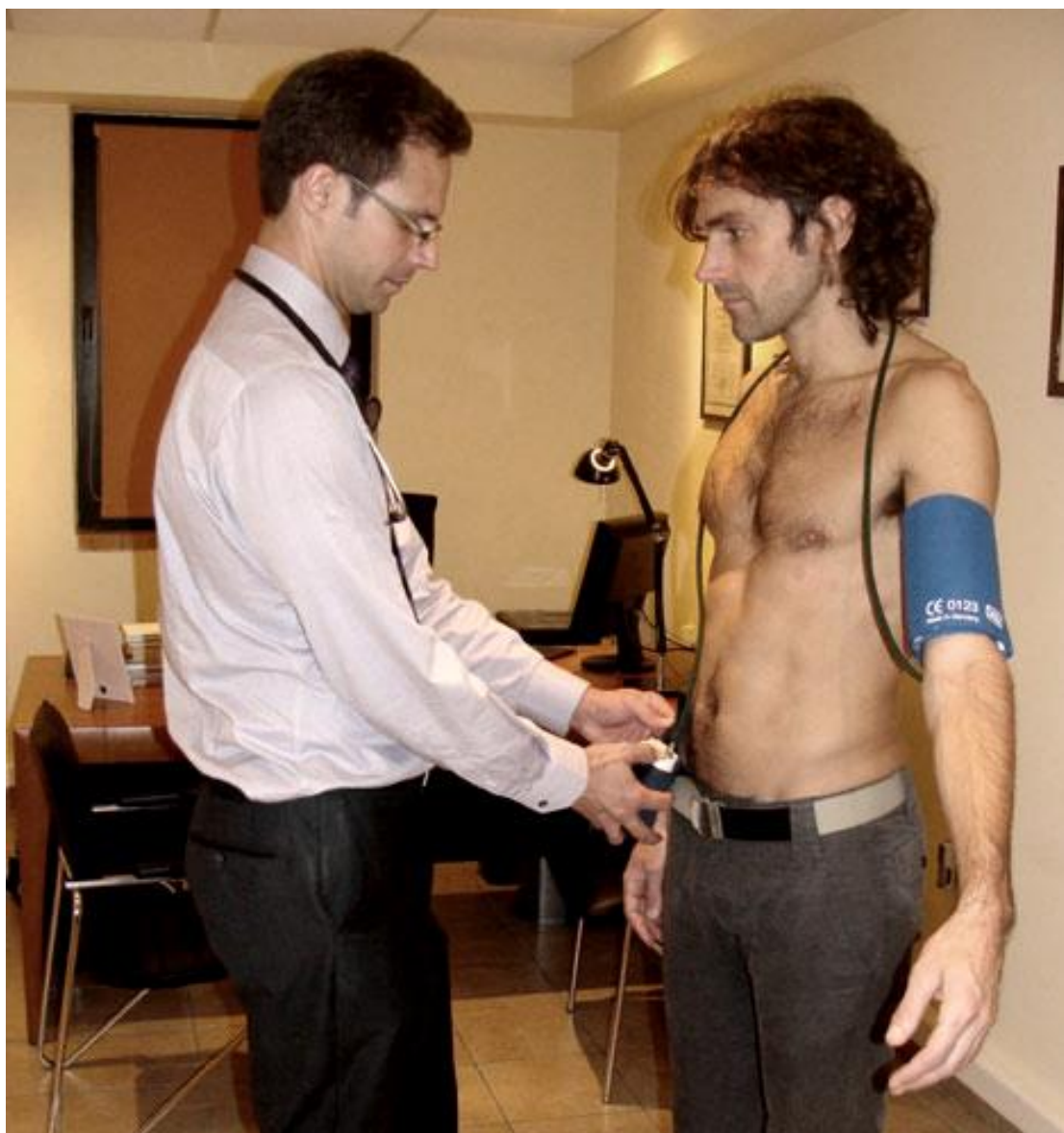
Στα σχήματα που ακολουθούν παρακάτω παρουσιάζονται Holter Πίεςεως.



Σχήμα: 7.24.: Holter Πίεσεως.



Σχήμα: 7.25.: Holter Πίεσεως.



Σχήμα: 7.26.: Εφαρμογή του Holter Πιέσεως από τον ιατρό.



Σχήμα: 7.27.: Holter Πίεσεως.



Σχήμα: 7.28.: Holter Πίεσεως.

7.5. Αναπνευστική λειτουργία.

Καταρχάς, 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.

Εν συνεχεία, η αντικειμενική εκτίμηση της αναπνευστικής λειτουργίας διενεργείται κλινικά σε δύο χρονικούς ορίζοντες. Πιο αναλυτικά, ο πρώτος είναι σχετικά μακρύς, περιλαμβάνει ασυνεχή παρακολούθηση, σε διαστήματα της τάξης των ημερών έως και χρόνου. Τα δεδομένα της παρατήρησης, συγκρίνονται με εκείνα 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. Τούτη η διαδικασία μας ενδιαφέρει περισσότερο και πραγματοποιείται σε νοσοκομειακό περιβάλλον, συνήθως στη μονάδα εντατικής θεραπείας. Δικαιολογείται σε κρίσιμες καταστάσεις που δύναται να προκληθούν από τραύματα, νόσους, υπερβολική δόση ναρκωτικών ουσιών ή σημαντικές χειρουργικές επεμβάσεις.

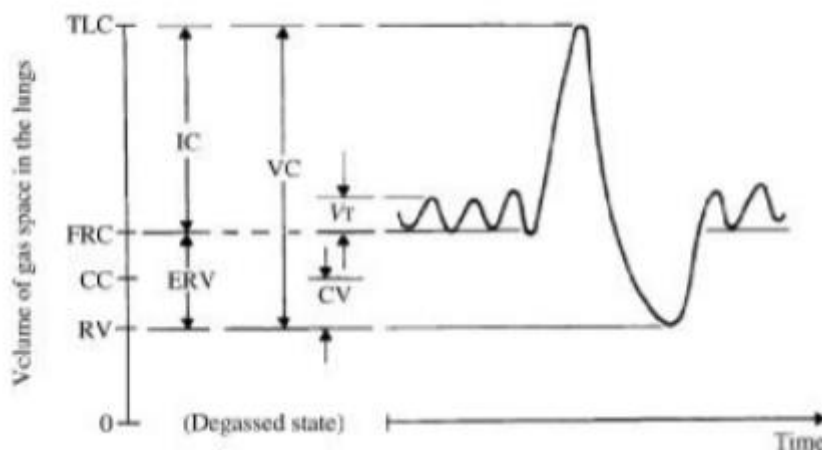
Παράλληλα, υπάρχουν πολλών ειδών ιατρικά όργανα που χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση μεταβλητών που σχετίζονται με την αναπνευστική λειτουργία. Σε τούτο το σημείο θα εξεταστεί εξωτερικά η αναπνευστική λειτουργία δηλαδή θα γίνει αναφορά σε συσκευές που μετρούν τον αέρα που εισέρχεται και εξέρχεται από τους πνεύμονες. Συνεπώς, δεν θα πραγματοποιηθεί εκτενής αναφορά σε συσκευές που εξετάζουν εσωτερικά την αναπνευστική διαδικασία, δηλαδή την ανταλλαγή αερίων στις πνευμονικές κυψελίδες. Ορισμένα ενδιαφέροντα χαρακτηριστικά για την αναπνοή είναι τα ακόλουθα:

1. Σύσταση του αέρα : 79% άζωτο, 20,96% οξυγόνο και 0.04 διοξείδιο του άνθρακα.
2. Σύσταση εκπνεόμενου αέρα : 79% άζωτο (δεν επηρεάζεται από την αναπνοή), 17% οξυγόνο, 4% διοξείδιο του άνθρακα (ανθρώπινα απόβλητα της διαδικασίας αναπνοής).

Επιπρόσθετα, οι όγκοι των αερίων που γεμίζουν τους πνεύμονες στις διάφορες φάσεις της αναπνοής είναι σημαντικοί για τους μηχανικούς προκειμένου να είναι σε θέση 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.

7.5.(1).Όγκος πνεύμονα.

Καταρχάς, οι 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: 7.29. 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). Επίσης, 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 VT).



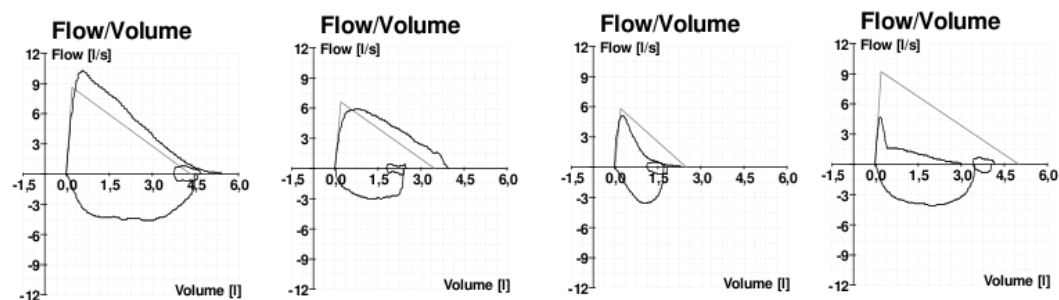
Σχήμα: 7.29.: Εύρος όγκου του αέριου αναπνευστικού συστήματος (χωρίς την εφαρμογή εξωτερικών φορτίων).

7.5.(2).Αλλαγές στον όγκο πνεύμονα : Σπυρομετρία (σπυρομέτρηση).

Καταρχάς, η μέτρηση των αλλαγών του πνευμονικού όγκου μπορεί να προσεγγιστεί με δύο τρόπους. Πιο αναλυτικά, ο ένας τρόπος 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 σπιρομετρία, περιλαμβάνει μετρήσεις των αερίων που εξέρχονται από την αναπνευστική οδό. Σπιρομετρία, λοιπόν, ονομάζεται η διαδικασία κατά την οποία πραγματοποιείται λειτουργικός έλεγχος της αναπνοής ενός ατόμου. Με τη σπιρομέτρηση καταγράφεται ο όγκος αέρα που εκπνέει ή εισπνέει ο εξεταζόμενος σε σχέση με το χρόνο και παρέχονται σημαντικές πληροφορίες για τη λειτουργική κατάσταση των πνευμόνων του ασθενούς. 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 υπολογιστεί η αλλαγή του όγκου των πνευμόνων είναι η συνεχής συλλογή των αερίων που περνούν από την αναπνευστική οδό προκειμένου να υπολογιστεί ο όγκος. Τούτη αντιπροσωπεύεται από τη φυσική υλοποίηση της ροής στο στόμα και εκτελείται από μια συσκευή που καλείται σπιρομετρητής ή σπιρόμετρο. Η σπιρομέτρηση είναι η απλούστερη αλλά και η συνηθέστερη εξέταση που διενεργείται στα πλαίσια του λειτουργικού ελέγχου της αναπνευστικής λειτουργίας. Χρησιμεύει στην παρακολούθηση καθώς και στη διάγνωση αρκετών παθήσεων του αναπνευστικού παραδείγματος χάριν, η Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια (ΧΑΠ) και το βρογχικό άσθμα. Με απλά λόγια εκτιμάται η λειτουργική ικανότητα του πνεύμονα δηλαδή, πόσο καλά λειτουργεί το αναπνευστικό σύστημα και εάν αυτό έχει επηρεαστεί είτε από το κάπνισμα είτε από κάποια άλλη πάθηση όπως άσθμα ή ΧΑΠ. Στο σχήμα: 7.30, που ακολουθεί παρακάτω παρουσιάζονται χαρακτηριστικές καμπύλες ροής-όγκου τόσο ενός φυσιολογικού ατόμου όσο και από πάσχοντες από άσθμα ή ΧΑΠ. Η σπιρομέτρηση, εν αντιθέσει με την εργοσπιρομετρία, γίνεται εν ηρεμία. Εκτός από τις παραμέτρους οι οποίες συνήθως χρησιμοποιούνται (FEV₁, FVC), καταγράφονται και άλλες 40 περίπου παράμετροι οι οποίες αξιολογούνται από ειδικό πνευμονολόγο, λαμβάνοντας υπόψιν λοιπά κλινικοεργαστηριακά ευρήματα.



Σχήμα: 7.30.: Από αριστερά προς τα δεξιά: Φυσιολογική σπιρομέτρηση, σπιρομέτρηση που δεν αξιολογείται λόγω κακής προσπάθειας, σπιρομέτρηση πάσχοντος από Άσθμα, σπιρομέτρηση πάσχοντος από ΧΑΠ.

Επιπλέον, η σπιρομέτρηση είναι μία αναίμακτη – μη επεμβατική – εξέταση, η οποία διενεργείται με το σπιρόμετρο (σχήμα: 7.31). Το σπιρόμετρο είναι ένα απλό όργανο το οποίο μπορεί να είναι είτε αυτόνομο είτε συνδεδεμένο σε υπολογιστή. Ο

εξεταζόμενος, μέσα από το στόμιο του σπιρομέτρου, εισπνέει και εκπνέει ανάλογα με τις οδηγίες του γιατρού ή του τεχνικού που διενεργεί την εξέταση. Πρέπει να αναφερθεί ότι είναι μία εξέταση 100% εξαρτώμενη από την προσπάθεια, άρα χρειάζεται την καλή συνεργασία του εξεταζόμενου και αναλυτική περιγραφή από το γιατρό. Όταν ο ασθενής κρατάει το σπιρόμετρο, θα πρέπει να προβεί στις ακόλουθες ενέργειες:

1. Να εισπνεύσει όσο πιο βαθιά μπορεί αφού τοποθετήσει τα χείλη του σφιχτά γύρω από το επιστόμιο.
2. Να φυσήξει δυνατά τον αέρα του, όσο πιο γρήγορα γίνεται.
3. Να συνεχίσει να φυσάει για τουλάχιστον 6 δευτερόλεπτα και μέχρι ο ιατρός να του υποδείξει να σταματήσει.

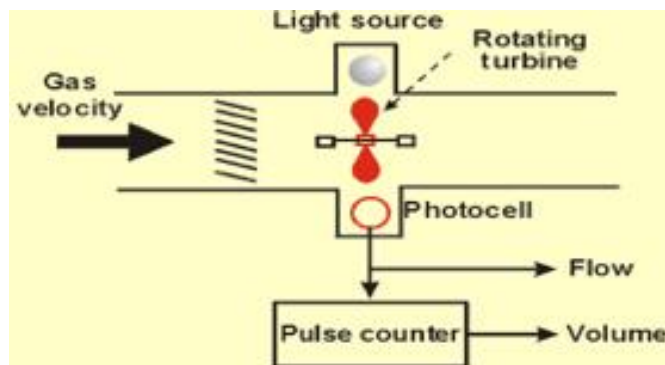
Ο σπιρομετρητής αποτελείται από ένα κινητό, στατικά ισοσταθμισμένο, άκαμπτο θάλαμο ή “κουδούνι”, μία σταθερή βάση, και ένα δυναμικό διαχωριστικό ανάμεσα τους. Το διαχωριστικό συνήθως είναι νερό, όμως χρησιμοποιούνται και στεγνά διαχωριστικά διάφορων τύπων. Αλλαγές στον εσωτερικό όγκο του σπιρομετρητή είναι ανάλογες της μετατόπισης του κουδουνιού. Παραδοσιακά αυτή η κίνηση καταγραφόταν 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.



Σχήμα: 7.31.: Σπιρόμετρο.

Το σπιρόμετρο λοιπόν, είναι ένα όργανο με το οποίο δύναται να μετρηθούν εκπνεόμενοι και εισπνεόμενοι όγκοι αέρα, που μετακινούνται από και προς τους πνεύμονες. Τα περισσότερα σπιρόμετρα σήμερα χρησιμοποιούν μετατροπέα τουρμπίνας (turbine transducer) για την μέτρηση των αναπνεόμενων όγκων.

Πιο αναλυτικά, όταν ο εξεταζόμενος εισπνέει ή εκπνέει μέσα στον μετατροπέα όγκου, στρέφεται ένας έλικας, ο οποίος παρεμβάλεται μεταξύ μίας πηγής φωτός (Led) και ενός ανιχνευτή φωτός (Photocell). Καθώς στρέφεται η τουρμπίνα, δημιουργούνται παλμοί φωτός ανάλογα με την ροή του αέρα. Οι παλμοί αυτοί ανιχνεύονται από τον ανιχνευτή φωτός (Photocell) και μέσω του μετρητή παλμών, μετατρέπονται σε μετρήσεις όγκου (σχήμα: 7.32.).



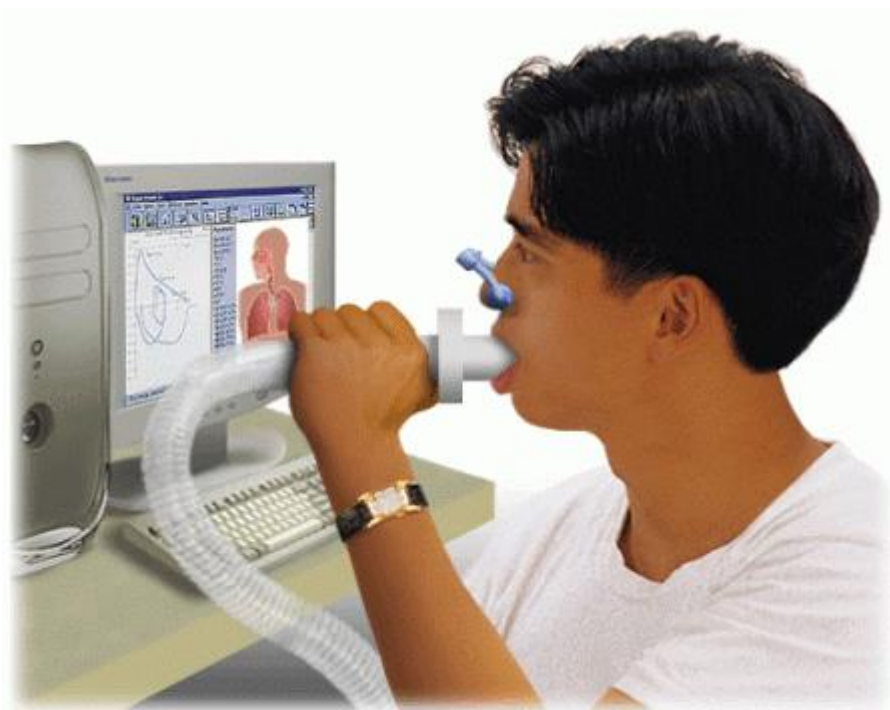
Σχήμα: 7.32.: Μετατροπέας τουρμπίνας (turbine transducer) για την μέτρηση των αναπνεόμενων όγκων.

Κατά την σπυρομέτρηση τα αποτελέσματα εμφανίζονται υπ'μορφή γραφημάτων, που προκύπτουν ως συνάστηση τριών μεταβλητών: του όγκου (l), της ροής (l/sec), του χρόνου (sec). Επομένως τα διαγράμματα είναι: 1) όγκου - χρόνου, ροής - όγκου και ροής - χρόνου. Εναλλακτικά, η ροή μπορεί να μετρηθεί είτε ως απόλυτη μέγιστη στιγμιαία τιμή (π.χ., peak expiratory flow rate, PEF), είτε ως συνάρτηση όγκου-ροής, με την ανάπτυξη αντίστοιχης καμπύλης.

Το στόμιο του σπυρομετρητή τοποθετείται στο στόμα του ασθενή, του οποίου ο ιατρός έχει φράξει τη μύτη (σχήματα: 7.33., 7.34., 7.35, 7.36.). Ξεκινώντας με μια βαθιά εισπνοή, ο ασθενής εκπνέει πλήρως τόσο έντονα και γρήγορα όσο είναι δυνατόν μέχρι οι πνεύμονές του να είναι «άδειοι». Προκειμένου να εκτελεστούν σωστά οι προσπάθειες σπυρομέτρησης είναι απαραίτητη η συνεργασία μεταξύ γιατρού και ασθενούς. Μια σύντομη εκπαίδευση του εξεταζόμενου πρωτού ξεκινήσει η εξέταση, είναι αναγκαία. Για να ολοκληρωθεί η εξέταση απαιτείται να εκτελεστούν τρεις ικανοποιητικές εκπνοές. Όταν αέρια μετακινούνται εντός και εκτός του σπυρομετρητή, 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 σπυρομετρητή.



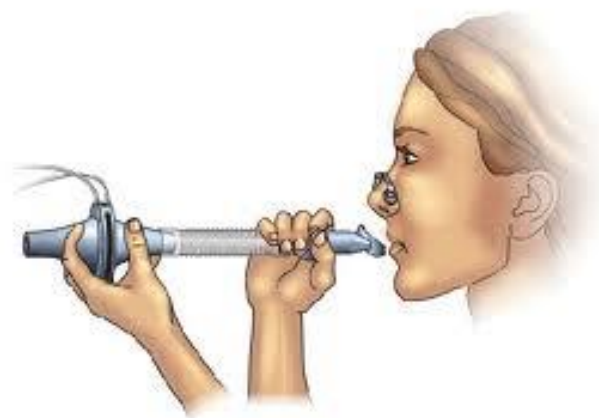
Σχήμα: 7.33.: Διενέργεια σπυρομέτρησης. Το στόμιο του σπυρομετρητή τοποθετείται στο στόμα της ασθενούς, της οποίας ο ιατρός έχει φράξει τη μύτη.



Σχήμα: 7.34.: Διενέργεια σπυρομέτρησης. Το στόμιο του σπυρομετρητή τοποθετείται στο στόμα του ασθενή, του οποίου ο ιατρός έχει φράξει τη μύτη. Καταγραφή του όγκου του αέρα που εκπνέει και εισπνέει ο ασθενής σε συνάρτηση προς το χρόνο.



Σχήμα: 7.35.: Λειτουργικός έλεγχος της αναπνοής (σπιρομέτρηση).



Σχήμα: 7.36.: Σπιρομέτρηση - λειτουργικός έλεγχος της αναπνοής που πραγματοποιείται για την ανίχνευση διαταραχών του αναπνευστικού συστήματος.

Επιπροσθέτως, παρόλο που η όρθια στάση μπορεί να δώσει καλύτερα αποτελέσματα, η καθιστή στάση είναι ασφαλέστερη για ηλικιωμένα ή εξασθετισμένα άτομα. Ορισμένοι ασθενείς ενδέχεται να ζαλιστούν ή ακόμα και να λιποθυμήσουν κατά την προσπάθεια που καταβάλουν στη διάρκεια της σπιρομέτρησης. Γι' αυτό

πρέπει να παρακολουθούνται προσεκτικά. Σε περίπτωση που επιλέξουν να παραμείνουν όρθιοι κατά την εξέταση, υπάρχει πάντα ένα κάθισμα ακριβώς πίσω τους. Αν υπάρξει οποιοσδήποτε λόγος ανησυχίας, η εξέταση διακόπτεται αμέσως και γίνονται οι κατάλληλες ενέργειες.

Επίσης, τα είδη των σπιρομέτρων που χρησιμοποιούνται συνήθως είναι τα εξής:

- **Μικρά σπιρόμετρα χειρός.** Τα μικρά σπιρόμετρα χειρός αποτελούν την οικονομικότερη επιλογή και είναι αρκετά μικρά ώστε να χωρούν σε μια ιατρική τσάντα (σχήμα:7.37.). Ωστόσο, η αδυναμία υποστήριξης γραφικής παράστασης μπορεί να κάνει δύσκολη την αξιολόγηση για το πότε μια εκπνοή είναι ικανοποιητική. Έτσι, για την εκτίμηση των αποτελεσμάτων είναι απαραίτητα ένα διαγράμματα με προβλεπόμενες τιμές και ένας υπολογιστής.



Σχήμα: 7.37.: Μικρό σπιρόμετρο χειρός.

- **Φορητά σπιρόμετρα με ενσωματωμένο εκτυπωτή.** Τα Φορητά σπιρόμετρα με ενσωματωμένο εκτυπωτή (σχήματα: 7.38., 7.39.) εκτελούν όλους τους υπολογισμούς και διαθέτουν οθόνη για παρουσίαση των διαγραμμάτων και των αποτελεσμάτων, ώστε να εκτιμηθεί αν μία προσπάθεια εκπνοής είναι ικανοποιητική ή όχι. Παράλληλα, μαζί με τα εκτυπώσιμα αποτελέσματα, γίνεται εκτύπωση της καμπύλης ροής-όγκου.



Σχήμα: 7.38.: Φορητό σπιρόμετρο με ενσωματωμένο εκτυπωτή.



Σχήμα: 7.39.: Φορητό μικρό σπιρόμετρο χειρός με ενσωματωμένο εκτυπωτή.

- **Συστήματα σχεδιασμένα να δουλεύουν με έναν υπολογιστή.** Ο υπολογιστής μέσω κατάλληλου λογισμικού, προβάλλει τις γραφικές παραστάσεις, υπολογίζει τις προβλεπόμενες τιμές και παρέχει εκτύπωση. Παράλληλα, ενσωματωμένη μνήμη επιτρέπει να καταγράφονται μετρήσεις εκτός ιατρείου, ώστε να μπορούν να χρησιμοποιηθούν αργότερα (σχήμα: 7.40.).



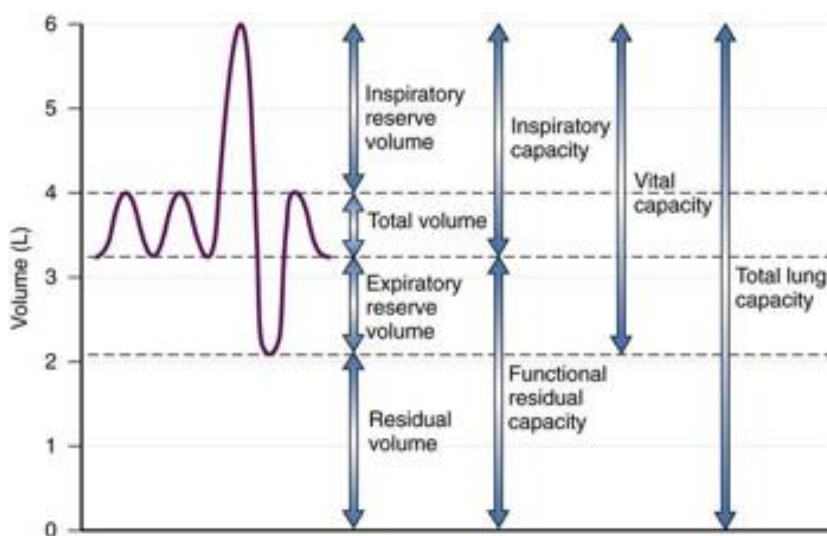
Σχήμα: 7.40.: Συστήματα σχεδιασμένα να δουλεύουν με έναν υπολογιστή.

Εν συνεχεία, σπιρομέτρηση πρέπει να κάνουν όλοι οι ασθενείς στους οποίους υπάρχει η υποψία είτε για ΧΑΠ είτε για βρογχικό άσθμα καθώς και οι ασθενείς με χρόνια βήχα ή με δυσκολία στην αναπνοή όπως δύσπνοια και αναπνευστικό συριγμό.

Ακόμη, η σπιρομέτρηση διενεργείται προεγχειρητικά σε άτομα με αναπνευστικά προβλήματα για εκτίμηση του χειρουργικού κινδύνου. Τέλος, πληθαίνουν το τελευταίο διάστημα οι απόψεις πως οι καπνιστές πρέπει να διενεργούν τακτικά έλεγχο (check-up) του αναπνευστικού τους συστήματος.

Εν κατακλείδι, οι αναπνεόμενοι όγκοι και οι χωρητικότητες των πνευμόνων που εμφανίζονται σε μία σπιρομέτρηση είναι:

1. Αναπνεόμενος όγκος (tidal volume, VT) είναι ο όγκος αέρα που διακινείται από το αναπνευστικό σύστημα κατά την διάρκεια κάθε ήρεμης αναπνοής.
2. Λειτουργική Υπολειπόμενη Χωρητικότητα (Functional Residual Capacity, FRC) είναι ο όγκος αέρα που παραμένει εντός του αναπνευστικού συστήματος στο τέλος ήρεμης εκπνοής. Ονομάζεται αλλιώς και τελο-εκπνευστικός όγκος.
3. Ολική Πνευμονική Χωρητικότητα (Total Lung Capacity, TLC) είναι ο όγκος αέρα που περιέχεται στο αναπνευστικό σύστημα στην μέγιστη εισπνευστική θέση.
4. Υπολειπόμενος όγκος (Residual Volume, RV) είναι ο όγκος αέρα που παραμένει εντός του αναπνευστικού συστήματος μετά από μέγιστη εκπνοή.
5. Ζωτική Χωρητικότητα (Vital Capacity, VC) είναι ο όγκος αέρα που εκπνέεται από την μέγιστη εισπνευστική θέση προς την μέγιστη εκπνευστική θέση ή και αντιστρόφως (FIVC), βιαίως (FEVC) ή βραδέως (SVC).
6. Εισπνευστική Χωρητικότητα (Inspiratory Capacity, IC) είναι ο όγκος αέρα που εισπνέεται από την Λειτουργική Υπολειπόμενη Χωρητικότητα ως την μέγιστη εισπνευστική θέση.
7. Εισπνευστικός εφεδρικός όγκος (Inspiratory Reserve Volume, IRV) είναι ο όγκος αέρα που αντιστοιχεί μεταξύ VT και TLC.
8. Εκπνευστικός εφεδρικός όγκος (Expiratory Reserve Volume, ERV) είναι ο όγκος αέρα που αντιστοιχεί μεταξύ FRC και RV.



Σχήμα: 7.41.: Εύρος όγκου του αέρα του αναπνευστικού συστήματος.

7.5.(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 δύναται να ανιχνευθεί προκειμένου να παρακολουθηθεί η αναπνευστική δραστηριότητα. Η πληθυσμογραφία αντίστασης χρησιμοποιείται για ανίχνευση άπνοιας και μελέτες πάνω στον ύπνο όταν η παρουσία ή η απουσία αναπνευστικών κινήσεων είναι σημαντική. Η εφαρμογή μαγνητόμετρων, μηκυνσιομέτρων 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. Οι συγκεκριμένοι πληθυσμογράφοι με την αρωγή και άλλων μετρήσεων βοηθούν στην διάγνωση της άπνοιας και της διαταραγμένης αναπνοής κατά τη διάρκεια του ύπνου.

Η πληθυσμογραφία πνευμόνων είναι μία εξέταση κατά την οποία γίνεται μέτρηση των όγκων των πνευμόνων και των επιμέρους αθροισμάτων αυτών. Πρόκειται για μία

εξέταση η οποία είναι συνήθως συμπληρωματική της σπυρομέτρησης. Απαιτεί ειδικό εξοπλισμό, τον πληθυσμογράφο (σχήμα: 7.42.). Έτσι κατά την πληθυσμογραφία πνευμόνων, ο εξεταζόμενος κάθεται εντός ενός αεροστεγούς κλεισμένου διαφανούς θαλάμου και εισπνέει και εκπνέει μέσα σε ένα ειδικό σωλήνα που είναι ενωμένος με τον ηλεκτρονικό υπολογιστή, ακολουθώντας τις οδηγίες του γιατρού όπως παρουσιάζεται στο σχήμα: 7.43. Η πληθυσμογραφία είναι μία εξέταση τελείως ανώδυνη, χωρίς επιπλοκές για τον εξεταζόμενο, και η οποία είναι απαραίτητη τόσο για τη διάγνωση διαφόρων νοσημάτων του αναπνευστικού, όσο και για την παρακολούθηση της πορείας τους στο χρόνο και την εκτίμηση της ανταπόκρισης στη φαρμακευτική αγωγή.



Σχήμα: 7.42.: Μέτρηση στατικών όγκων (πληθυσμογραφία).



Σχήμα: 7.43.: Διενέργεια πληθυσμογραφίας πνευμόνων, η εξεταζόμενη κάθεται εντός ενός αεροστεγώς κλεισμένου διαφανούς θαλάμου εισπνέοντας και εκπνέοντας μέσα σε ένα ειδικό σωλήνα που είναι ενωμένος με τον ηλεκτρονικό υπολογιστή, ακολουθώντας τις οδηγίες του ιατρού.

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 όπως παρουσιάζεται στο σχήμα: 7.43. 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.

7.5.(3).(1).Διάγνωση της άπνοιας και της διαταραγμένης αναπνοής κατά τη διάρκεια του ύπνου.

Όσον αφορά, τη διάγνωση της άπνοιας και της διαταραγμένης αναπνοής κατά τη διάρκεια του ύπνου, υπάρχουν ειδικές φορητές συσκευές που ο ασθενής φέρει πάνω του κατά την διάρκεια του ύπνου στην οικία του. Όταν **διακόπτεται πλήρως η ροή του αέρα** προς τους πνεύμονες τότε το φαινόμενο ονομάζεται **άπνοια**, όταν όμως παρατηρείται **μείωση της ροής** τότε ονομάζεται **υπόπνοια**. Η **διερεύνηση** του συνδρόμου μπορεί να γίνει αρχικά με νυχτερινή οξυμετρία, δηλαδή, καταγραφή του οξυγόνου του αίματος κατά τη διάρκεια του ύπνου.

Η **προμελέτη ύπνου** είναι μια εύκολη εξέταση με την οποία μπορεί να υπάρξει μια πρώτη και ασφαλή εκτίμηση για το αν ο εξεταζόμενος πάσχει από το Σύνδρομο Άπνοιας στο Ύπνο (ΣΑΥ). Η μελέτη ύπνου είναι μία εξέταση κατά την οποία καταγράφονται και μελετούνται διάφορες λειτουργίες του οργανισμού κατά τον ύπνο. Είναι η εξέταση εκλογής για τη διάγνωση του Συνδρόμου Αποφρακτικής Άπνοιας Ύπνου (ΣΑΑΥ). Πέραν του ΣΑΑΥ, η μελέτη ύπνου βοηθά και στη διάγνωση μιας σειράς νευρολογικών παθήσεων παραδείγματος χάριν, επιληπτικών κρίσεων, ναρκοληψίας, ημερήσιας υπνηλίας, υπνοβασίας, περιοδικών κινήσεων των άκρων (Periodic Leg Movement – PLM & Restless Legs Syndrome -RLS) και διαταραχών συμπεριφοράς στο στάδιο REM. Χρησιμεύει επίσης στο χαρακτηρισμό της άπνοιας ως αποφρακτική (obstructive), κεντρική (central), μικτή (mixed) ή σύνθετη (complex), οι οποίες άπνοιες πολλές φορές συνυπάρχουν ή μεταπίπτει η μία στην άλλη. Το ΣΑΑΥ παρουσιάζει μερική αλληλεπικάλυψη με δύο άλλα σύνδρομα, το σύνδρομο αντιστάσεων ανώτερων αεραγωγών (Upper Airways Resistance Syndrome, UARS) και το Σύνδρομο Ανήσυχων Άκρων (Restless Leg Syndrome, RLS). Το σύνδρομο αντιστάσεων ανώτερων αεραγωγών οφείλεται σε αυξημένες αντιστάσεις της μύτης και του στοματοφάρυγγα (για παράδειγμα λόγω σκολίωσης ρινικού διαφράγματος) και χαρακτηρίζεται από την παρουσία ροχαλητού, αφυπνίσεων (Respiratory Effort Related Arousals, RERAs) και την απουσία άπνοιας. Το RLS χαρακτηρίζεται από την παρουσία στη μελέτη ύπνου περιοδικών κινήσεων των κάτω άκρων (Periodic Leg Movements, PLM).

Άνθρωποι οι οποίοι παρουσιάζουν σκελετικές παραλλαγές – ανωμαλίες των οστών της γνάθου όπως οπισθογναθισμό ή υπερσύγκλειση (overbite), παρουσιάζουν συχνότερα ροχαλητό και άπνοια. Οι παραλλαγές αυτές γίνονται εύκολα αντιληπτές σε απλή απεικόνιση της οδοντικής σύγκλεισης (σχήμα: 7.45.) και σε πλάγια κεφαλομετρική ακτινογραφία (σχήμα: 7.44.). Επιπλέον, άπνοια στον ύπνο παρουσιάζουν αρκετά συχνά άνθρωποι με στενή δίοδο του στοματοφάρυγγα. Γενικά, παχύσαρκα άτομα, κυρίως άντρες, με μικρό μήκος και μεγάλη περιφέρεια λαιμού είναι εκείνοι που συνήθως παρουσιάζουν το σύνδρομο. Ακόμη, η παρουσία υπερτροφικών αμυγδαλών και η εσοχή της κάτω γνάθου αποτελούν προδιαθεσικούς παράγοντες.



Σχήμα: 7.44.: Πλάγια κεφαλομετρική ακτινογραφία με απεικόνιση οπισθογναθισμού.



Σχήμα: 7.45.: Παρουσία υπερσύγκλεισης σε άτομο με σύνδρομο αντιστάσεων ανώτερων αεραγωγών (UARS).

Εν συνεχεία, κατά τη **μελέτη ύπνου** τοποθετούνται στον εξεταζόμενο, με ανώδυνο – αναίμακτο – τρόπο, καλώδια και αισθητήρια για την παρακολούθηση των ζωτικών του λειτουργιών. Πιο αναλυτικά, ειδική φορητή συσκευή - monitor αναπνοής (σχήμα: 7.46.) προσδένεται στον καρπό του ασθενούς. Ένα σωληνάκι μικρής διαμέτρου εφαρμόζεται στη μύτη του προκειμένου να καταγραφεί η λειτουργία της αναπνοής μέσω εισπνευστικών και εκπνευστικών ροών. Η καταγραφή του σήματος του ρυθμού της αναπνοής πραγματοποιείται με τη χρήση πιεζοηλεκτρικού αισθητήρα, ο οποίος

είναι συνήθως σε μορφή ζώνης ή και σε άλλες φορέσιμες μορφές. Πιο συγκεκριμένα, ο αισθητήρας τοποθετείται σε σημείο του θώρακα και παράγει ηλεκτρικά σήματα από την πίεση που ασκεί ο θώρακας στον αισθητήρα κατά τη διάρκεια της αναπνοής. Με τον τρόπο αυτό δίδεται μια σαφής εικόνα του ρυθμού της αναπνοής, όπως φαίνεται στο σχήμα: 7.55. Ενώ, ένας ειδικός αισθητήρας τοποθετείται στο δάκτυλο του χεριού του ασθενούς για να καταγραφεί ο κορεσμός της αιμοσφαιρίνης σε O₂ (οξυγόνο), μέσω παλμικής οξυμετρίας (σχήματα:7.47., 7.48.). Η συσκευή καταγράφει, λοιπόν, ταυτόχρονα την αναπνοή του ασθενούς, τον κορεσμό του αρτηριακού αίματος σε οξυγόνο καθώς και τον αρτηριακό σφυγμό. Την επόμενη ημέρα τα δεδομένα αναλύονται με χρήση ειδικού software που παρέχει ειδικά διαγράμματα που βοηθούν στην εξαγωγή ενός πρώτου συμπεράσματος για πιθανό ΣΑΥ και στη διάγνωση της πάθησης. Αναλόγως των αποτελεσμάτων ο εξεταζόμενος καθοδηγείται ανάλογα για την αντιμετώπιση των όποιων προβλημάτων.



Σχήμα: 7.46.: Συσκευή Ελέγχου Υπνικής Άπνοιας- ειδική φορητή συσκευή - monitor αναπνοής.



Σχήμα: 7.47.: Προμελέτη ύπνου στην οικία του ασθενή.



Σχήμα: 7.48.: Προμελέτη ύπνου στην οικία του ασθενή. Ένα σωληνάκι μικρής διαμέτρου εφαρμόζεται στη μύτη του (καταγραφή της λειτουργίας της αναπνοής μέσω εισπνευστικών και εκπνευστικών ροών) ενώ, ένας ειδικός αισθητήρας τοποθετείται στο δείκτη του χεριού του (καταγραφή κορεσμού της αιμοσφαιρίνης σε O_2 , μέσω παλμικής οξυμετρίας).

Επιπλέον, οι δυνατότητες της συσκευής ελέγχου της υπνικής άπνοιας είναι οι κάτωθι:

- Καταγράφει τον αριθμό των αναπνοών, τα επεισόδια υπόπνοιας (εισπνοή με χαμηλή ροή αέρα) και τα επεισόδια παύσης της αναπνοής (λόγω απόφραξης του αεραγωγού).
- Διακρίνει αν τα επεισόδια αυτά συνέβησαν κατά τη διάρκεια ή όχι του ροχαλητού (απόφραξη), την αναπνοή με ανοιχτό το στόμα, καθώς και τις αναπνοές χαμηλής ροής.
- Εξάγει έναν ειδικό δείκτη που δείχνει την σοβαρότητα της διαταραχής του ύπνου.
- Εντοπίζει ειδικά πρότυπα αναπνοής μετά από αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο ή καρδιακή ανεπάρκεια σε ασθενείς που δύσκολα μετακινούνται από την οικία τους και οι οποίοι θα απαιτούσαν ειδική υποστήριξη της αναπνοής κατά τη διάρκεια της νύχτας.
- Εντοπίζει τους παχύσαρκους ασθενείς που είναι επιρρεπείς να εμφανίσουν στο μέλλον επεισόδια άπνοιας οπότε γίνεται σύσταση για ελάττωση του σωματικού βάρους.
- Καταγράφει τον κορεσμό του αρτηριακού αίματος σε οξυγόνο οπότε διαπιστώνεται αν οι άπνοιες έχουν ως αποτέλεσμα αποκορεσμό του αρτηριακού αίματος (αυξημένος κίνδυνος).
- Καταγράφει τον καρδιακό ρυθμό.

Άλλη μέθοδος, πιο αξιόπιστη, για την διάγνωση της υπνικής άπνοιας, είναι η **πολυσωματοκαταγραφική μελέτη ύπνου** που διενεργείται σε νοσοκομείο από εξειδικευμένο ιατρό (σχήματα: 7.49., 7.50.). Σε τούτη, ο ασθενής κοιμάται στο εργαστήριο ύπνου του νοσοκομείου για ένα βράδυ. Το σύστημα καταγράφει παραμέτρους όπως σήματα από τον εγκέφαλο, την αναπνοή, τους μύες και την καρδιά. Παράλληλα, όταν η μελέτη γίνεται σε εργαστήριο, τότε περιλαμβάνει επίσης την καταγραφή με κάμερα των κινήσεων του σώματος του εξεταζόμενου κατά τον ύπνο. Συνήθως η εξέταση αυτή, ως πιο δαπανηρή και δυσχερής, γίνεται αφού έχει προηγηθεί ένα screening (επιλογή ασθενών) με τη χρήση της φορητή συσκευής.



Σχήμα: 7.49.: Πολυσωματοκαταγραφική μελέτη ύπνου σε ειδικό διαμορφωμένο δωμάτιο ο ασθενής παρακολουθείται από εξειδικευμένο προσωπικό. Κατά τη μελέτη τοποθετούνται στον εξεταζόμενο ηλεκτρόδια (αισθητήρια) για την παρακολούθηση των ζωτικών του λειτουργιών. Το σύστημα καταγράφει παραμέτρους όπως σήματα από τον εγκέφαλο, την αναπνοή, τους μύες, των οφθαλμών και την καρδιά. Παράλληλα, ένας ειδικός αισθητήρας τοποθετείται στο δακτύλιο του χεριού του ασθενούς προκειμένου να καταγραφεί ο κορεσμός της αιμοσφαιρίνης σε O_2 (οξυγόνο), μέσω παλμικής οξυμετρίας.



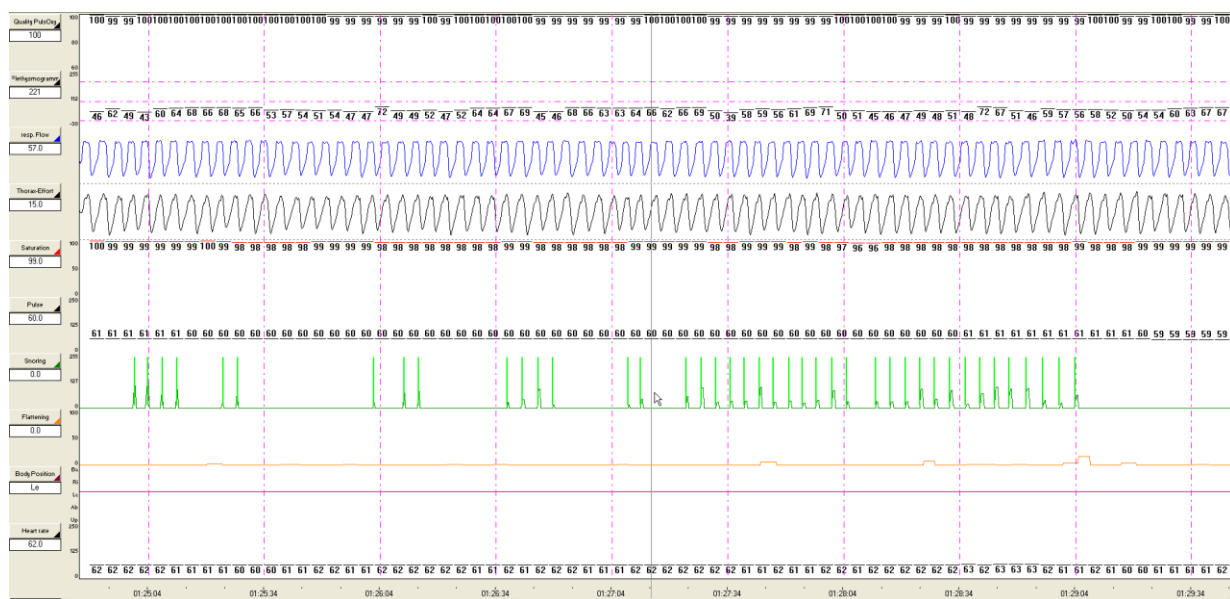
Σχήμα: 7.50.: Πολυσωματοκαταγραφική μελέτη ύπνου σε ειδικό διαμορφωμένο δωμάτιο ο ασθενής παρακολουθείται από εξειδικευμένο προσωπικό. Κατά τη μελέτη τοποθετούνται στον εξεταζόμενο, με ανώδυνο – αναίμακτο – τρόπο, καλώδια και ηλεκτρόδια (αισθητήρια) για την παρακολούθηση των ζωτικών του λειτουργιών. Υπάρχει άμεση συσχέτιση του ρυθμού της αναπνοής και του κορεσμού της οξυγόνωσης στο αίμα με τη μεταβλητότητα του καρδιακού ρυθμού.

Οι άνθρωποι οι οποίοι ενδείκνυται να υποβάλλονται στην εξέταση είναι εκείνοι στους οποίους υπάρχει υποψία πως πάσχουν από τα παρακάτω:

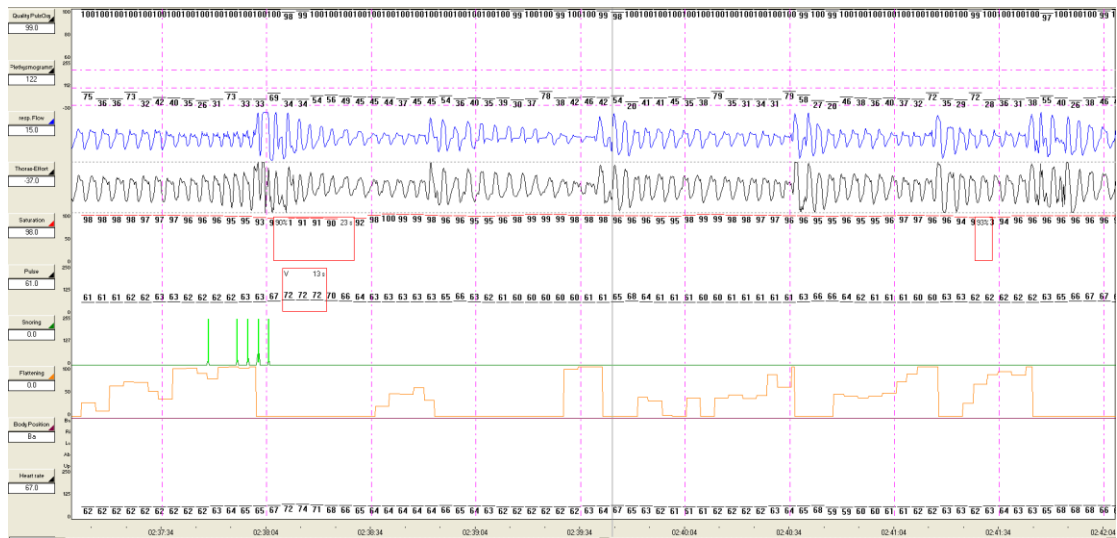
- Υπνική άπνοια παραδείγματος χάριν, άτομα που ροχαλίζουν ή παχύσαρκοι ασθενείς ή ασθενείς που παρουσιάζουν συνοδά συμπτώματα ή παθήσεις όπως αρτηριακή υπέρταση (υψηλές τιμές), στεφανιαία νόσο, αρρυθμίες, έντονη υπνηλία κατά τη διάρκεια της ημέρας, χρόνια κόπωση, επίμονες κεφαλαλγίες.

- Ναρκοληψία.
- Σύνδρομο ανήσυχων άκρων και άλλες νευρολογικές παθήσεις.
- Παιδιά με υπερτροφικές αμυγδαλές που πιθανά ροχαλίζουν κατά τη διάρκεια της νύχτας και που παρουσιάζουν μαθησιακές δυσκολίες, είναι ευέξαπτα και έχουν αίσθημα έντονης κόπωσης κατά τη διάρκεια της ημέρας.
- Ηλικιωμένοι με καρδιακή ανεπάρκεια ή αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο, οι οποίοι παρουσιάζουν κατά τον ύπνο τους διαταραχές της αναπνοής.

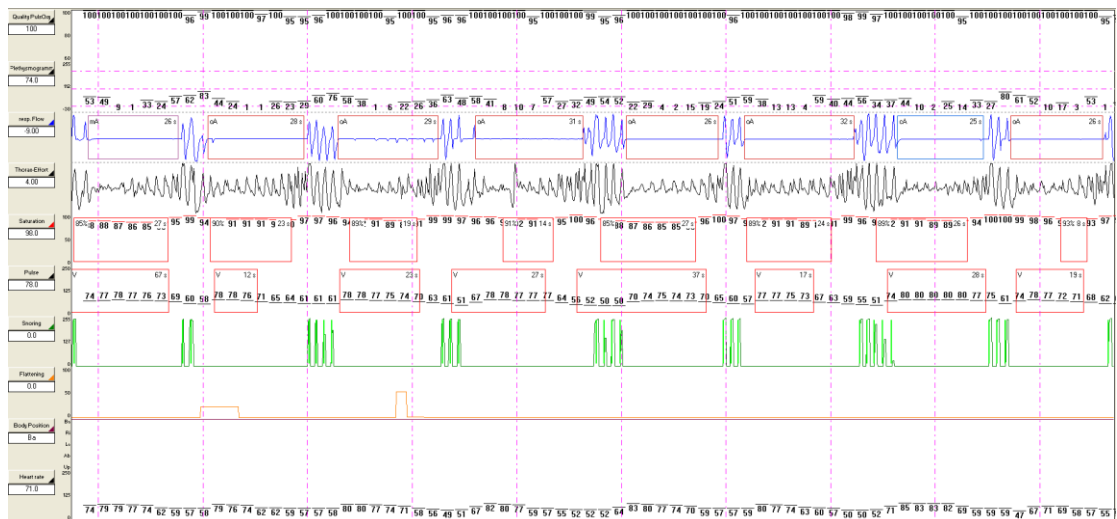
Τέλος, κατά τη διάρκεια του ύπνου, συλλέγονται πληροφορίες για τη λειτουργία της αναπνοής, του εγκεφάλου, της καρδιάς, των μυών και των οφθαλμών (εξού και ο όρος πολυσωματοκαταγραφική μελέτη ύπνου). Έτσι καταγράφονται τα στάδια του ύπνου, οι αφυπνίσεις, οι αποκορεσμοί (πτώση οξυγόνου), αρρυθμίες – ταχυκαρδίες και βραδυκαρδίες, κινήσεις των άκρων, άπνοιες (πλήρης διακοπή της ροής του αέρα προς του πνεύμονες) και υπόπνοιες (διακοπή της ροής του αέρα προς του πνεύμονες κατά τουλάχιστον 70%). Το κύριο ζητούμενο στην περίπτωση του ΣΑΑΥ, είναι ο δείκτης άπνοιας-υπόπνοιας (Arnea-hyporpea index, AHI). Στα σχήματα: 7.51., 7.52., 7.53., 7.54., τα οποία ακολουθούν παρακάτω παρουσιάζονται στιγμιότυπα της πολυσωματοκαταγραφικής μελέτης ύπνου.



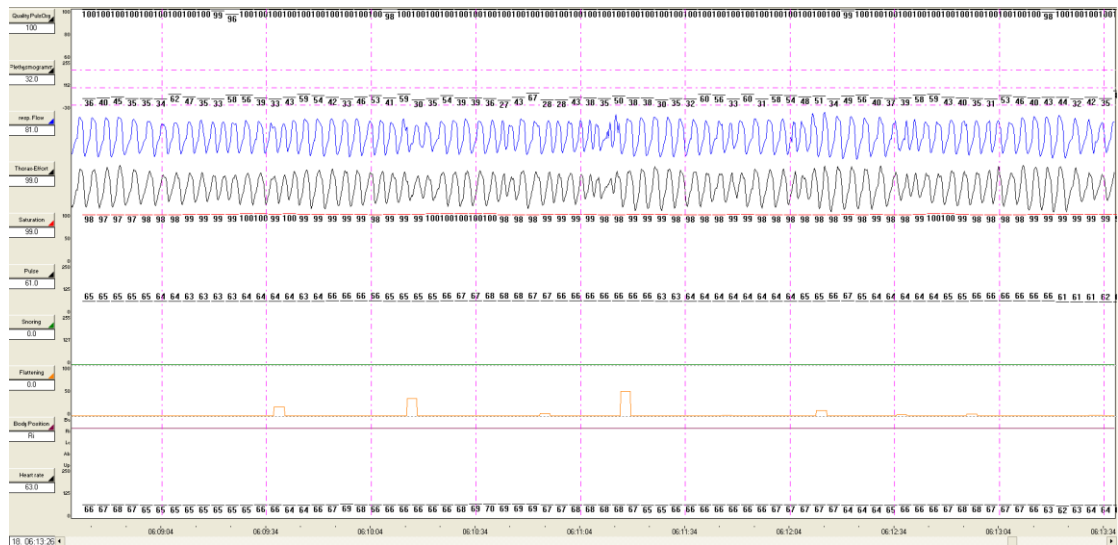
Σχήμα: 7.51: Στιγμιότυπο μελέτης ύπνου από Ροχαλητό και αφυπνίσεις.



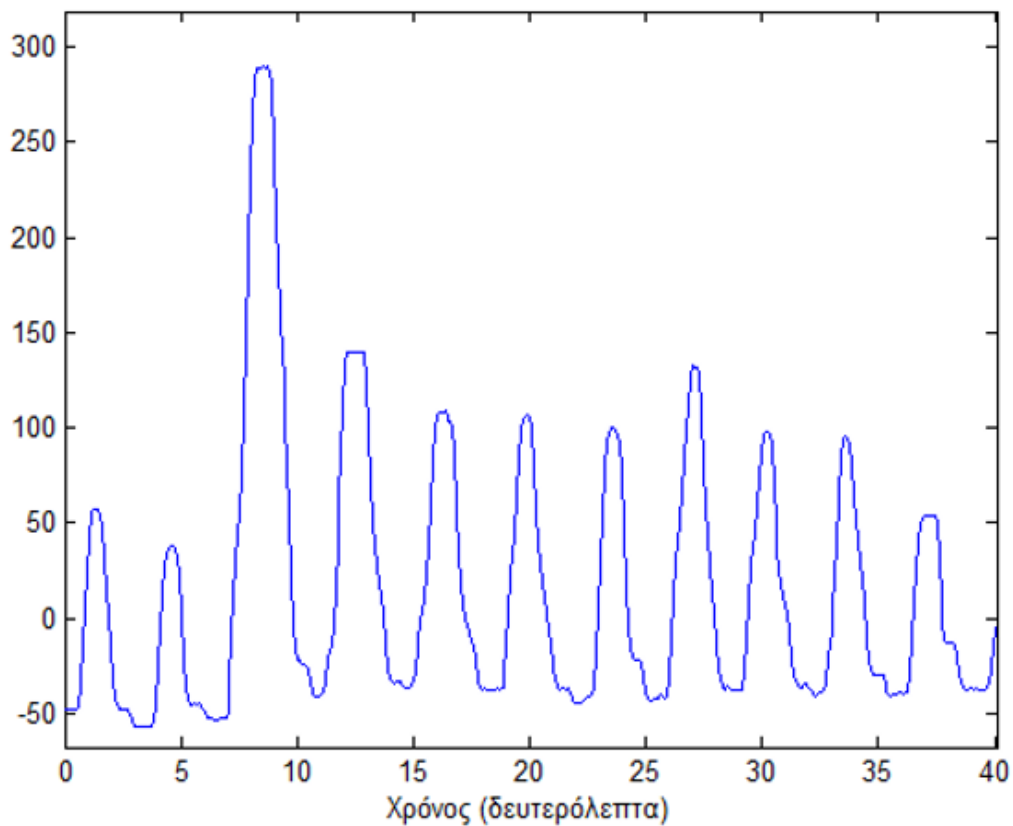
Σχήμα: 7.52.: Στιγμιότυπο μελέτης ύπνου από σύνδρομο αντιστάσεων ανώτερων αεραγωγών.



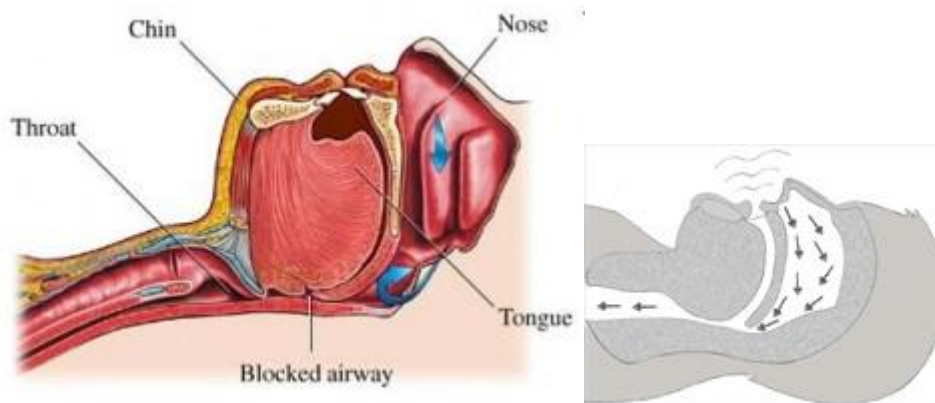
Σχήμα: 7.53.: Στιγμιότυπο μελέτης ύπνου από Αποφρακτική Άπνοια.



Σχήμα: 7.54.: Στιγμιότυπο από φυσιολογική μελέτη ύπνου.



Σχήμα: 7.55.: Σήμα ρυθμού αναπνοής. Το σήμα του ρυθμού της αναπνοής παρουσιάζει περιοδικότητα, που σχετίζεται με την αναπνοή.



Σχήμα: 7.56.: Κατά τη διάρκεια του ύπνου, τα τοιχώματα του στόματος και του φάρυγγα χαλαρώνουν τόσο ώστε να εμποδίζουν τη ροή του αέρα προς τους πνεύμονες.

Ενδεικτικά στη μελέτη ύπνου καταγράφονται και μελετούνται οι κάτωθι λειτουργίες του οργανισμού:

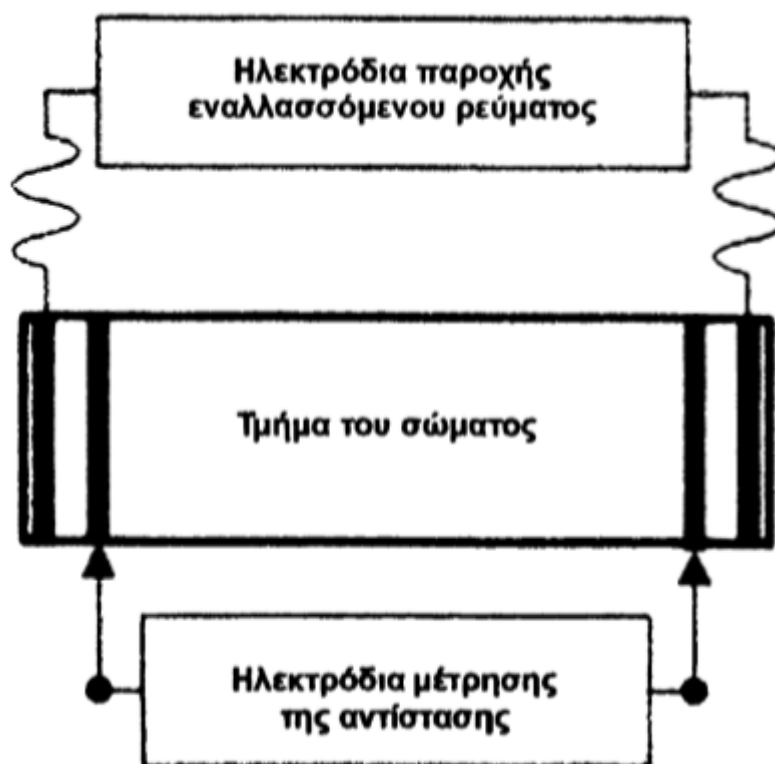
- Ηλεκτροκαρδιογράφημα.
- Ηλεκτροεγκεφαλογράφημα.
- Ηλεκτρομυογράφημα.
- Οφθαλμογράφημα.
- Ροή αέρα.
- Ροχαλητό.
- Οξυγόνο (Οξυμετρία).
- Κινήσεις θώρακα.
- Κινήσεις κοιλιάς.
- Θέση σώματος.

7.5.(4).Πληθυσμογραφία αντίστασης.

Καταρχάς, η πληθυσμογραφία αντίστασης (impedance plethysmography, IPG) είναι μία αναίμακτη μέθοδος μέτρησης των μεταβολών του όγκου οργάνων ή ιστών. Βασίζεται στην καταγραφή των διακυμάνσεων της αντίστασής τους ύστερα από εφαρμογή εναλλασσόμενου ρεύματος υψηλής συχνότητας και πολύ μικρής έντασης. Παράλληλα, ο εξεταζόμενος δεν αισθάνεται το συγκεκριμένο ρεύμα διότι είναι αβλαβές.

Εν συνεχεία, η μεθοδολογία εξαρτάται από το εξεταζόμενο όργανο ή τμήμα του σώματος και τον σκοπό της εξέτασης. Η βασική αρχή όμως είναι η ίδια. Πιο αναλυτικά, παροχή εναλλασσόμενου ρεύματος υψηλής συχνότητας και μικρής έντασης μέσω δύο εξωτερικών ηλεκτροδίων και μέτρηση της αντίστασης μέσω δύο εσωτερικών ηλεκτροδίων (σχήμα 7.57.). Οι μεταβολές της αντίστασης καταγράφονται σε μορφή κυματοειδούς καμπύλης, η οποία και αναλύεται. Τούτες οι

μεταβολές εξαρτώνται άμεσα από τις διακυμάνσεις του όγκου του αίματος που ρέει στα μεγάλα αγγεία, ανάλογα με τη φάση του καρδιακού κύκλου. Επίσης, η μορφή της καμπύλης επηρεάζεται από τον όγκο του αίματος που προωθείται στο υπό εξέταση τμήμα του σώματος, την ταχύτητά του, την ελαστικότητα των αρτηριών, την παράπλευρη κυκλοφορία, τις συνθήκες της φλεβικής επαναφοράς και τις φάσεις της αναπνοής. Ο κάθε παράγοντας που επιδρά στα χαρακτηριστικά της καμπύλης επιφέρει ιδιαίτερες αλλαγές, σύμφωνα με τις οποίες γίνεται και η εκτίμηση. Έτσι, είναι δυνατόν να ληφθούν πληροφορίες για την κατάσταση των αγγείων και της πλήρωσής τους με αίμα καθώς και για την κατάσταση της φλεβικής ροής.



Σχήμα: 7.57.: Διαγραμματική παράσταση της μεθόδου πληθυσμογραφίας αντίστασης.

Η πληθυσμογραφία αντίστασης χρησιμοποιείται κυρίως για τη διάγνωση της φλεβικής θρόμβωσης των κάτω άκρων. Βασίζεται σε μεταβολές του όγκου του αίματος που προκαλούνται στο κάτω άκρο με τη βοήθεια αεροθαλάμου και προκαλούν μεταβολές της ηλεκτρικής αντίστασης. Η νεότερη μορφή, με την προσθήκη ηλεκτρονικού υπολογιστή (computerized IPG), είναι πιο εύχρηστη και δίνει πιο αξιόπιστα αποτελέσματα. Είναι μέθοδος απλή και ανώδυνη, με 95% ειδικότητα και ευαισθησία για κεντρικές φλεβικές θρομβώσεις ενώ για εντοπισμένες περιφερειακές θρομβώσεις της κνήμης η ευαισθησία είναι πολύ μικρότερη (30%).

Η τεχνική αυτή έχει επίσης εφαρμοστεί στη μέτρηση της ολικής πνευμονικής χωρητικότητας, της λειτουργικής υπολειπόμενης χωρητικότητας και του υπολειπόμενου όγκου όπως αναφέρθηκε παραπάνω {7.5.(3)}. Έτσι, δύναται να διαγνωστεί αν υπάρχει παγιδευμένος αέρας (πνευμονικό εμφύσημα).

7.6. Μέτρηση καρδιακής παροχής με θερμοαραίωση.

Καταρχάς, καρδιακή παροχή (Cardiac Output, CO) ονομάζεται ο όγκος του αίματος που αποστέλλει η καρδιά ανά λεπτό. Ο καρδιακός όγκος παλμού μετριέται σε μονάδες λίτρων αίματος ανά λεπτό (l/min). Σε υγιείς ενήλικες ο καρδιακός όγκος παλμού κυμαίνεται τυπικά από 3 έως 5 l/min. Επίσης, σε κάθε συστολή, η καρδιά αποστέλλει έναν όγκο παλμού αίματος (Stroke Volume, SV), ο οποίος για έναν ενήλικα και σε κατάσταση ηρεμίας κυμαίνεται περίπου στα 70 ml. Επομένως, η καρδιακή παροχή ισούται με το γινόμενο του όγκου παλμού επί την καρδιακή συχνότητα (Heart Rate).

$$CO = SV * HR \quad (7.1.)$$

Όπου,

- CO: Καρδιακή παροχή,
- SV: Όγκος παλμού,
- HR: Καρδιακή συχνότητα.

Συνεπώς, η καρδιακή παροχή του ανθρώπου, για όγκο παλμού 70 ml και καρδιακή συχνότητα 70 παλμών το λεπτό είναι η εξής:

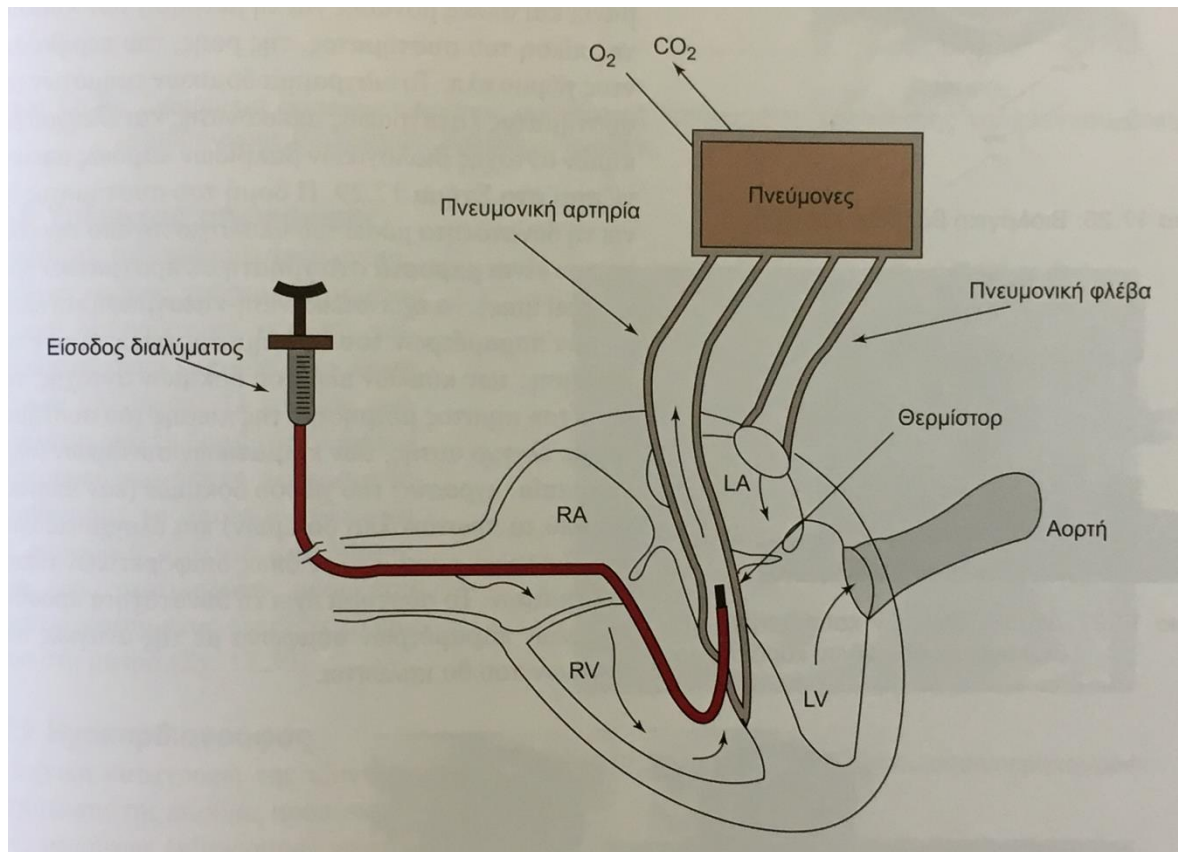
$$CO = SV * HR = 0.07 * 70 = 4.9 \text{ lt/min.} \quad (7.2.)$$

Η θερμοαραίωση αποτελεί μια κλινικά εφαρμοζόμενη μέθοδο για τη μέτρηση της καρδιακής παροχής. Πιο αναλυτικά, η συγκεκριμένη μέθοδος απαιτεί τη χρήση καθετήρα ο οποίος φέρει θερμίστορ (σχήμα: 7.59.). Κατά τη διαδικασία της μέτρησης, στο δεξιό κόλπο πραγματοποιείται έγχυση υγρού σε θερμοκρασία μικρότερη του αίματος και στη συνέχεια μετράται μέσω του θερμίστορ η μεταβολή της θερμοκρασίας στο άκρο του καθετήρα (σχήμα: 7.58.), μέσω της οποίας σύστημα μέτρησης υπολογίζει την καρδιακή παροχή από τη σχέση που ακολουθεί:

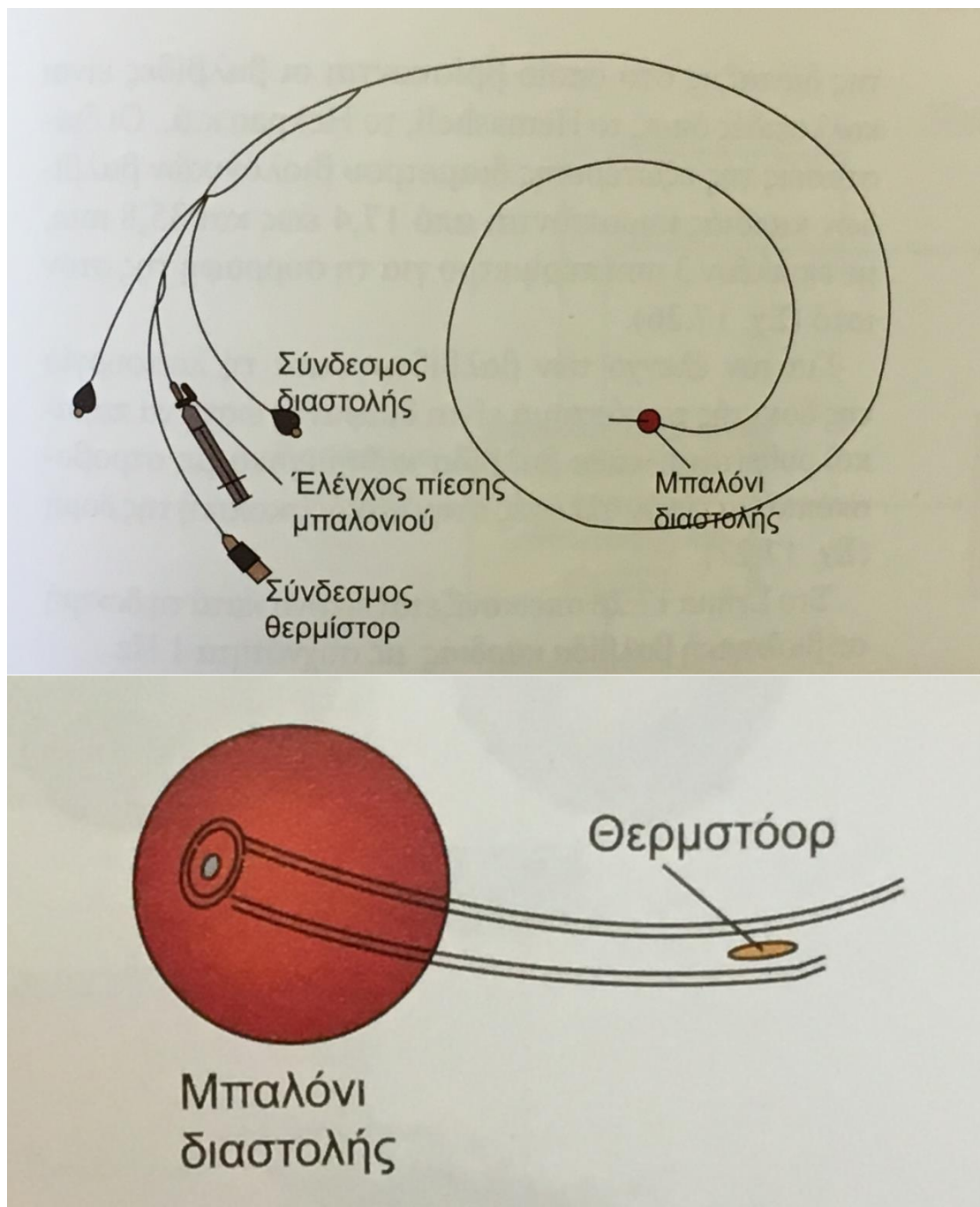
$$CO = \frac{V * (Tb - Ts)}{\text{mean } Tb * (t)} \quad (7.3.)$$

Όπου,

- CO: Καρδιακή παροχή,
- V: Όγκος διαλύματος που χορηγείται,
- Tb: Θερμοκρασία αίματος,
- Ts: Θερμοκρασία ορού που εγχύεται,
- mean Tb: Μέση μεταβολή θερμοκρασίας αίματος,
- t: Χρόνος μεταβολής της θερμοκρασίας.



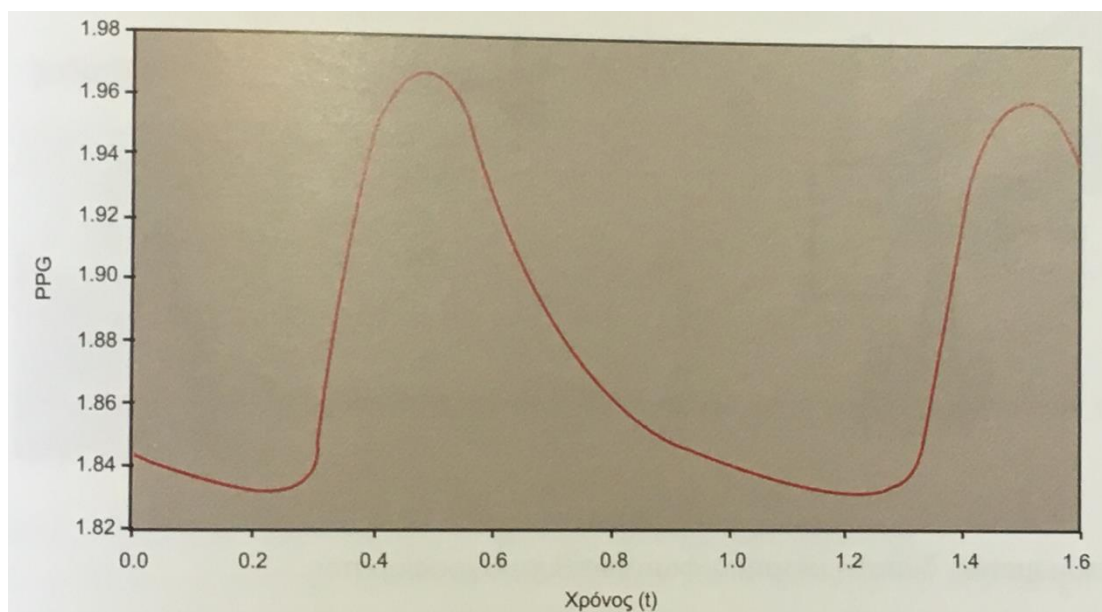
Σχήμα: 7.58.: Εφαρμογή της τεχνικής θερμοαραίωσης με έγχυση υγρού στον δεξιό κόλπο της καρδιάς και μέτρηση της θερμοκρασίας μέσω θερμίστορ.



Σχήμα: 7.59.: Ιατρικός καθετήρας που φέρει θερμίστορ.

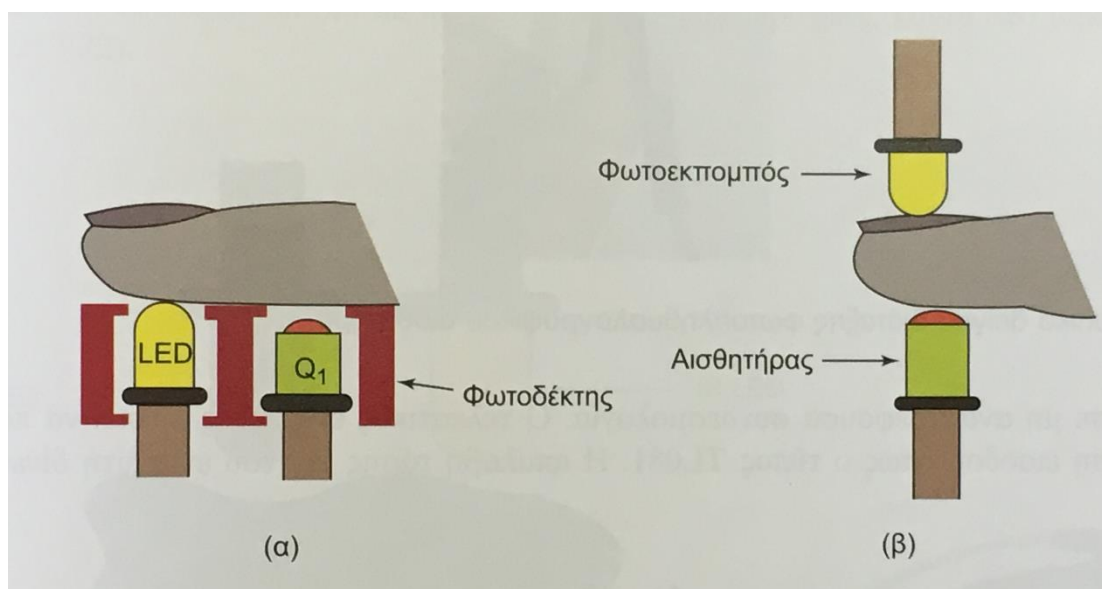
7.7. Φωτοπληθυσμογράφημα (PPG).

Καταρχάς, το φωτοπληθυσμογράφημα (photoplethysmography PPG) αποτελεί μια διάταξη αισθητήρα ανίχνευσης οξυγόνου στο αίμα και δεν είναι διηθητική. Πιο συγκεκριμένα, η διάταξη περιλαμβάνει μια συσκευή η οποία χρησιμοποιεί πηγή φωτός και έναν αισθητήρα για την παραγωγή μιας κυματομορφής η οποία καταγράφει τον παλμό της πίεσης του αίματος όπως παρουσιάζεται στο σχήμα: 7.60. που ακολουθεί παρακάτω.



Σχήμα: 7.60.: Καταγραφή παλμού πίεσης του αίματος.

Εν συνεχεία, στο σχήμα: 7.61. που ακολουθεί παρακάτω φαίνονται οι δύο κύριες μορφές των διατάξεων του φωτοπληθυσμογραφήματος (PPG). Τούτες είναι η αντανακλαστική και η άμεση. Ως αρχή λειτουργίας και οι δύο διατάξεις φωτοπληθυσμογραφήματος έχουν, τη μεταβολή της οπτικής πυκνότητας του ιστού στον οποίο ρέει το αίμα σε κάθε παλμικό χτύπο της καρδιάς. Παράλληλα, η διάταξη για την απόκτηση του σήματος παλμού δύναται να τοποθετηθεί σε δάκτυλο ή στο λοβό του αυτιού του ασθενή.

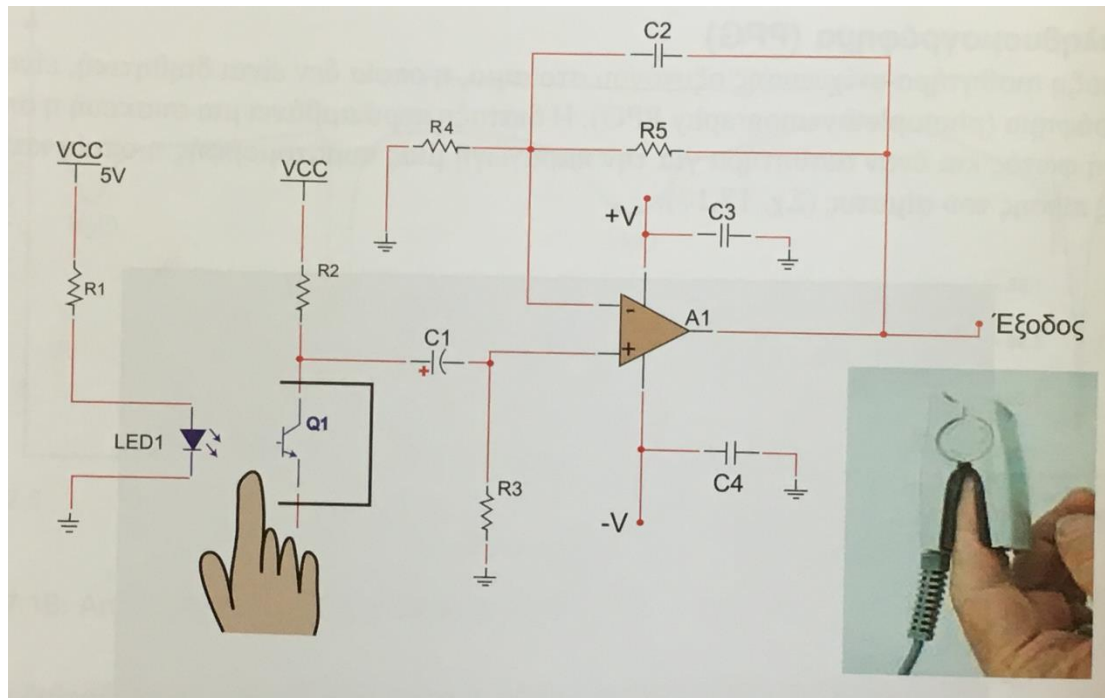


Σχήμα: 7.61.: α):αντανακλαστική και β):άμεση διάταξη φωτοπληθυσμογραφήματος.

Πιο αναλυτικά, στη διάταξη αντανακλαστικού φωτοπληθυσμογραφήματος, όπως φαίνεται στο σχήμα: 7.61 α). η ανίχνευση της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας από μια κόκκινη LED πραγματοποιείται μέσω της σκέδασης του φωτός από τα οστά του

δακτύλου. Στη διάταξη του άμεσου τύπου φωτοπληθυσμογραφήματος, όπως παρουσιάζεται στο σχήμα: 7.61 β), η πηγή εκπέμπει φωτεινή ακτινοβολία διαμέσου του ιστού προς έναν αισθητήρα. Η μεταβολή της έντασης ακολουθεί τον παλμικό ρυθμό των χτύπων της καρδιάς.

Επιπλέον, το κύκλωμα για μια διάταξη αισθητήρα φωτοπληθυσμογραφήματος απεικονίζεται στο σχήμα: 7.62, που ακολουθεί παρακάτω.



Σχήμα: 7.62.: Κυκλωματική διάταξη μέτρηση φωτοπληθυσμογραφήματος. Τυπικό δείγμα διάταξης φωτοπληθυσμογραφικού αισθητήρα.

Πιο συγκεκριμένα, ως πηγή χρησιμοποιείται μια κόκκινη LED και ως δέκτης ένα φωτοτρανζίστορ υψηλής απολαβής. Ο ιστός (δάκτυλο ή αντίχειρας) τοποθετείται ανάμεσα στον εκπομπό και τον αισθητήρα. Το σήμα από τον συλλέκτη του φωτοτρανζίστορ Q₁ οδηγείται σε έναν ενισχυτή σε μη αναστρέφουσα συνδεσμολογία. Ο τελεστικός ενισχυτής πρέπει να παρουσιάζει υψηλή αντίσταση εισόδου όπως ο τύπος TL081. Η απολαβή τάσης (A_v) του ενισχυτή δίνεται από την παρακάτω σχέση:

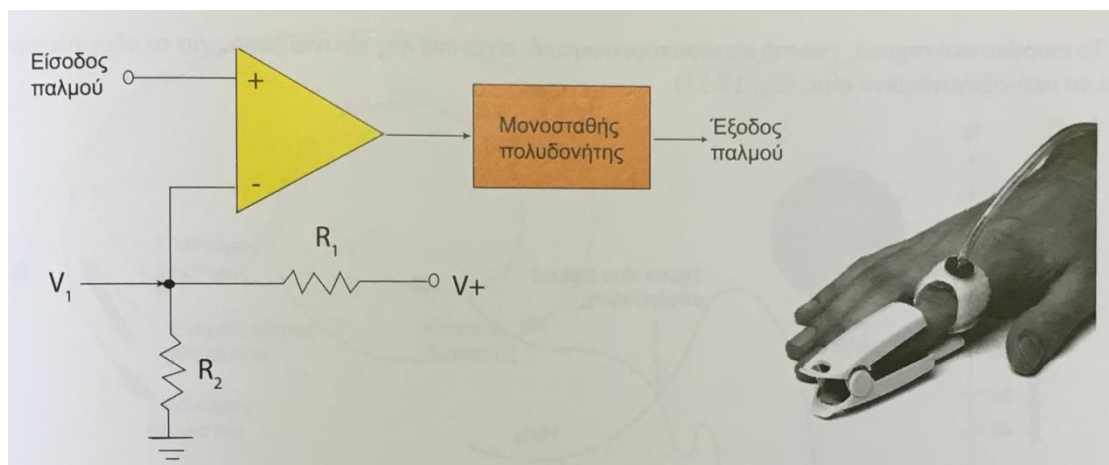
$$A_v = 1 + \frac{R_5}{R_4} \quad (7.4.)$$

Παράλληλα, το σήμα εξόδου του τελεστικού ενισχυτή αποτελεί μια κυματομορφή παλμού τάσης με πλάτος 250 mV. Για απόσβεση του θορύβου χρησιμοποιείται ο πυκνωτής C₂ ο οποίος, διακλαδώνει την αντίσταση ανάδρασης R₅ του τελεστικού ενισχυτή. Στο σχήμα: 7.63, απεικονίζεται ένα τυπικό δείγμα φωτοπληθυσμογραφικού αισθητήρα.



Σχήμα: 7.63.: Τυπικό δείγμα διάταξης φωτοπληθυσμογραφικού αισθητήρα.

Επιπροσθέτως, στην έξοδο της παραπάνω διάταξης χρησιμοποιείται ένας συγκριτής τάσης (τελεστικός ενισχυτής) A_1 για τον σκαλισμό ενός κυκλώματος μονοσταθής πολυδονητή (σχήμα: 7.64.). Η χρήση του συγκεκριμένου τελεστικού ενισχυτή εξυπηρετεί την καθαρά παλμική απεικόνιση των καρδιακών κτύπων δίχως, παρεμβολή ηλεκτρικών θορύβων που μπορεί να προέρχονται από την κίνηση του δακτύλου στο σφικκτήρα ή από άλλες αιτίες.



Σχήμα: 7.64.: Κυκλωματική σχεδίαση απόκτησης παλμικής απεικόνισης καρδιακών κτύπων και τυπικό δείγμα φωτοπληθυσμογραφικού αισθητήρα.

Κατά τη λειτουργία του κυκλώματος θα πρέπει ο παλμός τάσης του προενισχυτικού κυκλώματος να αυξηθεί πάνω από την τιμή V_1 που προσδιορίζει ο διαιρέτης τάσης R_1 και R_2 , ώστε να εφαρμοστεί δυναμικό στην είσοδο του μονοσταθής πολυδονητή ο οποίος θα παράγει καθαρό παλμό εξόδου. Στο σχήμα: 7.65. παρουσιάζονται τυπικά δείγματα φωτοπληθυσμογραφικών αισθητήρων.



Σχήμα: 7.65.: Τυπικά δείγματα φωτοπληθυσμογραφικών αισθητήρων.

7.7.(1). Μέτρηση οξυγόνου αίματος μέσω φωτοπληθυσμογραφήματος (Παλμική οξυμετρία).

Καταρχάς, μια δημοφιλής μέθοδος μέτρησης οξυγόνου του αίματος είναι βασισμένη στην αρχή λειτουργίας της διάταξης του φωτοπληθυσμογραφήματος (PPG). Η μέθοδος εκτός των άλλων, χρησιμοποιείται στην αναισθησιολογία για τη μέτρηση του λαμβανόμενου οξυγόνου από τον ασθενή κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης. Πιο αναλυτικά, σε μια χειρουργική επέμβαση, η παροχή οξυγόνου πρέπει να είναι σταθερή, έτσι ώστε ο ασθενής να μη μεταβεί σε κατάσταση καταστολής, δημιουργώντας δυσμενείς καταστάσεις στον οργανισμό του.

Εν συνεχεία, τα παλμικά οξύμετρα (pulse oximeters) (σχήματα: 7.66.,7.67.,7.68.,7.69.) είναι τα ιατρικά όργανα που χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση της ποσότητας του οξυγόνου που περιέχεται στο αίμα ενός ασθενή. Πιο συγκεκριμένα, ένα παλμικό οξύμετρο αποτελείται από έναν καθετήρα (probe) που τοποθετείται σε ένα περιφερειακό σημείο του σώματος του ασθενούς (δάκτυλο ή λοβός αυτιού). Ο καθετήρας (ο φωτοηλεκτρικός ανιχνευτής ευρέως φάσματος τοποθετείται απέναντι από ένα ζευγάρι LED), όπως παρουσιάζεται στο σχήμα: 7.70., περιλαμβάνει μια δίοδο LED που εκπέμπει ορατό κόκκινο φως (κοντά στα 660 nm) και μια άλλη δίοδο LED που εκπέμπει υπέρυθη ακτινοβολία (κοντά στο μήκος κύματος των 940 nm) όπως απεικονίζεται στο σχήμα: 7.71. που ακολουθεί παρακάτω.



Σχήμα: 7.66.: Παλμικά οξύμετρα δακτύλου. Η παλμική οξυμετρία αποτελεί μία εξέταση η οποία χρησιμοποιείται με σκοπό να εκτιμήσει τα επίπεδα του οξυγόνου ή καλύτερα τον κορεσμό σε οξυγόνο στο αίμα. Πρόκειται για μια σύντομη διαδικασία, απλή, μη επεμβατική και ανώδυνη. Το αποτέλεσμα της χρησιμοποιείται ως γενικός δείκτης της μεταφοράς του οξυγόνου στους περιφερικούς ιστούς, όπως για παράδειγμα το δάκτυλο του χεριού, ή ο λοβός του αυτιού, που είναι οι πιο χαρακτηριστικές θέσεις που μπορεί να γίνει η μέτρηση.



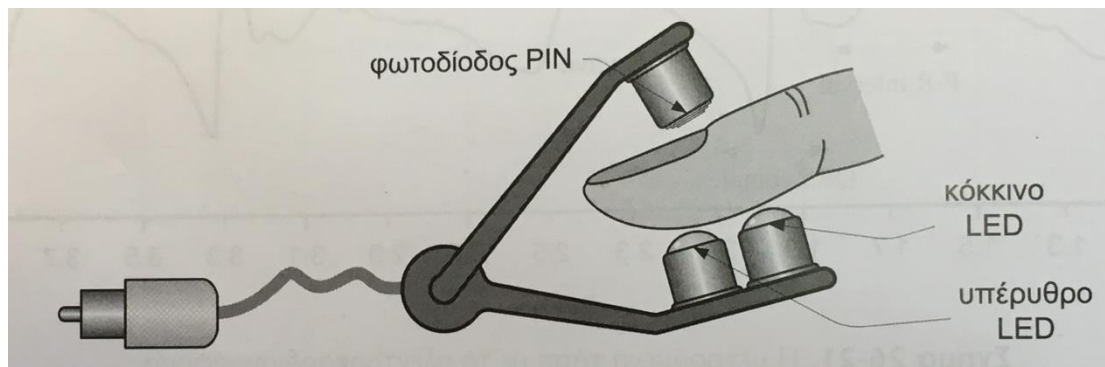
Σχήμα: 7.67.: Παλμικά οξύμετρα.



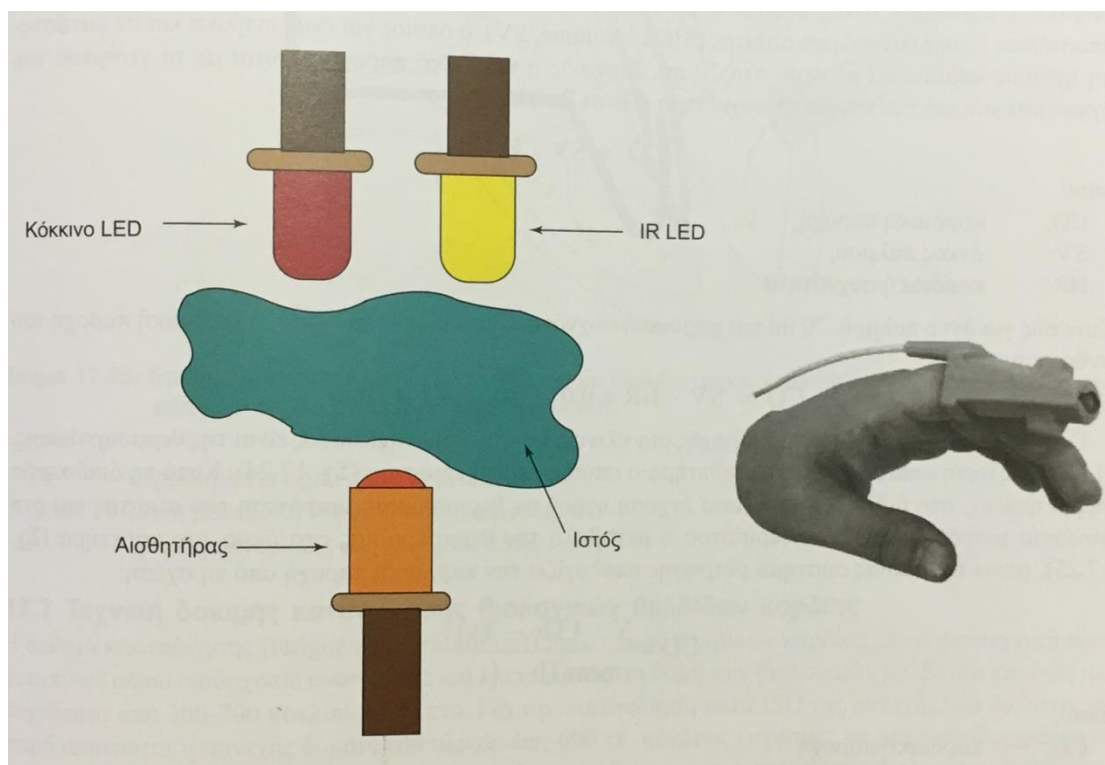
Σχήμα: 7.68.: Οξύμετρα μέτρησης κορεσμού οξυγόνου στο αίμα (SpO₂) και καρδιακών παλμών(Bpm). Εφαρμογή του παλμικού οξυμέτρου στα ακροδάχτυλα, το λοβό του αυτιού ή το πόδι (σε ανήλικα παιδιά).



Σχήμα: 7.69.:Οξύμετρο μέτρησης κορεσμού οξυγόνου στο αίμα (SpO₂) και καρδιακών παλμών(Bpm). Εμφανίζει το ποσοστό του αίματος που είναι φορτωμένο με οξυγόνο. Συγκεκριμένα, μετρά το ποσοστό της αιμοσφαιρίνης, της πρωτεΐνης στο αίμα που μεταφέρει οξυγόνο. Αυτό γίνεται με το να φωτίζει το δάχτυλό του ασθενούς. Οι αισθητήρες ανιχνεύουν πόσο οξυγόνο βρίσκεται στο αίμα του ασθενούς βάσει του τρόπου που το φως περνά μέσα από το δάχτυλό του.



Σχήμα: 7.70.: Το παλμικό οξύμετρο.



Σχήμα: 7.71.: Τυπικό δείγμα και διάταξη μέτρησης οξυγόνου με φωτοπληθυσμογράφημα.

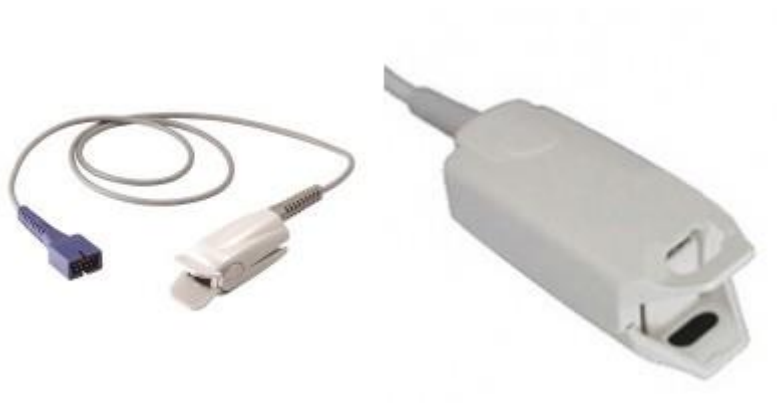
Ακόμη, στο σχήμα: 7.72. φαίνεται ένα παλμικό οξύμετρο δακτύλου παιδικό και νεογνικό, στο σχήμα: 7.73. απεικονίζονται παλμικά οξύμετρα καρπού, στο σχήμα: 7.74. αισθητήρες οξυμέτρων ενηλίκων και στο σχήμα: 7.75. παρουσιάζεται ένας αισθητήρας οξυμέτρου παιδών. Τούτα ακολουθούν παρακάτω. Η παλμική οξυμετρία αναπτύχθηκε το 1972 από τους Takuo Aoyagi και Michio Kishi. Πριν την εφαρμογή της τεχνολογίας η μέτρηση της οξυγόνωσης του ασθενή μπορούσε να εκτιμηθεί μόνο επεμβατικά από τα αέρια του αρτηριακού αίματος.



Σχήμα: 7.72.: Παλμικό οξύμετρο δακτύλου παιδικό και νεογνικό.



Σχήμα: 7.73.: Παλμικά οξύμετρα καρπού.



Σχήμα: 7.74.: Αισθητήρες οξυμέτρων ενηλίκων.

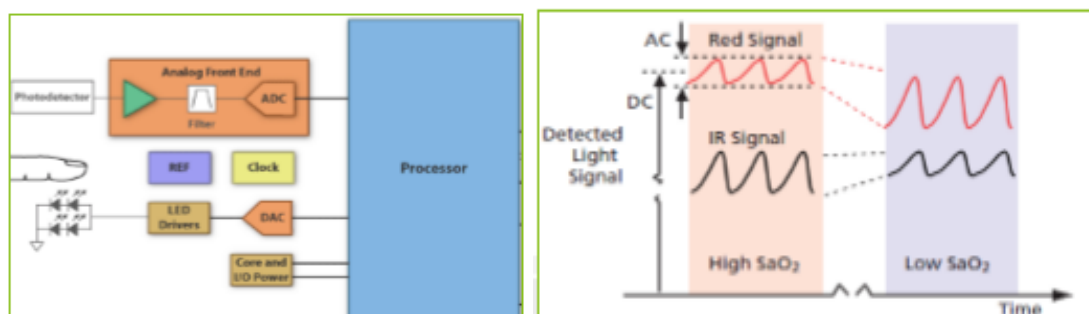
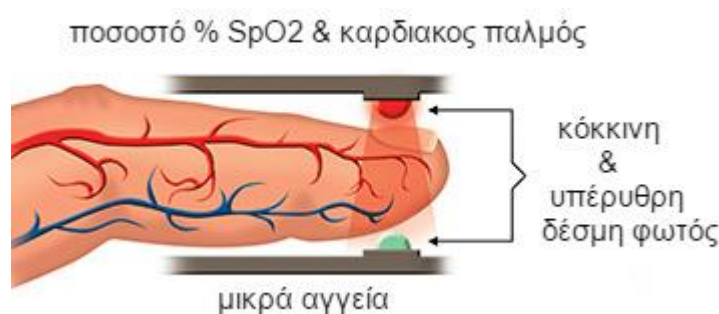


Σχήμα: 7.75.: Αισθητήρας οξυμέτρου παιδιών.

Όσον αφορά, τη λειτουργία του παλμικού οξυμέτρου ισχύουν τα κάτωθι. Καταρχάς, το ατμοσφαιρικό οξυγόνο εισέρχεται στις κυψελίδες του πνεύμονα σε κάθε εισπνοή. Από τις κυψελίδες περνά στο αίμα και συνδέεται κατά το μεγαλύτερο ποσοστό με την

αιμοσφαιρίνη (μια πρωτεΐνη που βρίσκεται μέσα στο ερυθρό αιμοσφαίριο) για να μεταφερθεί στην κυκλοφορία. Το οξυγονωμένο έτσι αίμα φτάνει στους ιστούς.

Η τεχνολογία της παλμικής οξυμετρίας χρησιμοποιεί τα χαρακτηριστικά της απορρόφησης του φωτός από την αιμοσφαιρίνη και τον παλμικό τρόπο ροής του αίματος στις αρτηρίες. Πρώτον, υπάρχει μια διαφορά χρώματος μεταξύ αρτηριακής αιμοσφαιρίνης (κορεσμένης με οξυγόνο) το οποίο είναι έντονα κόκκινο και φλεβικής αιμοσφαιρίνης (πτωχής σε οξυγόνο) το οποίο είναι πιο σκούρο (σχήμα:7.76.). Δεύτερον, με κάθε χτύπο της καρδιάς, με κάθε παλμό υπάρχει μία ελαφρά αύξηση του όγκου του αίματος που ρέει μέσω των αρτηριών. Λόγω της αύξησης αυτής του όγκου του αίματος, αν και μικρής, υπάρχει μια σχετική αύξηση στην πλούσια σε οξυγόνο αιμοσφαιρίνη.



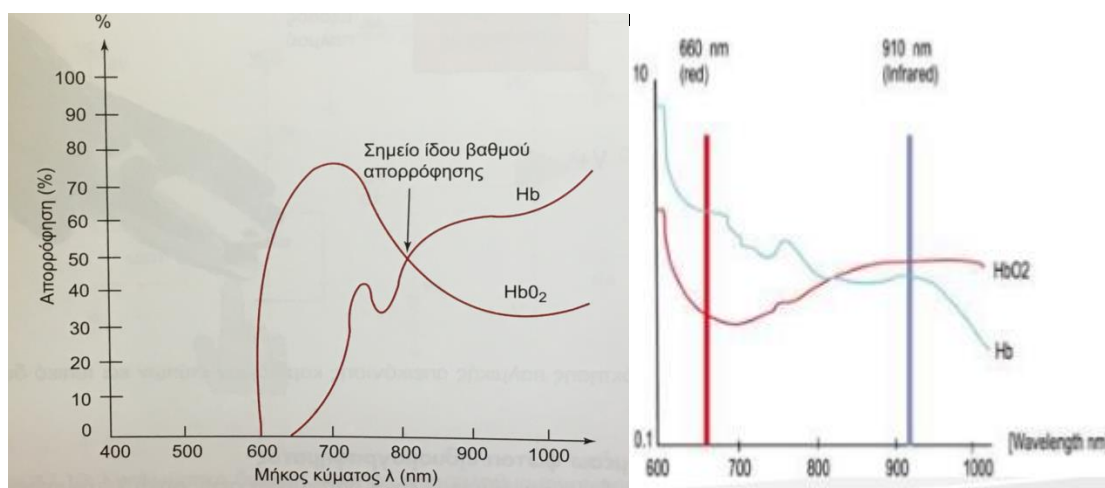
Σχήμα: 7.76.: Παλμική οξυμετρία. Υπάρχει μια διαφορά χρώματος μεταξύ της αρτηριακής αιμοσφαιρίνης (κορεσμένης με οξυγόνο) το οποίο είναι έντονα κόκκινο και της φλεβικής αιμοσφαιρίνης (πτωχής σε οξυγόνο) το οποίο είναι πιο σκούρο. Τα δύο LED δεν εκπέμπουν οπτική ακτινοβολία ταυτόχρονα, αλλά εναλλάξ.

Ο αισθητήρας του παλμικού οξυμέτρου, φιλοξενεί μία πηγή φωτός, έναν ανιχνευτή φωτός και έναν μικροεπεξεργαστή ο οποίος συγκρίνει και υπολογίζει τις διαφορές μεταξύ αιμοσφαιρίνης πλούσιας σε οξυγόνο και αιμοσφαιρίνης πτωχής σε οξυγόνο. Τα δύο LED που τοποθετούνται απέναντι από τον φωτοηλεκτρικό ανιχνευτή, δεν εκπέμπουν οπτική ακτινοβολία ταυτόχρονα, αλλά εναλλάξ (σχήμα: 7.76.). Με μία φωτοδίοδο μετρείται η ένταση της οπτικής ακτινοβολίας που προέρχεται από καθεμία από τις δύο πηγές φωτός, μετά τη διάδοσή της μέσα από το σώμα. Πιο αναλυτικά, η αιμοσφαιρίνη στο αίμα ταυτόχρονα απορροφά και αντανακλά αυτά τα μήκη κύματος (κόκκινη ακτινοβολία και υπέρυθη ακτινοβολία), ανάλογα με το ποσό του οξυγόνου που περιέχει. Η μία πλευρά του αισθητήρα έχει μια πηγή φωτός η οποία εκπέμπει φως

σε δύο μήκη κύματος, κόκκινο και υπέρυθρο, τα οποία μεταδίδονται στην πλευρά του ανιχνευτή φωτός, διαμέσω μέρους του σώματος που είναι σχετικά "διαφανές" και με καλή παλμική ροή αρτηριακού αίματος (παραδείγματος χάριν, δάχτυλο, λοβός του αυτιού). Η πλούσια σε οξυγόνο αιμοσφαιρίνη απορροφά περισσότερο το υπέρυθρο φως ενώ η πτωχή σε οξυγόνο αιμοσφαιρίνη απορροφά το κόκκινο φως. Ο μικροεπεξεργαστής υπολογίζει τις διαφορές και μετατρέπει τις πληροφορίες σε ψηφιακή ανάγνωση. Αυτές οι πληροφορίες βοηθούν τον ιατρό να εκτιμήσει την ποσότητα του οξυγόνου που μεταφέρεται στο αίμα και να αξιολογήσει την ανάγκη για συμπληρωματικό οξυγόνο. Το ποσοστό του κορεσμού του οξυγόνου αναφέρεται ως το ποσοστό % SpO₂. Τα περισσότερα οξύμετρα εμφανίζουν επίσης τον αριθμό των καρδιακών παλμών.

Εν περιλήψει, 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. Το ποσοστό του οξυγόνου στο αίμα υπολογίζεται ως συνάρτηση της τιμής του πηλίκου των εντάσεων των δύο λαμβανόμενων οπτικών ακτινοβολιών. Η ροή του αίματος δημιουργεί ένα παλλόμενο σήμα που μπορεί να αντιστοιχιστεί με τον καρδιακό ρυθμό/συχνότητα των παλμών.

Το ισοσβεστικό σημείο, γνωστό ως ισοαπορροφητικό, αποτελεί ένα σημείο αναφοράς για το οξυγονωμένο και το από - οξυγονωμένο αίμα (σχήμα: 7.77.). Η διάταξη που τοποθετείται σε δάχτυλο του χεριού του ασθενούς μετρά το επίπεδο O₂ στο αίμα συγκρίνοντας στις δύο ζώνες τη σχετική απορρόφηση των ακτινοβολιών.



Σχήμα: 7.77.:Α) Ισοσβεστικό σημείο. Β) Μεταβολή της απορρόφησης μίας πλήρως οξυγονωμένης και μη οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης ενήλικα σε μήκη κύματος από 600 – 1000 nm.

Επιπλέον, η παλμική οξυμετρία εκτελείται για να εκτιμηθεί η επάρκεια των επιπέδων του οξυγόνου στο αίμα σε μια ποικιλία περιπτώσεων. Λόγω της ταχύτητας της εξέτασης τα οξύμετρα είναι πολύ χρήσιμα στην ιατρική των επειγόντων, παραδείγματος χάριν στην εκτίμηση της οξείας δύσπνοιας, στη χειρουργική, σε

διαδικασίες όπου χορηγείται καταστολή (π.χ. βρογχοσκόπηση), για την παρακολούθηση κατά τη μεταφορά βαρέως πασχόντων ασθενών, σε ασθενείς με αναπνευστικά ή καρδιολογικά προβλήματα όπου ενδέχεται να απαιτείται συμπληρωματική χορήγηση οξυγόνου, για να εκτιμηθεί η αποτελεσματικότητα της θεραπείας. Επίσης, η χρησιμότητά των παλμικών οξυμέτρων είναι ανεκτίμητη στην εντατική θεραπεία για τη συνεχή παρακολούθηση των ασθενών υπό μηχανικό αερισμό. Στην άπνοια ύπνου για διαγνωστικούς λόγους γίνεται ολονύκτια καταγραφή με ειδικά καταγραφικά οξύμετρα (νυκτερινή οξυμετρία). Τέλος, στα μεγάλα υψόμετρα η πυκνότητα του οξυγόνου στην ατμόσφαιρα είναι μικρότερη και έτσι τα φορητά οξύμετρα μπορεί να είναι χρήσιμα στους ορειβάτες, όπως επίσης και στους πιλότους που πετάνε πάνω από 10.000 πόδια, όπου συμπληρωματικό οξυγόνο μπορεί να απαιτείται.

Η παλμική οξυμετρία εκτιμά μόνο την οξυγόνωση, όχι τις απόλυτες τιμές του οξυγόνου στο αίμα. Το οξυγόνο έχει υψηλή συνάφεια δεσμού με την αιμοσφαιρίνη. Εάν υπάρχει αρκετό τότε ο κορεσμός της αιμοσφαιρίνης θα είναι ικανοποιητικός. Αυτή ακριβώς την εκτίμηση προσφέρει η οξυμετρία. Δεν υποκαθιστά τα αέρια αίματος που ελέγχονται στο εργαστήριο, διότι δεν παρέχει καμία ένδειξη για άλλες πολύ χρήσιμες παραμέτρους της αναπνευστικής λειτουργίας (διοξειδίο, pH κ.α.). Έτσι, τα αποτελέσματα της παλμικής οξυμετρίας δεν 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 μέτρημα (σε αντίθεση με τη μέτρηση του σφυγμού όπου μετρούνται οι παλμοί στον καρπό), που μπορεί να εισάγει ανθρώπινο λάθος. Επιπλέον, στο σχήμα: 7.78, παρουσιάζεται ένα σπιρόμετρο με αισθητήρα οξυμετρίας, στο σχήμα: 7.79, δύο διαγνωστικά φορητά σπιρόμετρα και στα σχήματα: 7.80.,7.81.,7.82. απεικονίζονται τα αποτελέσματα των μετρήσεων καθώς και οι καμπύλες τους.



Σχήμα: 7.78.: Σπιρόμετρο με αισθητήρα οξυμετρίας που λειτουργεί απευθείας μέσω υπολογιστή, μεταφέροντας τα δεδομένα κατευθείαν στο πρόγραμμα WinSpiroPro.



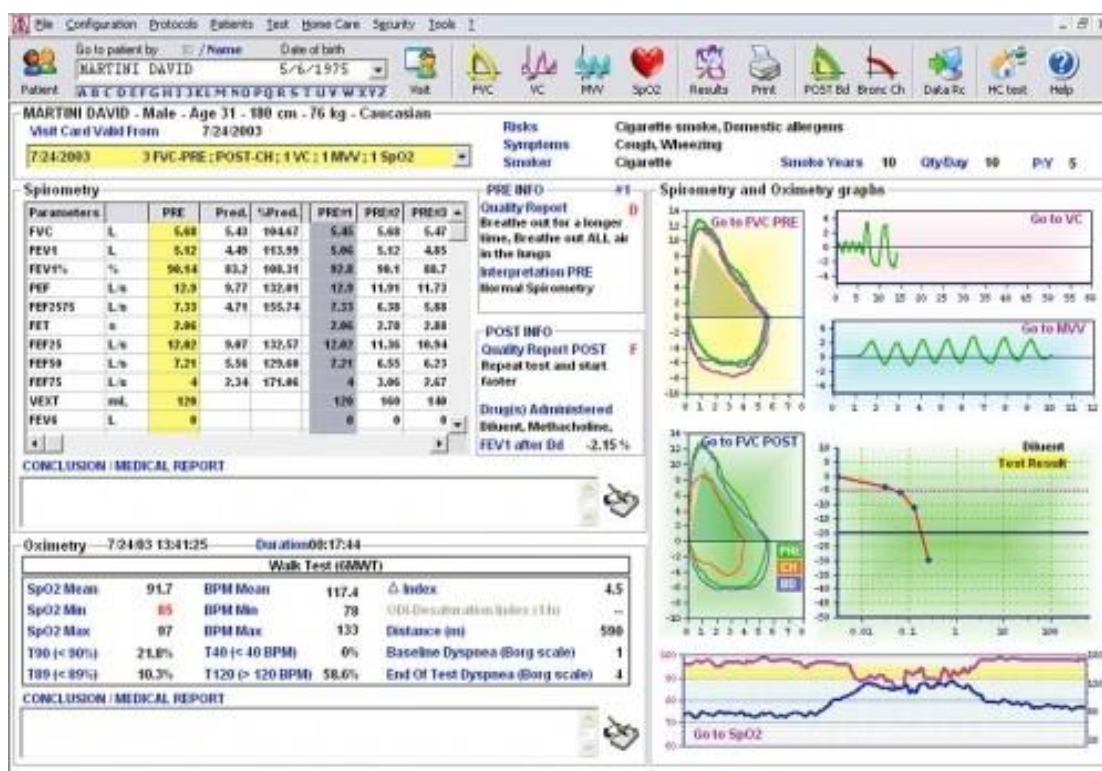
Σχήμα: 7.79.: Διαγνωστικά φορητά σπιρόμετρα, με δυνατότητα επιλογής οξυμετρίας. Διαθέτουν ενσωματωμένη έγχρωμη οθόνη υψηλής ανάλυσης και μεγάλη μνήμη για αποθήκευση μέχρι 6.000 τεστ. Παρέχει σύγκριση των μετρήσεων με κανονικές παραμέτρους (για παιδιά και ενήλικες).



Σχήμα: 7.80.: Μέτρηση και καταγραφή όλων των σπυρομετρικών παραμέτρων (31), καμπύλη ροής – όγκου. Καταγραφή %SpO2 και της καρδιακής συχνότητας. Σύγκριση των μετρήσεων με κανονικές παραμέτρους.



Σχήμα: 7.81.: Καταγραφή %SpO2 (ποσοστού του κορεσμού του οξυγόνου) και της καρδιακής συχνότητας.



Σχήμα: 7.82.: Μέτρηση και καταγραφή όλων των σπιρομετρικών παραμέτρων (31) FVC, FEV1, FEV%1, FEV%6, PEF, FEF25%, FEF 50%, FEF 75%, FEF25-75%, FET, Vext, PIF, FIVC, FIV1,FIV1/FIVC%, FVC, FEV1, PEF, VC, IVC, ERV,IC, FEV1/VC%, VT, VE, Rf, te,ti, MVV, ti/t-tot, VT/ti, καμπύλη ροής όγκου. Καταγραφή %SpO2 (ποσοστού του κορεσμού του οξυγόνου) και της καρδιακής συχνότητας.

Επιπροσθέτως, 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. Εκτός από το επίπεδο οξυγόνου, λοιπόν, εμφανίζεται επίσης ο ρυθμός παλμών. Κανονικές τιμές παλμικού ρυθμού για ενήλικες είναι 60-80 παλμούς ανά λεπτό. Ο καρδιακός ρυθμός αναμένεται να αυξηθεί με την άσκηση και ο κορεσμός οξυγόνου μπορεί να ελαττωθεί ελαφρώς (θα πρέπει να παραμείνει στο 90% ή και περισσότερο).

Οι περισσότεροι υγιείς άνθρωποι έχουν παλμική οξυμετρία σε ποσοστό 95% ή παραπάνω (που υποδηλώνει ότι 95% της αιμοσφαιρίνης περιέχει οξυγόνο). Ένδειξη, λοιπόν, άνω του 95% θεωρείται φυσιολογική. Ενώ, 92% ή λιγότερο υποδηλώνει υποξαιμία. Παράλληλα, τιμές κάτω του 89% υποδηλώνουν αναπνευστική ανεπάρκεια, που σημαίνει ότι εάν δεν υπάρχει κάποιος αναστρέψιμος παράγοντας ο ασθενής χρήζει συμπληρωματικής χορήγησης οξυγόνου. 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 οι παρακάτω:

- Μειωμένη ροή του αίματος προς τα περιφερικά αγγεία (αγγειοπάθειες, αγγειακές διαταραχές).
- Σοβαρή αναιμία.
- Εκτεταμένη αιμορραγία.
- Πνευμονικά προβλήματα (όπως πνευμονία).
- Αναπνευστική νόσο ή χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια.
- Υποθερμία.
- Άγχος ή πόνο.
- Κάπνισμα.
- Ψυχρά άκρα ή εφίδρωση της περιοχής όπου συνδέεται ο αισθητήρας.
- Κίνηση της περιοχής όπου συνδέεται ο αισθητήρας.
- Πρόσφατη χορήγηση σκιαγραφικού.

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.

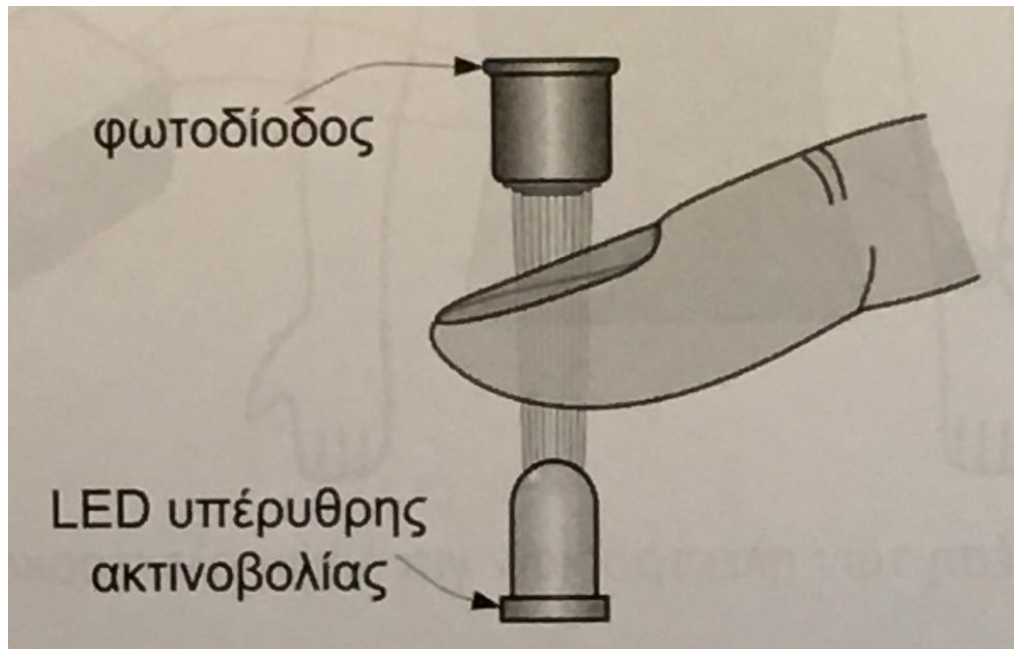
Η κίνηση των ασθενών μπορεί να παρουσιάσει πρόβλημα στην παραγωγή ακριβών μετρήσεων παλμικής οξυμετρίας. Μια τέτοια κίνηση μπορεί να είναι κάτι τόσο απλό όσο ένα τρέμουλο. Μια τεχνική που ονομάζεται Μάσιμο τεχνολογία εξαγωγής σήματος (Masimo SET, Signal Extraction Technology) μπορεί να βοηθήσει στην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

7.7.(2).Μέτρηση του καρδιακού ρυθμού με μετρητή.

Καταρχάς, ο υπολογισμός του καρδιακού ρυθμού (σφυγμός, heart rate) δύναται να γίνει χρησιμοποιώντας τις μετρήσεις του ηλεκτρονικού σφυγμομανομέτρου ή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Εναλλακτικά, χρησιμοποιείται ο μετρητής του καρδιακού ρυθμού, ο οποίος αποτελείται από ένα LED που εκπέμπει υπέρυθη ακτινοβολία και μία φωτοδίοδο. Πιο συγκεκριμένα, ο μετρητής τοποθετείται στο άκρο ενός δακτύλου ή στο λοβό του αυτιού του ασθενούς, όπως παρουσιάζεται στο

σχήμα: 7.83., έτσι ώστε το δάκτυλο ή το αυτί να βρίσκεται μεταξύ της φωτοδίοδου και του LED.



Σχήμα: 7.83.: Ο μετρητής καρδιακού ρυθμού.

Εν συνεχεία, η ένταση της οπτικής ακτινοβολίας που προσπίπτει στη φωτοδίοδο μεταβάλλεται κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου λόγω της περιοδικής μεταβολής της ποσότητας αίματος που διέρχεται από τα αγγεία. Το χρονικό διάστημα μεταξύ των μέγιστων ροών αίματος αντιστοιχεί στην χρονική διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου. Μετρώντας αυτό το χρονικό διάστημα, υπολογίζεται στη συνέχεια ο καρδιακός ρυθμός.

7.7.(3). Μέτρηση του καρδιακού ρυθμού με μόνιτορ καρπού.

Καταρχάς, ενδεικτικά τα σημεία από τα οποία δύναται να ληφθούν μετρήσεις του καρδιακού ρυθμού είναι τα εξής:

- Ο καρπός του χεριού (Arteria radialis),
- Ο λαιμός (καρωτίδα αρτηρία),
- Άνω από την κοιλία (κοιλιακή αορτή),
- Στο στήθος, στο σημείο της καρδιάς η οποία, μπορεί και να ακροασθεί.

Όσον αφορά, τη μέτρηση του καρδιακού ρυθμού με μόνιτορ καρπού ισχύουν τα ακόλουθα. Ένας αισθητήρας πίεσης, αναγνωρίζει την μεταβολή που προκαλεί ο χτύπος της καρδιάς στην επιφάνειά του και έπειτα από ένα χρονικό διάστημα από την αρχή της μέτρησης επιστρέφει τον καρδιακό ρυθμό. Στο σχήμα: 7.84. παρουσιάζεται ένα μόνιτορ καρπού και στο σχήμα: 7.85. φαίνεται ένα αθλητικό ρολόι χειρός με ενσωματωμένο monitor καρδιακών παλμών.



Σχήμα: 7.84.: Monitor καρπού καρδιακών παλμών.

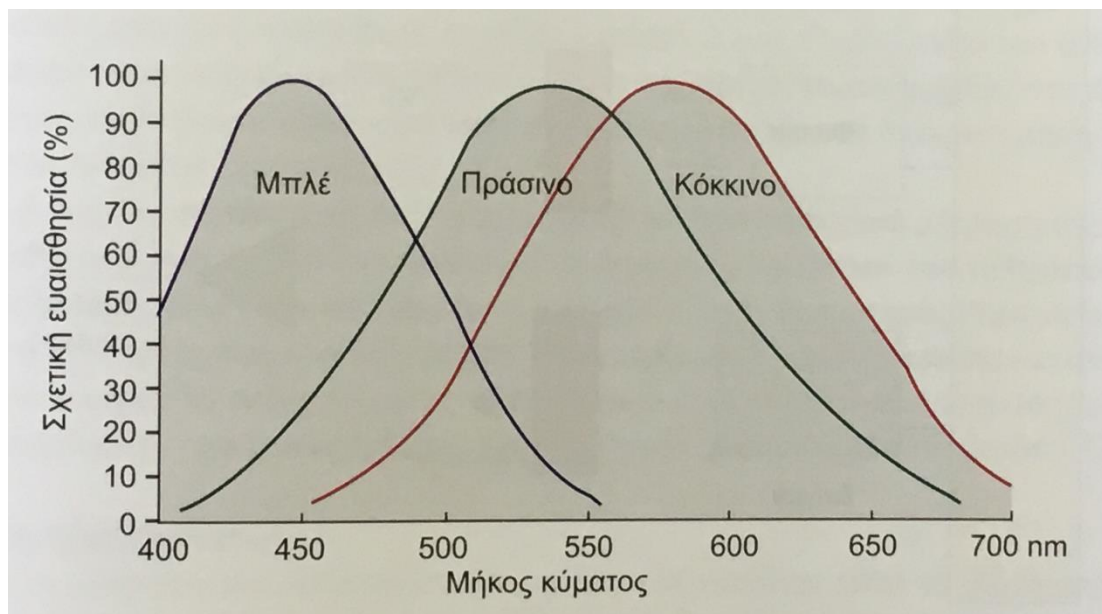


Σχήμα: 7.85.: Αθλητικό ρολόι χειρός με ενσωματωμένο monitor καρδιακών παλμών.

7.8. Μέτρηση επιπέδου διοξειδίου του άνθρακα (CO₂) στο αναπνευστικό σύστημα.

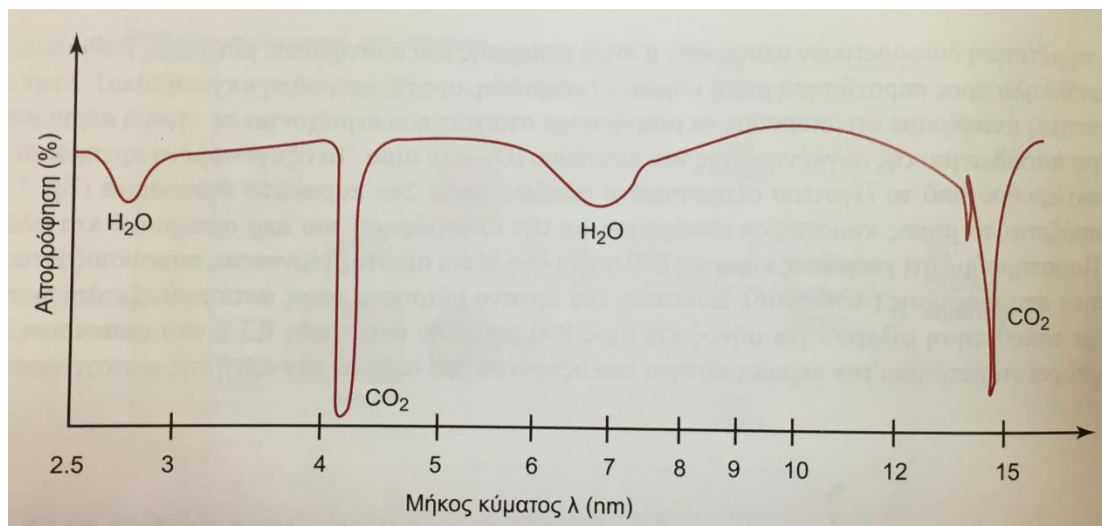
Καταρχάς, το διοξείδιου του άνθρακα είναι το αέριο που παράγεται συνεχώς στους ιστούς ως αποτέλεσμα του κυτταρικού μεταβολισμού και αποβάλλεται από τους πνεύμονες. Ο εκπνεόμενος αέρας από τους ανθρώπους περιέχει περίπου 2 έως 5% διοξειδίου του άνθρακα (CO₂). Παράλληλα, η φωτοχρωματομετρία είναι μία τεχνική με την οποία, μέσω ανάλυσης μηκών κύματος του φωτός (φασματομετρία), δύναται να μετρηθούν στοιχεία που περιέχονται σε υγρή ή αέρια μορφή, όπως για τη μέτρηση του διοξειδίου του άνθρακα στον αέρα, τη συγκέντρωση του οξυγόνου (O₂) στο αίμα, τη συγκέντρωση ηλεκτρολυτών όπως του Νατρίου (Na) ή του Καλίου (K) και άλλα (σχήμα: 7.86.). Πιο αναλυτικά, η μέθοδος της φωτοχρωματομετρίας χρησιμοποιεί

οπτική διαδικασία ανάγνωσης πληροφοριών των μηκών κύματος που εμφανίζονται κατά την απορρόφηση του φωτός, όταν αυτά διέλθουν από ένα οπτικό σύστημα ή μέσα από καύση.



Σχήμα: 7.86.: Οπτικό φάσμα φωτοχρωματομετρίας.

Εν συνεχεία, η μέτρηση του επιπέδου του διοξειδίου του άνθρακα στο αναπνευστικό σύστημα μέσω της φωτοχρωματομετρίας, στηρίζεται στο γεγονός ότι το διοξείδιο του άνθρακα απορροφά υπέρυθρα κύματα σε αρκετά διακριτά μήκη κυμάτων, όπως παρουσιάζεται στο διάγραμμα (σχήμα: 7.87.) που ακολουθεί παρακάτω.



Σχήμα: 7.87.: Απορρόφηση μηκών κύματος για διοξείδιο του άνθρακα (CO₂).

Όσον αφορά, την αρχή λειτουργίας του συστήματος μέτρησης, τούτη στηρίζεται στη διαφορική μέτρηση της ποσότητας του διοξειδίου του άνθρακα στο περιβάλλον και στην εκπνεόμενη ποσότητα του ανθρώπου – ασθενή. Πιο συγκεκριμένα, ο αέρας του περιβάλλοντος διέρχεται από σωλήνα στον οποίο πηγή θερμότητας θερμαίνει τη μία

πλευρά του ενώ, απέναντί του υπάρχει μικροαισθητήρας που μετρά την απορρόφηση της ακτινοβολίας, καθώς αποκρίνεται σε συγκεκριμένο μήκος κύματος. Η διαφορά των μετρούμενων απορροφήσεων για τα μήκη κύματος που αποκρίνεται ο μικροαισθητήρας αποτελεί τη μετρούμενη ποσότητα του διοξειδίου του άνθρακα (CO₂).

Η τεχνική για τη μέτρηση της συγκέντρωσης CO₂ στην αέριο φάση ονομάζεται καπνομετρία, ενώ η καταγραφή με ταυτόχρονη ανάλυση της κυματομορφής της συγκέντρωσης του CO₂ σε συνάρτηση με το χρόνο γίνεται από τον καπνογράφο και ονομάζεται καπνογραφία. Η καπνογραφία μετρά μη επεμβατικά τη μερική πίεση τελοεκπνευστικού CO₂ (end tidal CO₂, ETACO₂).

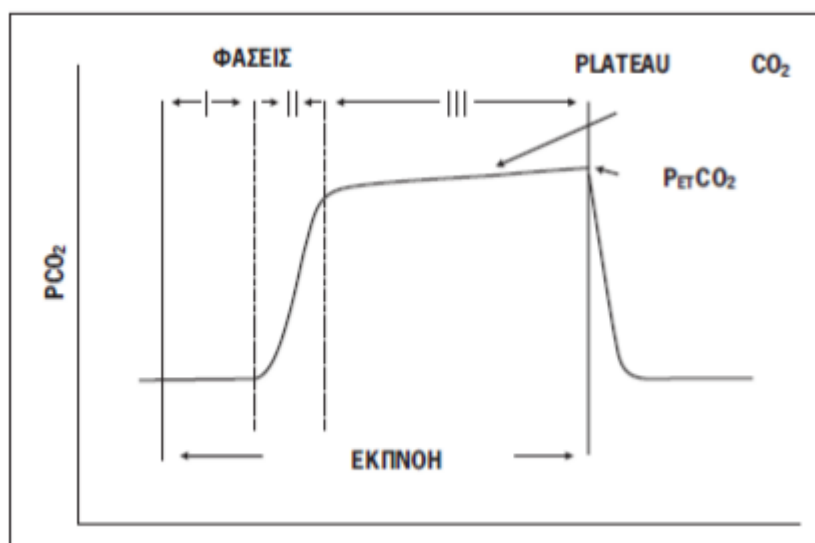
Η μέτρηση της μερικής πίεσης ETACO₂ αποτελεί ένα μη επεμβατικό τρόπο συνεχούς παρακολούθησης του κυψελιδικού PACO₂ το οποίο αποτελεί δείκτη του κυψελιδικού αερισμού. Το PETCO₂ συνήθως είναι κατά 1-5mm Hg χαμηλότερο από το PaCO₂, επειδή το PACO₂ είναι μικρότερο από το PaCO₂ και ο νεκρός χώρος (κυψελιδικός και ανατομικός) αραιώνει το CO₂ που αποβάλλεται από τις καλά αεριζόμενες κυψελίδες. Έτσι, η αύξηση της πίεσης ETACO₂ είναι ισχυρή ένδειξη υποαερισμού. Τούτη η διαφορά μπορεί να αυξηθεί σημαντικά σε άτομα που πάσχουν από πνευμονικά νοσήματα με ανομοιογενή κατανομή αερισμού. Αιφνίδια μείωση της πίεσης ETACO₂ αντανακλά οξεία επεισόδια όπως αποσύνδεση από τον αναπνευστήρα, απόφραξη αεραγωγού, υπεραερισμό, καρδιακή ανακοπή, πνευμονική εμβολή ή εισρόφηση. Απουσία της πίεσης ETACO₂ σημαίνει καρδιακή ανακοπή ή διασωλήνωση οισοφάγου. Αιφνίδια αύξηση της πίεσης ETACO₂ σημαίνει, απότομη αύξηση της καρδιακής παροχής, χορήγησης διτανθρακικών, ενώ βαθμιαία αύξηση μπορεί να οφείλεται σε υποαερισμό.

7.8.(1). Καπνογράφοι.

Καταρχάς, οι καπνογράφοι λειτουργούν με βάση τη φασματοσκοπία απορρόφησης στην υπέρυθη περιοχή. Το CO₂ 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 CO₂.

Εν συνεχεία, 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. Παράλληλα, είναι πιο αξιόπιστοι γιατί έχουν ταχύτερη ανταπόκριση, μεγαλύτερη ακρίβεια και πιστότερη απεικόνιση της κυματομορφής του CO₂. Τούτα τα πλεονεκτήματα οφείλονται στην άμεση μέτρηση της συγκέντρωσης του CO₂. **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 εύχρηστοι και δεν προσθέτουν νεκρό χώρο στο κύκλωμα. Γενικά, 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: 7.88.: 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 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.

Επιπλέον, ο **καπνογράφος $riCO^+$ - συσκευή παρακολούθησης του μονοξειδίου του άνθρακα (CO)**, που απεικονίζεται στο σχήμα: 7.89, το οποίο ακολουθεί παρακάτω, είναι απαραίτητος για κάθε κέντρο κατά του καπνίσματος καθώς και κάθε κλινικό ιατρό που ενδιαφέρεται για τον ασθενή του. Ο συγκεκριμένος καπνογράφος είναι μια συσκευή παρακολούθησης του μονοξειδίου του άνθρακα στους πνεύμονες που λειτουργεί υποκινητικά κατά του καπνίσματος. Διαθέτει οθόνη LCD με μεγάλες LED σημάνσεις κόκκινο - πράσινο και ενδείξεις ακριβείας. Επίσης, υπάρχει η δυνατότητα ρύθμισης του χρήστη από ενήλικα σε έφηβο και σε έγκυο μητέρα ελαχιστοποιώντας έτσι τα σφάλματα.

Στον καπνογράφο συνδέονται χάρτινα επιστόμια σε μιά έξοδο σχήματος D. Ο καπνογράφος διαθέτει, λοιπόν, μιά έξοδο σχήματος D στην οποία συνδέονται χάρτινα επιστόμια με μια μονόδρομη βαλβίδα ενώ ένα φίλτρο ελέγχου λοιμώξεων

αποδεδειγμένα αφαιρεί το 99,9% των βακτηρίων του αέρα. Το σύστημα καπνογραφίας παρακινεί τους καπνιστές να κόψουν το κάπνισμα υπογραμμίζοντας τους κινδύνους με ευανάγνωστες ενδείξεις στην οθόνη. Είναι εύκολο στη χρήση με αυτόματη βαθμονόμηση (δεν χρειάζονται επιπλέον εργαλεία για τη βαθμονόμηση) ενώ μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για την προβολή της δηλητηρίασης από μονοξείδιο του άνθρακα, είτε εισπνοή καπνου.

Κλινικές δοκιμές έχουν αποδείξει ότι οι καπνιστές είναι πιο πιθανό να απαλλαγούν από την εξάρτησή τους εάν χρησιμοποιείται μία συσκευή μέτρησης εκπνεόμενου CO σε συνδυασμό με το πρόγραμμα διακοπής καπνίσματος.

Ακόμη, ο καπνογράφος (σχήμα: 7.89.) υπολογίζει την ηλικία του πνεύμονα με βάση το ύψος, την ηλικία, το φύλο και το βάρος του ασθενούς. Στη συνέχεια, μετρά τον βιαίως εκπνεόμενο όγκο αέρα κατά τη διάρκεια του πρώτου δευτερολέπτου της εκπνοής (προβλεπόμενος FEV1%). Εξ αυτών, υπολογίζεται η αντίστοιχη πνευμονική ηλικία του καπνιστή. Έτσι, για ένα βαρύ καπνιστή θα είναι σημαντικά μεγαλύτερη από τη χρονολογική του ηλικία. Αποτελεί, λοιπόν ένα εξαιρετικό κίνητρο, καθώς προειδοποιεί τους καπνιστές σχετικά με τη σωματική καταστροφή που τους έχει προκαλέσει η εξάρτησή τους. Πιο συγκεκριμένα, οι πνεύμονες ενός συστηματικού καπνιστή θα λειτουργούν στο ελαττωμένο επίπεδο ενός πολύ πιο ηλικιωμένου ανθρώπου.

Ο καπνογράφος χρησιμοποιεί επιστόμια μιας χρήσεως, τα οποία φέρουν ενσωματωμένη μία βαλβίδα μονής ροής, η οποία εμποδίζει τους ασθενείς να επανεισπνεύσουν τον εκπνεόμενο αέρα και ελαττώνουν τον κίνδυνο πιθανών μολύνσεων. Το κάπνισμα αποτελεί μία από τις βασικότερες αιτίες της ΧΑΠ (Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια), μιας προοδευτικά εξελισσόμενης νόσου των αεραγωγών, η οποία χαρακτηρίζεται από προοδευτική απώλεια της πνευμονικής λειτουργίας. Ο καπνογράφος (σχήμα: 7.89.) δύναται να χρησιμοποιηθεί επιτυχώς για να ανιχνεύσει τα πρώιμα σημεία ΧΑΠ και να βοηθήσει στην επίτευξη της θεραπείας.



Σχήμα: 7.89.: Καпноγράφος (μόνιτρο παρακολούθησης του μονοξειδίου του άνθρακα CO στους πνεύμονες), απαραίτητος για κάθε κέντρο κατά του καπνίσματος καθώς και κάθε κλινικό γιατρό που ενδιαφέρεται για τον ασθενή του. Δύναται να ανιχνεύσει τα πρώιμα σημεία ΧΑΠ και να βοηθήσει στην επίτευξη της θεραπείας.

Επιπροσθέτως, **ο καпноγράφος οξύμετρο** (σχήματα: 7.90, 7.91, 7.92.) αποτελεί την απόλυτα φορητή λύση για την μέτρηση και απεικόνιση του κορεσμού οξυγόνου στο αίμα (SpO_2) και των καρδιακών παλμών καθώς και για την ανίχνευση των αλλαγών του διοξειδίου του άνθρακα (CO_2) στους αεραγωγούς των διασωληνωμένων ασθενών. Τούτες οι λειτουργίες μπορούν να χρησιμοποιηθούν ξεχωριστά ή ταυτόχρονα. Ο καпноγράφος οξύμετρο προορίζεται για παρακολούθηση του κορεσμού οξυγόνου και των καρδιακών παλμών για ενήλικες, παιδιά, και νεογνά. Παράλληλα, ο καпноγράφος οξύμετρο δύναται να χρησιμοποιηθεί για τον επιτόπου έλεγχο ή την συνεχή παρακολούθηση, όταν χρησιμοποιείται από έναν επαγγελματία του τομέα της υγείας. Ενεργοποιείται άμεσα χωρίς την ανάγκη warm-up πράγμα που το καθιστά ιδανικό για χρήση σε νοσοκομεία και σε ιατρικές υπηρεσίες έκτακτης ανάγκης (EMS). Ο καпноγράφος οξύμετρο είναι ένας ανιχνευτής χειρός, που λειτουργεί με μπαταρία. Επίσης, αποτελεί μη επεμβατική συσκευή παρακολούθησης που διαθέτει οπτικούς και ακουστικούς δείκτες για την παρακολούθηση της κατάστασης του ασθενούς. Ο καпноγράφος οξύμετρο προσφέρει 90 ώρες συνεχούς εργασίας όταν χρησιμοποιείται για την παλμική οξυμετρία ή 20 ώρες όταν χρησιμοποιείται και για την ανίχνευση του CO_2 και για την παλμική οξυμετρία. Τέλος, δύναται να αποθηκεύσει δεδομένα 24 ωρών.



Σχήμα: 7.90.: Καпноγράφος οξύμετρο (φορητός) χρησιμοποιείται για την ακριβή μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου στο αίμα, των καρδιακών παλμών και την αντίγνωση CO₂.



Σχήμα: 7.91.: Καпноγράφος οξύμετρο (φορητός). Είναι ιδανικός για χρήση σε νοσοκομεία και σε ιατρικές υπηρεσίες έκτακτης ανάγκης (EMS).

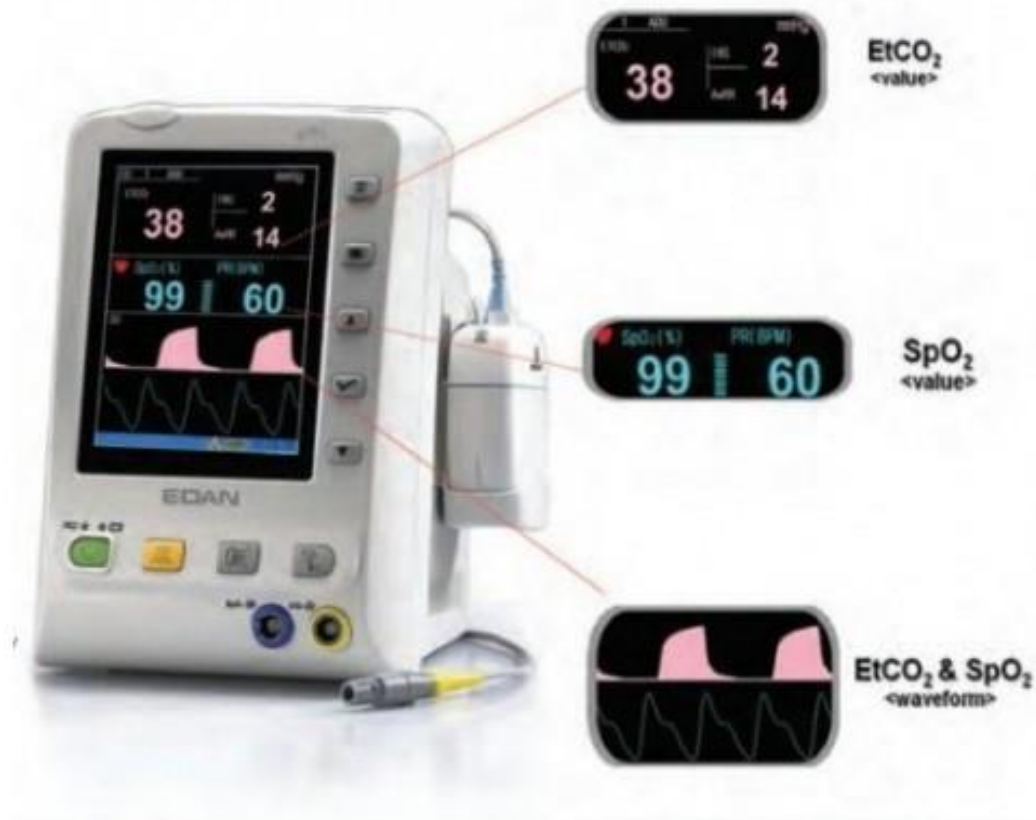


Σχήμα: 7.92.: Καπνογράφος οξύμετρο (φορητός) είναι ένας ανιχνευτής χειρός, που λειτουργεί με μπαταρία. Χρησιμοποιείται για την ακριβή μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου στο αίμα, των καρδιακών παλμών και την ανίχνευση CO₂. Διαθέτει αισθητήρα ενήλικου, αισθητήρα CO₂ και σωλήνες προσαρμογών αεραγωγών.

Στα σχήματα: 7.93., 7.94., 7.95., 7.96., 7.97., 7.98., 7.99., 7.100., 7.101., 7.102. που ακολουθούν παρακάτω απεικονίζονται διάφορα είδη καπνογράφων.



Σχήμα: 7.93.: Καπνογράφος monitor. Αποτελεί, την πιο σύγχρονη ολοκληρωμένη λύση για την συνεχή παρακολούθηση (monitoring) εκπνεόμενου EtCO₂. Παράλληλα, είναι κατάλληλο για μέτρηση σε ενήλικες, παιδιά και νεογνά στο ιδιωτικό ιατρείο ή στο νοσοκομείο. Διαθέτει την δυνατότητα σύνδεσης με κεντρικό σταθμό παρακολούθησης ενσύρματα ή ασύρματα με αμφίδρομη επικοινωνία.



Σχήμα: 7.94.: Καπνογράφος monitor. Αποτελεί, την πιο σύγχρονη ολοκληρωμένη λύση για την συνεχή παρακολούθηση (monitoring) εκπνεόμενου EtCO₂. Δυνατότητα μέτρησης σε διασωληνωμένους ή μη ασθενείς (Mainstream /Sidestream capnography). Καταγράφει τον κορεσμό του οξυγόνου SpO₂ (Οξυμετρία), τον καρδιακό παλμό, καθώς επίσης και τον ρυθμό αναπνοών των αεραγών (awRR).



Σχήμα: 7.95.: Καпноγράφος monitor. Αποτελεί, την πιο σύγχρονη ολοκληρωμένη λύση για την συνεχή παρακολούθηση (monitoring) εκπνεόμενου EtCO₂. Δυνατότητα μέτρησης σε διασωληνωμένους ή μη ασθενείς (Mainstream /Sidestream capnography). Καταγράφει τον κορεσμό του οξυγόνου SpO₂ (Οξυμετρία), τον καρδιακό παλμό, καθώς επίσης και τον ρυθμό αναπνοών των αεραγών (awRR). Άμεση εμφάνιση κυματομορφής καпноγραφίας σε 15 δευτερόλεπτα και πλήρη αποτελέσματα σε λίγα δευτερόλεπτα από τη στιγμή σύνδεσης με τον ασθενή, μέσω της τεχνολογίας LoFlo της Philips Respirationics.



Σχήμα: 7.96.: Καπνογράφος monitor. Αποτελεί, την πιο σύγχρονη ολοκληρωμένη λύση για την συνεχή παρακολούθηση (monitoring) εκπνεόμενου EtCO₂. Δυνατότητα μέτρησης σε διασωληνωμένους ή μη ασθενείς (Mainstream /Sidestream capnography) ταυτόχρονα με κορεσμό του οξυγόνου. Διαθέτει την δυνατότητα ανάκλησης των μετρήσεων σε μεταγενέστερο χρόνο.



Σχήμα: 7.97.: Σύστημα καπνογραφίας RespSense για απλή και γρήγορη παρακολούθηση εκπνεόμενου EtCO₂ (μερικής πίεσης), ιδανικό για την εντατική ή το ασθενοφόρο.



Σχήμα: 7.98.: Φορητός καπνογράφος RespSense είναι κατάλληλος για την εντατική, το ασθενοφόρο ή σε περιπτώσεις όπου είναι απαραίτητη η γρήγορη και απλή παρακολούθηση του EtCO₂.



Σχήμα: 7.99.: Καпноγράφος / οξύμετρο είναι ιδανικός για παρακολούθηση στην εντατική σε διασωληνωμένους ασθενείς, χάρη στον πρωτοποριακό του σχεδιασμό και την μεγάλη, ευκρινής οθόνη πολλαπλών παραμέτρων. Συνεχής παρακολούθηση κυματομορφών στην οθόνη, αντίγνωση αναπνευστικών δυσλειτουργιών και μέτρηση. Αισθητήρες SpO₂ και γραμμές δειγματοληψίας CO₂.



Σχήμα: 7.100.: Η οθόνη του καпноγράφου είναι LCD με οπίσθιο φωτισμό και διαθέτει αριθμητική ένδειξη καρδιακού παλμού και αναπνοών ασθενούς. Επίσης, αριθμητική ένδειξη EtCO₂ και SpO₂, εμφάνιση κυματομορφής 4 ωρών, καпноγραφία και πληθυσμογραφία. Οι συναγερμοί ειδοποιούν με ηχητικό σήμα και ένδειξη στην οθόνη. Η μεταφορά δεδομένων γίνεται διαμέσου σειριακής θύρας RS-232.



Σχήμα: 7.101.:Ο καπνογράφος $riCO$ Smokerlyzer είναι μια συσκευή παρακολούθησης του μονοξειδίου του άνθρακα (CO) στους πνεύμονες που λειτουργεί υποκινητικά κατά του καπνίσματος.



Σχήμα: 7.102.: Καπνογράφος piCO Smokerlyzer είναι συσκευή παρακολούθησης του μονοξειδίου του άνθρακα (CO) στους πνεύμονες (COppm) και το αίμα (COHb%).

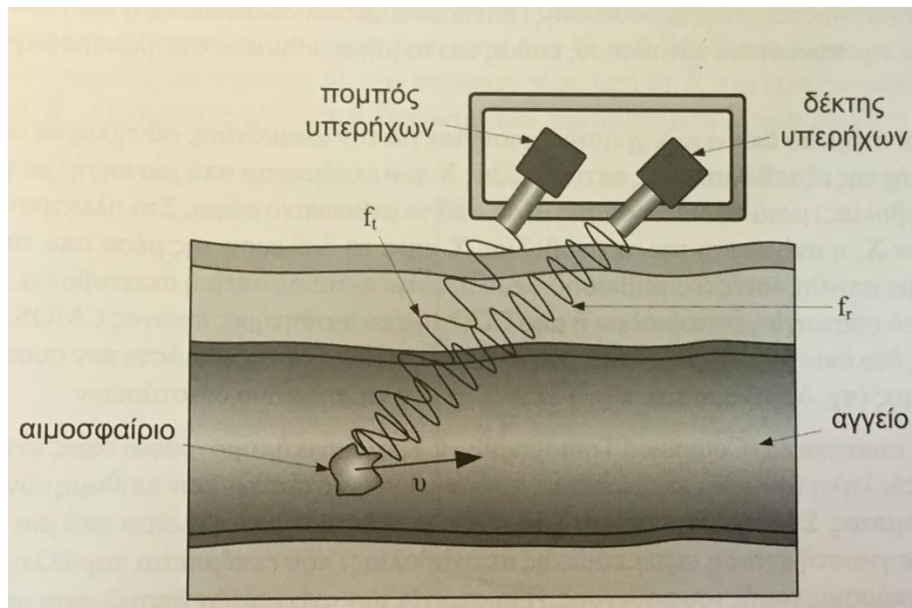
7.8.(2).Εφαρμογές της καпноγραφίας.

Κάποιες από τις εφαρμογές τις καпноγραφίας είναι οι κάτωθι:

1. Εκτίμηση της (μέσης αρτηριακής πίεσης CO_2) PaCO_2 , όχι όμως σε άτομα που πάσχουν από πνευμονικά νοσήματα.
2. Εκτίμηση του αερισμού υπολογίζοντας την απομάκρυνση CO_2 .
3. Εξακρίβωση της επιτυχούς διασωλήνωσης. Σε αποτυχία διασωλήνωσης της τραχείας ή τιμή της πίεσης ETCO_2 είναι πολύ μικρή ή μηδενική.
4. Υπολογισμός του νεκρού χώρου.
5. Υπολογισμός της βέλτιστης θετικής τελο-εκπνευστικής πίεσης (PEEP). Η PEEP είναι εκείνη με την οποία επαναστρατολογείται ο μέγιστος αριθμός λειτουργικών κυψελίδων χωρίς να υπερδιατείνονται οι ήδη ανοιχτές.
6. 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.
7. 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.

7.9. Μέτρηση ροής αίματος.

Καταρχάς, για τη μέτρηση της ροής του αίματος χρησιμοποιούνται οι αισθητήρες ροής που βασίζονται στο φαινόμενο Doppler. Έστω ότι υπάρχει μία πηγή κυμάτων συχνότητας f που διαδίδονται σε ένα μέσο με ταχύτητα u . Εάν, η πηγή ή ένας παρατηρητής ή και οι δύο κινούνται, τότε ο παρατηρητής αντιλαμβάνεται συχνότητα διαφορετική από την πραγματική. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται φαινόμενο Doppler. Στην περίπτωση της μέτρησης της ροής του αίματος ισχύουν τα εξής. Τα σωματίδια στα οποία ανακλώνται τα υπερηχητικά κύματα είναι τα ερυθρά αιμοσφαίρια του αίματος. Η σκέδαση των υπερήχων που οφείλεται στους ιστούς που περιβάλλουν την καρδιά και τα αγγεία δίνει συνήθως σήματα πολύ μεγαλύτερου πλάτους (από 20 dB έως 40 dB) από αυτά που προέρχονται από το κινούμενο αίμα, ενώ η ταχύτητα κίνησης των ιστών είναι συνήθως πολύ μικρότερη από αυτή του αίματος. Επίσης, στις **διαγνωστικές εφαρμογές των υπερήχων Doppler** χρησιμοποιούνται δύο **πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι**. Πιο συγκεκριμένα, ο ένας χρησιμοποιείται για την εκπομπή των υπερηχητικών κυμάτων και ο άλλος για τη λήψη των ανακλώμενων υπερήχων και την μετατροπή τους σε ηλεκτρικό σήμα, όπως παρουσιάζεται στο σχήμα: 7.103. που ακολουθεί παρακάτω.



Σχήμα: 7.103.: Μέτρηση ροής αίματος με αισθητήρα ροής που βασίζεται στο φαινόμενο Doppler.

Πιο αναλυτικά, όταν η εκπεμπόμενη υπερηχητική δέσμη περνά διαμέσου ενός αγγείου, προσπίπτει στα κινούμενα ερυθρά αιμοσφαίρια του αίματος που ρέει στο αγγείο αυτό και σκεδάζεται προς όλες τις διευθύνσεις. Η συχνότητα του υπερηχητικού κύματος που λαμβάνεται μεταβάλλεται σε σχέση με την αρχικά εκπεμπόμενη συχνότητα και η διαφορά τους εξαρτάται από την ταχύτητα και τη διεύθυνση κίνησης των ερυθρών αιμοσφαιρίων, σε σχέση με τον υπερηχητικό ανιχνευτή. Λόγω του ότι η ταχύτητα ροής του αίματος μεταβάλλεται ανάλογα με τον τύπο της αιματικής ροής (π.χ. από μηδέν στα τοιχώματα του αγγείου έως τη μέγιστη τιμή της στο κέντρο του αγγείου), αντίστοιχα μεταβάλλονται και οι συχνότητες των υπερηχητικών κυμάτων που λαμβάνονται. Με κατάλληλη επεξεργασία των τιμών μεταβολής της συχνότητας που λαμβάνονται (π.χ. με φασματική ανάλυση και σύγκριση του φάσματος που προκύπτει με γνωστά πρότυπα), υπολογίζονται παράμετροι όπως είναι η ταχύτητα ροής του αίματος και η ανατομία του αγγείου.

Τέλος, η συχνότητα εκπομπής, f_t , κυμαίνεται από 2 MHz έως 10 MHz και η ένταση των υπερηχητικών κυμάτων είναι στην περιοχή 100...400 mW/cm². Για την επιλογή της βέλτιστης συχνότητας λειτουργίας του συστήματος μέτρησης, λαμβάνεται υπόψιν ότι η απορρόφηση των υπερηχητικών κυμάτων από τα ερυθρά αιμοσφαίρια του αίματος αυξάνεται με την αύξηση της συχνότητας. Η μέγιστη ταχύτητα συστολικής ροής της καρδιάς και των αγγείων με μεγαλύτερες διαστάσεις κυμαίνεται από 0.5 m/s έως 1 m/s, με αποτέλεσμα η μεταβολή συχνότητας λόγω του φαινομένου Doppler, Δf , να κυμαίνεται από 1.3 kHz έως 13 kHz.

7.10. Καταγραφή σημάτων κίνησης.

Καταρχάς, με την πάροδο των χρόνων, η πρόοδος της τεχνολογίας έδωσε τη δυνατότητα να μελετηθούν με βιοϊατρικά σήματα και κινητικά προβλήματα. Η βασική απαίτηση αυτών των καταγραφών έγκειται στο γεγονός ότι η καταγραφή πρέπει να γίνει εν κινήσει. Έτσι, δημιουργήθηκαν φορητοί ανιχνευτές, τους οποίους ο ασθενής φέρει πάνω του τη στιγμή που κινείται. Παράλληλα, στη βελτίωση αυτών των καταγραφών συνέβαλε και η εξέλιξη των ασύρματων επικοινωνιών αλλά και της μικροηλεκτρονικής.

Πλέον σήμερα για τη μελέτη κινητικών προβλημάτων ο ασθενής φέρει επάνω του ένα σύνολο αισθητήρων σε πολλά σημεία του σώματός του, δίχως να απαιτούνται πολλαπλές καλωδιώσεις, οι οποίες από μόνες τους ενδεχομένως να δυσχεραίνουν και κατ' επέκτασιν να αλλοιώνουν την κίνηση του ασθενούς.

Πιο αναλυτικά, οι αισθητήρες μπορούν να είναι είτε τοποθετημένοι απευθείας στο σώμα του ασθενούς ή να είναι ενσωματωμένοι σε κάποια φορέσιμη διάταξη (π.χ. σε ένα γιλέκο, σε μια φόρμα κ.τ.λ.). Για την καταγραφή αξιοποιήσιμων σημάτων από την κίνηση ενός ασθενούς συνήθως επαρκούν τρεις διαφορετικοί αισθητήρες σε διάφορα σημεία του σώματος. Ένας **συνδυασμός επιταχυνσιόμετρων, γυροσκοπίων και γωνιόμετρων** μπορεί να αξιοποιηθεί, μετρώντας ταυτόχρονα την επιτάχυνση και την μεταβολή της διεύθυνσης των κινήσεων σε διάφορα σημεία του σώματος αλλά και τις γωνίες των κλειδώσεων.

Παράλληλα, η θέση που θα τοποθετηθούν οι ανιχνευτές κίνησης εξαρτάται αποκλειστικά από το ιατρικό ενδιαφέρον. Παραδείγματος χάρη, αν σκοπός είναι να **αναλυθεί η βάδιση ενός ασθενούς συνήθως τοποθετούνται τέσσερα επιταχυνσιομέτρα στα κάτω άκρα και ενδεχομένως να μην τοποθετηθούν καθόλου στα άνω άκρα.**

Στον αντίποδα, αν το ιατρικό ενδιαφέρον εστιάζει στη **μελέτη της εξέλιξης μιας νευροεκφυλιστικής ασθένειας**, η οποία πλήττει και τα άνω άκρα, όπως η νόσος του Πάρκινσον, τότε σίγουρα θα πρέπει να τοποθετηθούν αρκετοί αισθητήρες και στα άνω άκρα. Επίσης, τα γωνιόμετρα συνήθως τοποθετούνται σε σημεία του σώματος στα οποία, κατά την κίνηση καταγράφεται μεταβολή στην κλίση τους. Τέτοια σημεία είναι ο αγκώνας του χεριού, τα γόνατα, η μέση κ.ο.κ.

Ακόμη, τα σήματα τα οποία τελικά θα παραχθούν από τους αισθητήρες κίνησης μπορούν να ενταχθούν στα πολυκαναλικά μονοδιάστατα σήματα, δεδομένου ότι καταγράφονται ταυτόχρονα από μια σειρά αισθητήρων. Η φύση των σημάτων είναι και αυτή άμεσα εξαρτώμενη από το ιατρικό πεδίο, και βέβαια από το σημείο του σώματος, στο οποίο είναι τοποθετημένος ο αισθητήρας. Στην καταγραφή ενός επιταχυνσιόμετρου τοποθετημένου στο κάτω άκρο για την ανάλυση της βάδισης, είναι εύλογο ότι θα ληφθεί ένα περιοδικό σήμα, το οποίο θα αντιπροσωπεύει τον κύκλο βάδισης του ασθενούς. Σε ασθένειες νευρολογικής φύσεως όμως υπάρχουν

σήματα, τα οποία παρουσιάζουν περιοδικότητα αλλά και άλλα που δεν παρουσιάζουν.

Καταλήγοντας, λοιπόν οι δύο βασικές εφαρμογές σημάτων που προέρχονται από αισθητήρες κίνησης αφορούν την **παρακολούθηση ασθενών με νευρολογικής φύσεως προβλήματα** καθώς και με **κινητικά ορθοπαιδικά προβλήματα**.

Οι νευροεκφυλιστικές ασθένειες τα τελευταία χρόνια βρίσκονται στο επίκεντρο του ιατρικού ενδιαφέροντος. Είναι χρόνιες καταστάσεις οι οποίες χρήζουν συνεχούς παρακολούθησης με σκοπό να εξασφαλίζεται η ποιότητα ζωής του ασθενούς. Δύο χαρακτηριστικά παραδείγματα τέτοιων ασθενειών οι οποίες πλήττουν την κινησιολογία των ασθενών είναι η νόσος του Πάρκινσον και η σκλήρυνση κατά πλάκας, η οποία συγκαταλέγεται και στα αυτοάνοσα νοσήματα.

Στα ορθοπαιδικά προβλήματα συγκαταλέγονται τα εκ γενετής προβλήματα κίνησης ή προβλήματα τα οποία προήλθαν από τραυματισμό και παρακολουθείται η αποκατάστασή τους. Ιδιαίτερη έμφαση δίδεται στην παρακολούθηση της αποκατάστασης αθλητών. Βασικό εργαλείο αποτελεί η ανάλυση της βάρδισης των ασθενών. Ειδικά στην περίπτωση της αποκατάστασης ενός τραυματισμού, μπορεί να υπάρχουν από πριν τον τραυματισμό σήματα βάρδισης ώστε να χρησιμοποιηθούν ως σήματα αναφοράς.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ:8.

ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΕΣ, ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΕΣ ΚΑΙ ΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΕΣ ΣΥΣΚΕΥΕΣ.

8.1. Συστήματα ιατρικής διάγνωσης - Εισαγωγή.

Τα σύγχρονα συστήματα ιατρικής διάγνωσης χρησιμοποιούν εικόνες για την μεταφορά στον ιατρό της ανατομικής πληροφορίας που προσφέρουν. Συνήθως, οι εικόνες αναπαράγονται από εξειδικευμένο ηλεκτρονικό υπολογιστή, ώστε να είναι δυνατή η μαθηματική επεξεργασία τους. Βέβαια, η παλαιότερη και κλασική πλέον ακτινογραφία δημιουργεί εικόνες επάνω σε φωτογραφικό φιλμ, ενώ διάφορες άλλες τεχνικές χρησιμοποιούν κοινό φωτογραφικό χαρτί για να αποτυπώσουν την διαγνωστική πληροφορία. Ανεξάρτητα όμως από την μέθοδο ανάκτησης της, η διαγνωστική πληροφορία υπόκειται στους γενικούς νόμους της "εικόνας", δηλαδή έχει πεπερασμένη αναλυτικότητα, περιορισμένη δυναμική περιοχή απεικόνισης του πλάτους της πληροφορίας και ενδογενή θόρυβο.

Επιπλέον, οι "ηλεκτρονικές" εικόνες υπόκεινται στους νόμους της κβαντοποίησης πλάτους του αρχικού σήματος που χρησιμοποιήθηκε για την ψηφιοποίηση τους, καθώς επίσης εξαρτώνται και από την ακρίβεια με την οποία ο υπολογιστής εκτελεί τις πράξεις για την τελική ανακατασκευή τους. Εάν η ακτινογραφική εικόνα μεγεθυνθεί σημαντικά, τότε θα εμφανισθούν οι γνωστοί κόκκοι οι οποίοι προφανώς θα καθορίσουν την αναλυτικότητα της εικόνας και τον θόρυβο στην διαγνωστική πληροφορία. Εξ'άλλου, οι διαστάσεις της πηγής των ακτινών X και η πεπερασμένη ένταση της δέσμης τους, οριοθετούν τόσο την αναλυτικότητα όσο και τον θόρυβο της πληροφορίας που θα συνθέσει η εικόνα.

Όμοια, η εικόνα που προσφέρουν οι υπέρηχοι είναι περιορισμένη από την γωνιακή αναλυτικότητα του πιεζοηλεκτρικού μετατροπέα, η δε ποιότητα της εξαρτάται από την ικανότητα του συστήματος να ξεχωρίζει τα χρήσιμα από τα ανεπιθύμητα σήματα και τον θόρυβο.

Ωστόσο, όλα τα ιατρικά συστήματα διάγνωσης παράγουν εικόνες και η εικόνα μπορεί να μελετηθεί ανεξάρτητα από το μέσο που την αναπαράγει. Οι κάμερες που αναπαράγουν την εικόνα μπορούν να θεωρηθούν σαν συσκευές που αντιστοιχίζουν με συγκεκριμένους κανόνες την εικόνα από μία επιφάνεια σε μία άλλη.

8.2. Βιοϊατρική Εικόνα επιπέδου Γκρι.

Καταρχάς, σε μια βιοϊατρική εικόνα, αποτυπώνεται στο δισδιάστατο επίπεδο η κατάσταση ενός οργάνου του ανθρώπινου σώματος τη δεδομένη χρονική στιγμή. Η απεικόνιση της κατάστασης ενός οργάνου του ανθρώπινου σώματος είναι εύκολα αντιληπτό ότι μπορεί να προσδώσει πολύ μεγάλη δυναμική στο πεδίο της ιατρικής, κυρίως για διαγνωστικούς σκοπούς. Η μη επεμβατική πρακτική όμως είναι άρρηκτα συνδεδεμένη με την εξέλιξη άλλων επιστημών και κυρίως της φυσικής. Η πρόοδος της Φυσικής παρέχει τα μέσα για την απεικόνιση της κατάστασης του οργανισμού χωρίς να απαιτείται επέμβαση. Μάλιστα ιατρικές εφαρμογές κατά τις οποίες εξάγονται βιοϊατρικές εικόνες έκαναν την εμφάνισή τους, πριν ακόμα ξεκινήσει η καταγραφή και η επεξεργασία μονοδιάστατων σημάτων.

Σύμφωνα με τις φυσικές μεθόδους που χρησιμοποιούνται από τότε, προσδιορίζονται οι κατηγορίες βιοϊατρικής εικόνας. Έτσι μπορούμε να διακρίνουμε τις παρακάτω τέσσερις κατηγορίες:

- 1) Την ακτινογραφία (Radiography ή X-rays).
- 2) Την Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού ή Μαγνητική Τομογραφία (Magnetic Resonance Imaging – MRI).
- 3) Τον υπέρηχο (ultrasound).
- 4) Την πυρηνική απεικόνιση (Nuclear imaging).

Όλες οι παραπάνω περιπτώσεις βασίζονται στην απόκριση του ανθρωπίνου σώματος σε ερεθίσματα, όπως τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα ή τα ηχητικά κύματα. Η διαφορετική σύσταση των ανθρωπίνων οργάνων απεικονίζεται σε μια εικόνα επιπέδων του γκρι (grayscale). Κατά τον ίδιο τρόπο μπορούν να εντοπιστούν παθογενείς περιοχές σε ανθρώπινα όργανα από την παραπάνω απεικόνιση. Στις παραπάνω τέσσερις κατηγορίες βιοϊατρικής εικόνας επιπέδων του γκρι θα γίνει αναφορά στο παρόν κεφάλαιο.

8.3. Θερμογραφία.

Η θερμογραφία είναι μία μέθοδος απεικόνισης της κατανομής θερμοκρασίας διαφόρων περιοχών του σώματος. Πιο συγκεκριμένα, η μέθοδος βασίζεται στην ανίχνευση και καταγραφή της εκπεμπόμενης θερμικής ακτινοβολίας από το σώμα.

Το δέρμα του ανθρώπινου σώματος συμπεριφέρεται σχεδόν σαν μέλαν σώμα και εκπέμπει θερμική ενέργεια στην περιοχή της υπέρυθρης ακτινοβολίας ($\lambda = 10\mu$). Η ισχύς της εκπεμπόμενης ενέργειας είναι ανάλογη της τέταρτης δύναμης της θερμοκρασίας σύμφωνα με τον νόμο των Stefan – Boltzmann. Η θερμοκρασία του δέρματος επηρεάζεται από διάφορους παράγοντες όπως:

- 1) Από την ροή του αίματος στο δέρμα άρα και από κάθε αγγειακή μεταβολή.
- 2) Από τοπικές αντιδράσεις του δέρματος όπως νέκρωση ή ερυθρότητα.
- 3) Από την θερμότητα που μεταφέρεται στην επιφάνεια του σώματος από τα αιμοφόρα αγγεία ή με αγωγή μέσω των διαφόρων ιστών.

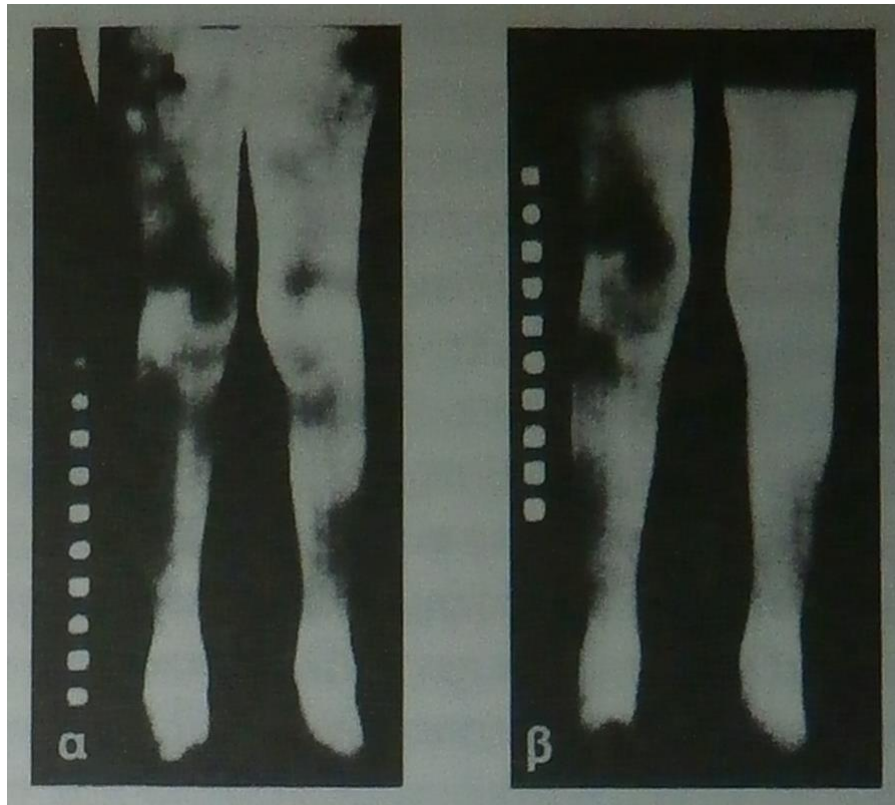
Ο θερμογράφος ανιχνεύει την θερμική ακτινοβολία που εκπέμπει το σώμα, την μετατρέπει σε ηλεκτρικό σήμα το οποίο μετά από ενίσχυση καταγράφεται. Οι θερμικές αντιθέσεις παρουσιάζονται ως αποχρώσεις του φαιού ή σε έγχρωμη κλίμακα. Είναι δυνατόν να ανιχνευθούν διαφορές μέχρι $0,1\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Η θερμοκρασία του δέρματος ποικίλει συναρτήσει της κυκλοφορίας του αίματος κάτω από το δέρμα, του μεταβολισμού των τοπικών βιολογικών μορφωμάτων, της τοπικής θερμικής αγωγιμότητας, της διαφοράς θερμοκρασίας μεταξύ του δέρματος και του περιβάλλοντος και της υγρασίας του δέρματος. Ατέλειες στην κυκλοφορία, ενεργοί όγκοι, αλλαγές στη δομή του σώματος και άλλα φαινόμενα, μπορεί να επηρεάσουν τη θερμοκρασία της επιφάνειας και από την διαφοροποίηση αυτή να

εξάγουμε χρήσιμες διαγνωστικές πληροφορίες. Τις μεταβολές και διαφοροποιήσεις αυτές καταγράφει η θερμογραφία για την εξαγωγή διαγνωστικών συμπερασμάτων. Τόσο η ψηλάφηση όσο και η κοινή θερμομέτρηση ενώ, μπορούν να ανιχνεύσουν θερμοκρασιακές διαφορές ή μεγάλης έκτασης αλλαγές, αδυνατούν να ανιχνεύσουν τα φαινόμενα μικρής έκτασης, όπως την θερμοκρασιακή βαθμίδωση των αιμοφόρων αγγείων κοντά στο δέρμα ή την θερμοκρασία μικρών μορφωμάτων. Οι όγκοι για παράδειγμα, είναι δυνατόν να μετατοπίσουν αγγεία από τις κανονικές τους θέσεις, με αποτέλεσμα την εμφάνιση σημαντικών αλλαγών στη θερμοκρασιακή βαθμίδωση των αγγείων, ακόμη και πριν την πλήρη τους απόφραξη.

Η θερμογραφία, λοιπόν, ως διαγνωστική μέθοδος χρησιμοποιείται κυρίως για τα εξής:

- 1) Ανίχνευση καρκίνου μαστού γιατί η αυξημένη αιμάτωση προκαλεί αύξηση της θερμοκρασίας.
- 2) Παθήσεις περιφερικών αγγείων γιατί οι περιοχές πλημμελούς αιματώσεως παρουσιάζονται ψυχρές και οι περιοχές αυξημένης αιματώσεως θερμές.
- 3) Παθήσεις που προκαλούν τοπικά φλεγμονή (π.χ. ρευματοειδής αρθρίτιδα). Στο σχήμα: 8.1. παρουσιάζεται μια θερμογραφία ενός ασθενούς με ρευματοειδή αρθρίτιδα.



Σχήμα: 8.1.: Θερμογραφία κάτω άκρων ασθενούς με ρευματοειδή αρθρίτιδα. Α): Πριν από τη θεραπεία. Β): Μετά από θεραπεία δύο εβδομάδων.

Ωστόσο, η αξιολογή αυτή διαγνωστική τεχνική, η θερμογραφία, είναι δυνατόν να δώσει έως και 20% λανθασμένα αποτελέσματα τόσο ως προς την ανίχνευση όσο και στην μη ανίχνευση καρκίνων του μαστού, όπου εφαρμόζεται κατά κύριο λόγο. Συνεπώς, η θετική ανίχνευση ενός όγκου πρέπει να επαληθευθεί και με άλλες ιατρικές διαγνωστικές τεχνικές.

8.3.(1). Αρχή λειτουργίας της θερμογραφίας .

Όσον αφορά, την αρχή λειτουργίας της θερμογραφίας ισχύουν τα ακόλουθα. Καταρχάς, οι ανιχνευτές θερμικών εικόνων λειτουργούν χρησιμοποιώντας δύο διαφορετικά φαινόμενα: είτε την θερμική ισορροπία, είτε την υπέρυθη φωτοαγωγιμότητα.

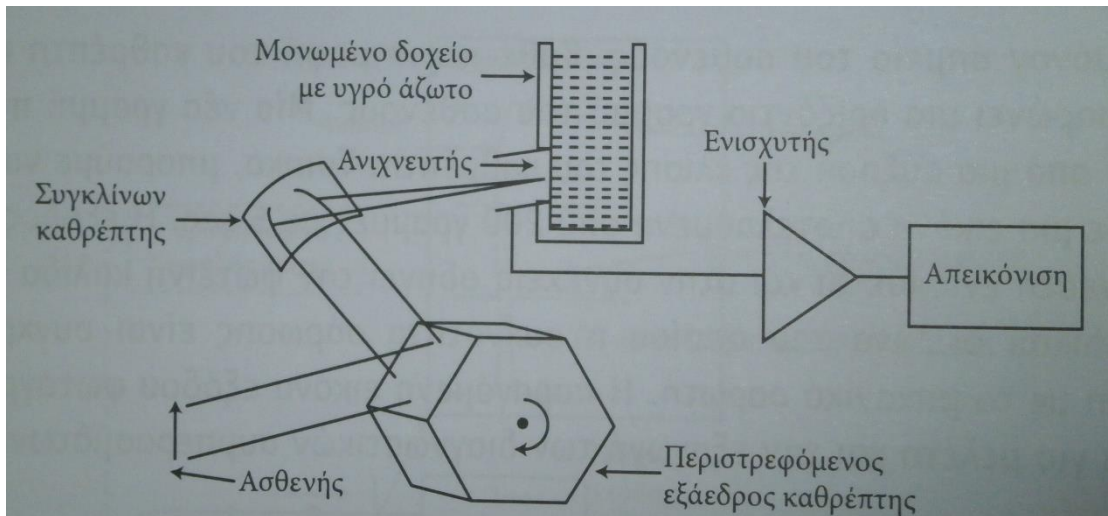
Το πρώτο φαινόμενο στηρίζεται στην αποκατάσταση μονοσήμαντης θερμικής ισορροπίας με την βοήθεια οπτικών φακών, μεταξύ της ακτινοβολούμενης από το σώμα και της απορροφούμενης θερμότητας από ειδικό φιλμ επιστρωμένο με λάδι. Η απεικόνιση γίνεται με φωτισμό του φιλμ από μονοχρωματική πηγή και διάκριση των θερμοκρασιών χάριν σε φαινόμενα συμβολής του φωτός εξαρτώμενα από το πάχος του λαδιού, το οποίο διαφοροποιείται από την τοπική θερμοκρασία του φιλμ. Οι αδυναμίες της μεθόδου είναι προφανείς λόγω των πολύ μικρών ενεργειακών μεγεθών που συμβάλλουν στην δημιουργία της εικόνας.

Πλέον διαδεδομένη είναι η χρήση μιας κάμερας vidicon, κατάλληλης για την ανίχνευση υπέρυθρης ακτινοβολίας. Και εδώ απαιτείται η θερμοκρασιακή ισορροπία του φωτοαγωγίου υποστρώματος με το ακτινοβολούν σώμα, μέσω του οπτικού συστήματος. Στην περίπτωση αυτή μετράται η ταχύτητα αποφόρτισης κάθε pixel του υποστρώματος, που αντιστοιχίζεται ευθέως στην θερμοκρασία του.

Τα κύρια προβλήματα πηγάζουν από την δυσκολία της υλοποίησης ενός υποστρώματος με ομοιογενή συμπεριφορά σε όλη του την επιφάνεια, καθώς και από τις μικρές ενεργειακές στάθμες που αναμένεται να δημιουργήσουν τις θερμοκρασιακές διαφοροποιήσεις στο υπόστρωμα, όπως και από την γενικά φτωχή ενεργειακή απόδοση των φακών του συστήματος. Για την αποφυγή του πρώτου προβλήματος χρησιμοποιείται ένας μόνον ανιχνευτής και ένα οπτικό σύστημα σάρωσης του σώματος.

Ο απλούστερος δυνατός μηχανικός σαρωτής αποτελείται από έναν εξάεδρο περιστρεφόμενο καθρέπτη, που μπορεί ταυτόχρονα να αλλάζει κλίση και να περιστρέφεται (σχήμα: 8.2.). Ο ανιχνευτής μέσα από το οπτικό σύστημα (φακός και καθρέπτες) είναι κάθε φορά εστιασμένος σε ένα μόνον σημείο του ασθενούς. Κάθε περιστροφή του καθρέπτη κατά 60° σαρώνει μια οριζόντια γραμμή του ασθενούς. Μία νέα γραμμή παράγεται από μια αύξηση της κλίσης του καθρέπτη. Τυπικά, μπορούμε να πάρουμε μια εικόνα αποτελούμενη από 200 γραμμές σε 5 sec. Η έξοδος του ανιχνευτή ενισχύεται και στην συνέχεια οδηγεί την φωτεινή κηλίδα ενός καθοδικού σωλήνα του οποίου η συχνότητα σάρωσης είναι συγχρονισμένη με το

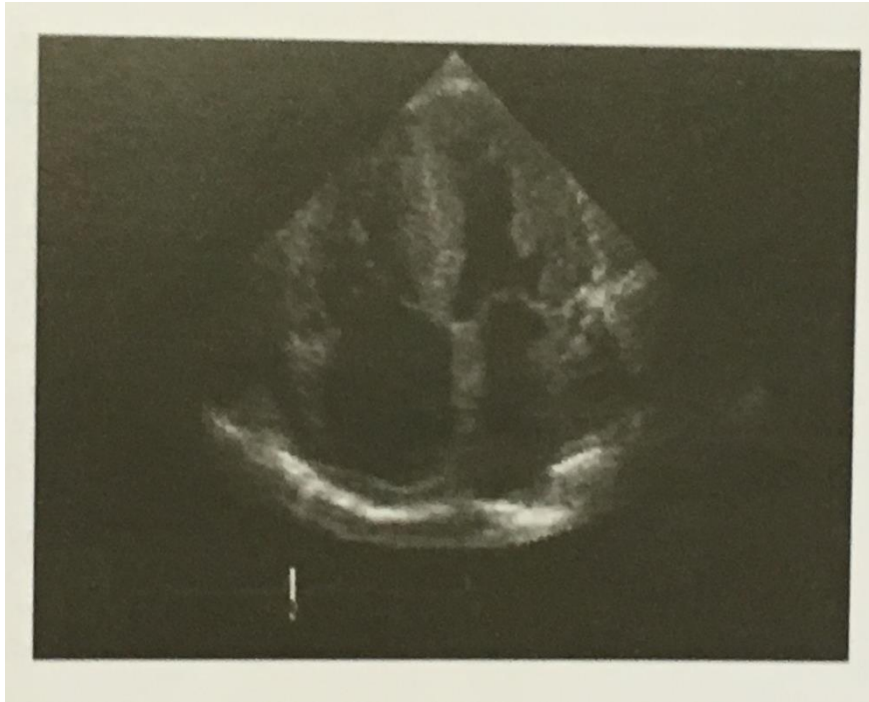
μηχανικό σαρωτή. Η παραγόμενη εικόνα εξόδου φωτογραφίζεται για μελέτη και την εξαγωγή των διαγνωστικών συμπερασμάτων.



Σχήμα: 8.2.: Σύστημα σάρωσης. Ο περιστρεφόμενος καθρέπτης σαρώνει τον ασθενή. Ο κοίλος καθρέπτης ανακλά την ακτινοβολία με την πρόσθια του επιφάνεια και είναι ικανός να λειτουργήσει σε μεγάλο εύρος μήκων κύματος. Ωστόσο η απόδοση ενός τέτοιου συστήματος δεν είναι πολύ υψηλή εξαιτίας του εκ κατασκευής μικρού διαφράγματος του.

8.4. Φωνοκαρδιογράφημα (ΦΚΓ).

Καταρχάς, η τεχνική καταγραφή της κλινικής κατάστασης της καρδιάς μέσω εκπομπής υπερήχων (ultrasound) πραγματοποιείται μέσω ηχοκαρδιογράφου. Πιο αναλυτικά, ο ηχοκαρδιογράφος έχει την ίδια αρχή λειτουργίας με τον υπέρηχο απεικόνισης και χρησιμοποιείται για να απεικονίσει την κίνηση του τοιχώματος της καρδιάς και των καρδιακών βαλβίδων (σχήμα: 8.3.). Το φωνοκαρδιογράφημα (ΦΚΓ) είναι η καταγραφή ήχων που δημιουργούνται από την καρδιά και τις μεγαλύτερες αρτηρίες της.



Σχήμα: 8.3.: Απεικόνιση καρδιάς μέσω ηχοκαρδιογράφου.

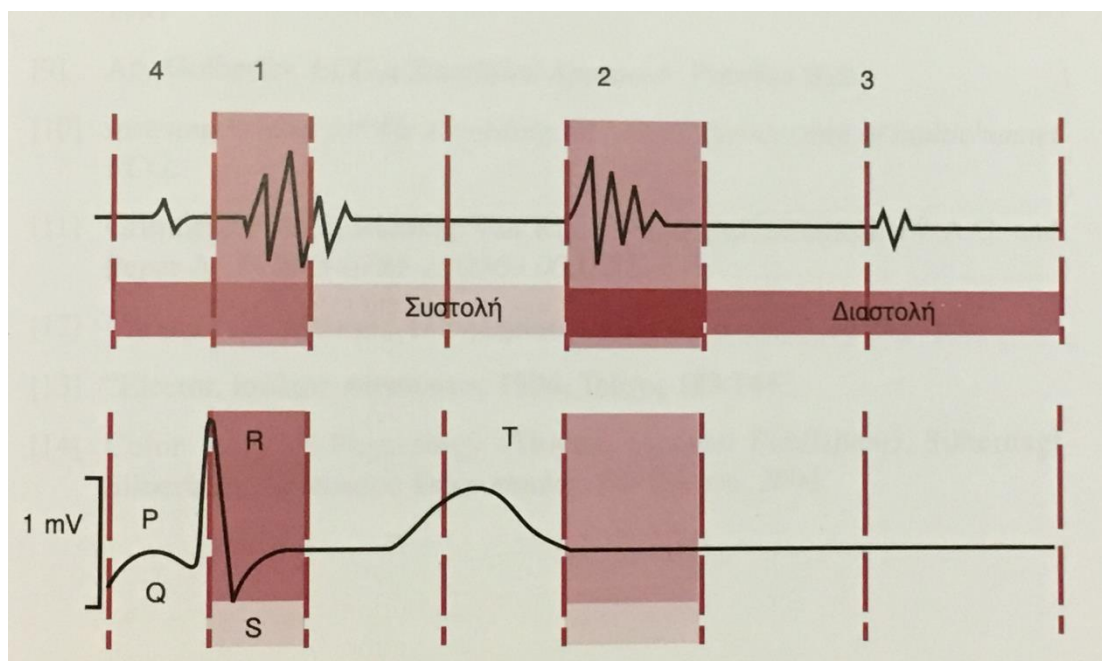
Πιο συγκεκριμένα, το ΦΚΓ εφαρμόζεται με επεμβατικές μεθόδους, σύμφωνα με τις οποίες μικρόφωνο τοποθετείται στην καρδιά και τις γειτονικές αρτηρίες. Επιπλέον, δύναται να εφαρμοστεί μη επεμβατικά με τοποθέτηση μικροφώνων στην επιφάνεια του σώματος και γύρω από την καρδιά.

Στη συνέχεια, οι ήχοι που καταγράφονται πάνω στην επιφάνεια του σώματος έχουν εύρος ζώνης 20 – 1.000 Hz και εξαρτώνται από τα παρακάτω:

- 1) Την ευαισθησία τους,
- 2) Τις ακουστικές εκπομπές των γειτονικών ιστών με την καρδιά,
- 3) Το σημείο στο οποίο βρίσκεται η πηγή.

Επιπλέον, στο σχήμα: 8.4. που ακολουθεί παρακάτω, απεικονίζονται οι τέσσερις κατηγορίες στις οποίες χωρίζονται οι γνωστότεροι ήχοι που παράγουν οι κτύποι της καρδιάς. Παράλληλα, οι τέσσερις κατηγορίες των πιο διαδεδομένων ήχων που παράγουν οι κτύποι της καρδιάς είναι οι κάτωθι:

- **Πρώτος καρδιακός ήχος.** Ο πρώτος καρδιακός ήχος προέρχεται από τη συστολή των κοιλιών και της μιτροειδούς βαλβίδας. Η διάρκεια του ήχου είναι 100 με 120 msec.
- **Δεύτερος καρδιακός ήχος.** Ο συγκεκριμένος ήχος παράγεται από την τριγλώχινα βαλβίδα. Από αυτό το σήμα ανιχνεύονται δύο συνιστώσες. Πιο συγκεκριμένα μία από την αορτή και μια από τις φλέβες των πνευμόνων.
- **Τρίτος καρδιακός ήχος.** Η πηγή παραγωγής αυτού του ήχου δεν έχει ακόμη βρεθεί. Είναι ένα χαμηλής συχνότητας σήμα (20 με 70 Hz) με εύρος που παράγεται κατά τη διάρκεια των κοιλιακών συστολών σε έκτοπους παλμούς. Αυτός ο ήχος διαρκεί 40 με 50 msec.
- **Τέταρτος καρδιακός ήχος.** Ο ήχος αυτός παράγεται κατά τη διάρκεια των κολλικών συσπάσεων. Σε διάρκεια και εύρος ζώνης είναι ίδιος με τον τρίτο ήχο.
- **Διαταραχές του καρδιακού ήχου.** Η διαγνωστική αξία του φωνοκαρδιογραφήματος πηγάζει από την ικανότητα της ανάλυσης του σήματος που αυτό δίνει σε παθολογικές περιπτώσεις. Τέτοιες παθολογικές διαταραχές παρουσιάζονται σε διάφορες μορφές. Οι σημαντικότερες εμφανίζουν μεταβολές στη διασπορά του σήματος στο χρόνο, τη μείωση του εύρους ζώνης του και στην πυκνότητά του.



Σχήμα:8.4.: Άνω τμήμα: Φωνοκαρδιογράφημα. Κάτω τμήμα: Ηλεκτροκαρδιογράφημα.

8.5. Υπερηχογράφημα.

Γενικά, τόσο οι ιστοί, όσο και τα όργανα του ανθρώπινου σώματος είναι καλοί αγωγοί των ηχητικών κυμάτων. Πιο συγκεκριμένα, οι ιδιότητες απορρόφησης είναι τέτοιες ώστε ένα ηχητικό κύμα του οποίου η αρχική ένταση θεωρείται βιολογικά ασφαλής είναι ακόμη ανιχνεύσιμο αφού έχει διασχίσει 20 έως 30 cm ανθρώπινων ιστών.

Ο *υπέρηχος* (ultrasound) *απεικόνισης* αποτελεί μια ευρέως χρησιμοποιούμενη ιατρική διαγνωστική τεχνική που *βασίζεται στην εκπομπή και λήψη παλμών υπερήχων*. Πιο συγκεκριμένα, ο παλμός που ανακλάται από τη δομή του σώματος, επιστρέφει στο δέκτη με ποσοστό εξασθένησης το οποίο ανιχνεύεται και απεικονίζεται σε μια οθόνη.

Μία υπερηχογραφία δύναται να ενισχύσει τη διακριτική της ικανότητα εκμεταλλευόμενη το φαινόμενο Doppler. Τούτο δύναται να συμβεί κυρίως, όταν υπάρχει κίνηση στο προς απεικόνιση αντικείμενο. Πιο αναλυτικά, σύμφωνα με το φαινόμενο Doppler, όταν από μια πηγή εκπέμπεται μια δέσμη υπερήχων προς ένα κινούμενο αντικείμενο, οι υπέρηχοι που λαμβάνονται λόγω ανακλάσεως στο αντικείμενο έχουν διαφορά στη συχνότητα σε σχέση με την αρχική δέσμη που εξέπεμψε η πηγή. Η διαφορά αυτή στη συχνότητα είναι απόρροια της σχετικής ταχύτητας μεταξύ της πηγής και του αντικειμένου, και βέβαια είναι μετρήσιμη.

Διενεργώντας λοιπόν, μέτρηση στη διαφορά της συχνότητάς του αρχικού σήματος σε σχέση με τη συχνότητα του ανακλώμενου δύναται να προσδιοριστεί η κίνηση ενός αντικειμένου.

Επιπροσθέτως, ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα, κατά το οποίο το φαινόμενο Doppler γίνεται αντιληπτό από τον άνθρωπο είναι το παράδειγμα του ασθενοφόρου. Πιο συγκεκριμένα, όταν ένα ασθενοφόρο πλησιάζει με τη σειρά του σε λειτουργία κάποιον άνθρωπο, ο άνθρωπος διακρίνει έναν υψίσυχο ήχο. Την στιγμή που το ασθενοφόρο περνά από δίπλα του και στη συνέχεια απομακρύνεται από αυτόν, η σειρά του είναι εμφανώς λιγότερο υψίσυχη. Κατ' αυτόν τον τρόπο και η υπερηχογραφία έχει τη δυνατότητα να εντοπίζει την κίνηση του αντικειμένου όπως για παράδειγμα, ενός εμβρύου ή της παλμικής κίνησης της καρδιάς. Προκειμένου να καταστεί αυτό δυνατό ένας πιεζοηλεκτρικός μετατροπέας τοποθετείται σε καλή ηχητική επαφή με την επιφάνεια του δέρματος του ασθενή.

Ο πιεζοηλεκτρικός μετατροπέας διεγείρεται παλμικά με αποτέλεσμα την δόνηση του για σύντομο διάστημα στη συχνότητα συντονισμού του. Όπως και σε μια κεραία ραδιοφωνικής μετάδοσης, η προκύπτουσα ηχητική ακτινοβολία έχει μια περιοχή εγγύς πεδίου του οποίου οι ιδιότητες είναι σύνθετες και μια περιοχή μακρινού πεδίου του οποίου οι ιδιότητες είναι σχετικά απλές. Είναι η στενά ορισμένη δέσμη του μακρινού πεδίου, η οποία αποτελεί το βασικό εργαλείο απεικόνισης.

Όταν η συγκεκριμένη δέσμη διασχίσει το όριο μεταξύ δύο περιοχών με διαφορετικές ακουστικές ιδιότητες, το όριο αντανακλά μικρό κλάσμα της προσπίπτουσας δέσμης. Ο ίδιος μετατροπέας ανιχνεύει αυτή την ανακλώμενη ακτινοβολία, δεδομένου ότι εκπέμπει τον παλμό με ρυθμό τέτοιο, ώστε τα ανακλώμενα κύματα από τα περισσότερο απομακρυσμένα μέρη να λαμβάνονται πριν την μετάδοση ενός νέου παλμού. Προκειμένου να αποφευχθούν τα προβλήματα που οφείλονται στη σύνθετη φύση του εγγύς πεδίου, ο μετατροπέας είναι σχεδιασμένος έτσι ώστε ο δέκτης να ενεργοποιείται μόνο αφού έχουν περάσει οι ανακλάσεις που αντιστοιχούν στο εγγύς πεδίο.

Εν κατακλείδι, οι πλέον σημαντικές εφαρμογές της απεικονιστικής μεθόδου της υπερηχογραφίας στην ιατρική είναι οι κάτωθι:

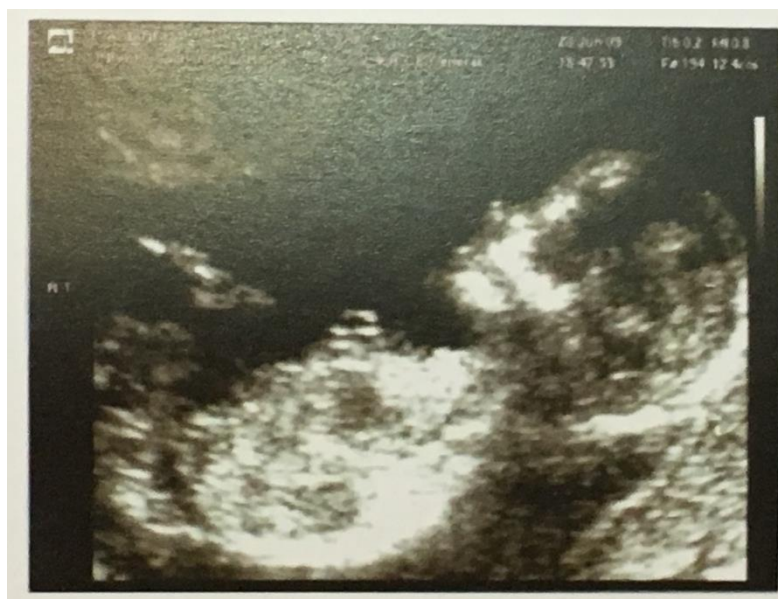
1. Η **υπερηχογραφία της κύησης** (σχήμα: 8.5.) αποτελεί την πιο διαδεδομένη εφαρμογή της υπερηχογραφίας. Το γεγονός αυτό είναι εύλογο δεδομένου ότι οι εγκυμονούσες είναι η ομάδα υψηλότερου κινδύνου του πληθυσμού για την έκθεση στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Ως εκ τούτου η υπερηχογραφία είναι ενδεδειγμένη επιλογή ως μεθόδου απεικόνισης του εμβρύου. Η εξέταση είναι πλέον μια εξέταση ρουτίνας που αποσκοπεί στη συνεχή παρακολούθηση του εμβρύου. Έτσι, ένας γυναικολόγος μέσω του υπερηχογραφήματος εξετάζει το έμβρυο στη μήτρα (σχήματα: 8.6., 8.7.). Με αυτό τον τρόπο μπορούν να διαπιστωθούν δυσπλασίες του εμβρύου, καθώς επίσης και η προδιάθεση του να αναπτύξει διάφορες άλλες παθολογικές καταστάσεις.



Σχήμα: 8.5.: Διενέργεια υπερηχογραφίας της κύησης και απεικόνιση.

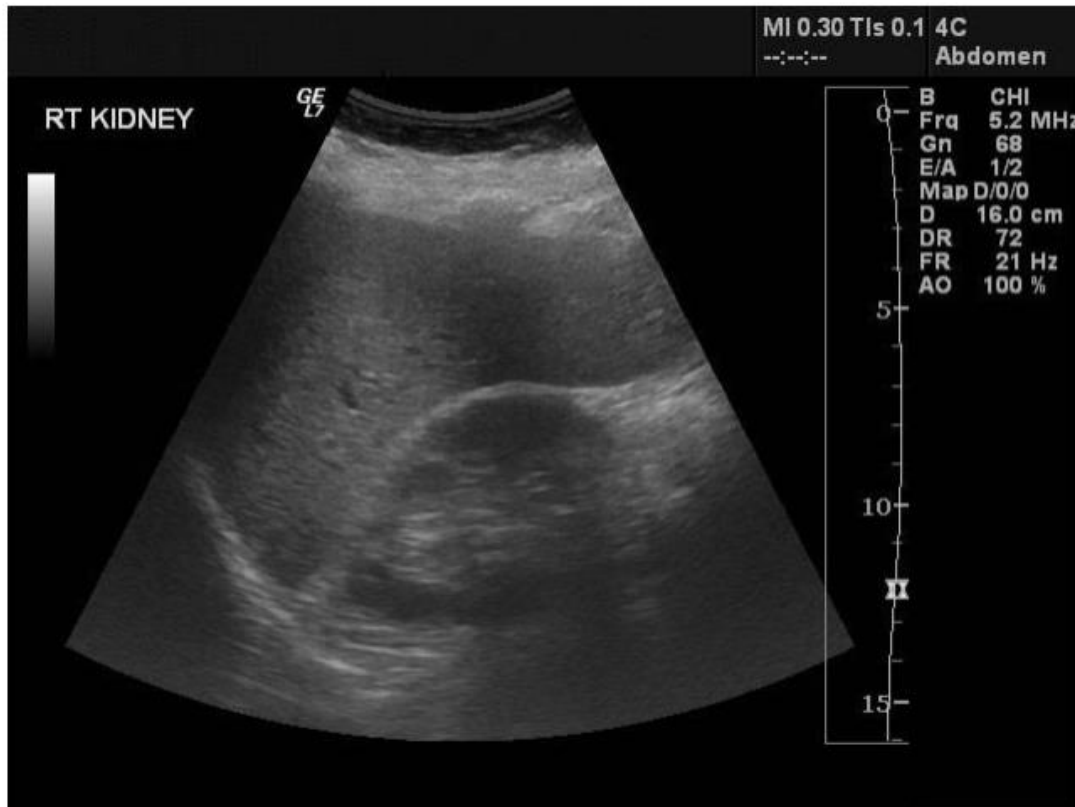


Σχήμα: 8.6.: Απεικόνιση εμβρύου από υπερηχογράφο.



Σχήμα: 8.7.: Απεικόνιση εμβρύου από υπερηχογράφο.

2. Μια άλλη εφαρμογή της υπερηχογραφίας αφορά στον έλεγχο των νεφρών (σχήμα: 8.8.) και του ουροποιητικού συστήματος. Σε αυτό συμπεριλαμβάνεται ο έλεγχος της ουροδόχου κύστης για ευρήματα, όπως όγκοι αλλά και η εξέταση του προστάτη.



Σχήμα: 8.8.: Υπερηχογραφία νεφρού.

3. Τέλος, πολύ σημαντική είναι η συνεισφορά της υπερηχογραφίας στον προληπτικό έλεγχο των μαστών. Δεδομένου ότι ο προληπτικός έλεγχος των μαστών απαιτεί ελέγχους ανά τακτά χρονικά διαστήματα είναι σκόπιμο να αποφεύγεται η σωρευτική έκθεση στην ακτινοβολία από τις αλληπάλληλες ακτινογραφίες. Η υπερηχογραφία αποτελεί μια μέθοδο μη επιβλαβής για τον οργανισμό καθώς δε γίνεται χρήση ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, ενώ παράλληλα έχει χαμηλό κόστος και άμεσα αποτελέσματα. Με την εξέλιξη μάλιστα της τεχνολογίας η υπερηχογραφία διαρκώς βελτιώνει την αξιοπιστία της ως διαγνωστικό μέσο.

8.6. Θερμοκοιτίδες νεογνών.

Καταρχάς, η φροντίδα των πρόωρων νεογέννητων απαιτεί συχνά να βρίσκονται σε ένα περιβάλλον στο οποίο η θερμοκρασία είναι ανεβασμένη και ελέγχεται, διότι τα νεογέννητα είναι ανίκανα να ρυθμίσουν τη θερμοκρασία τους. Επίσης, οι απαιτήσεις για οξυγόνο (O_2) είναι ελαχιστοποιημένες όταν τα νεογέννητα κρατούνται σε θάλαμο ο οποίος διατηρείται σε καθορισμένο εύρος θερμοκρασίας. Γεγονός πολύ σημαντικό για τα πρόωρα νεογέννητα, αφού εκείνα είναι πιο ευαίσθητα στα αναπνευστικά προβλήματα από τα κανονικής κύησης νεογνά. Αυτό οφείλεται στο ότι οι πνεύμονές τους ενδέχεται να μην είναι ικανοί να παρέχουν αρκετό οξυγόνο για την αντιμετώπιση των αυξημένων αναγκών τους. Οι θερμοκοιτίδες νεογνών (σχήμα: 8.9.) λοιπόν, διατηρούν τέτοια περιβάλλοντα ελεγχόμενης – θερμοκρασίας.

Στις σύγχρονες μονάδες η θερμοκρασία ελέγχεται με ένα σύστημα ελέγχου αναλογίας. Ωστόσο, μερικές θερμοκοιτίδες αντί να ελέγχουν την θερμοκρασία του αέρα άμεσα, χρησιμοποιούν τη θερμοκρασία του δέρματος του νεογνού ως παράμετρο ελέγχου.

Πιο αναλυτικά, ένα θερμίστορ τοποθετείται επάνω στο δέρμα του νεογνού και ένας ελεγκτής ρυθμίζεται να διατηρεί το δέρμα του νεογνού σε μια καθορισμένη θερμοκρασία. Σε περίπτωση, που το νεογέννητο έχει χαμηλότερη θερμοκρασία από το σημείο επιλογής, ο αέρας που εισέρχεται στο θάλαμο της θερμοκοιτίδας θερμαίνεται σε βαθμό ανάλογο της διαφοράς μεταξύ της επιλεγμένης θερμοκρασίας και της πραγματικής θερμοκρασίας του νεογνού.



Σχήμα: 8.9.: Θερμοκοιτίδες νεογνών.



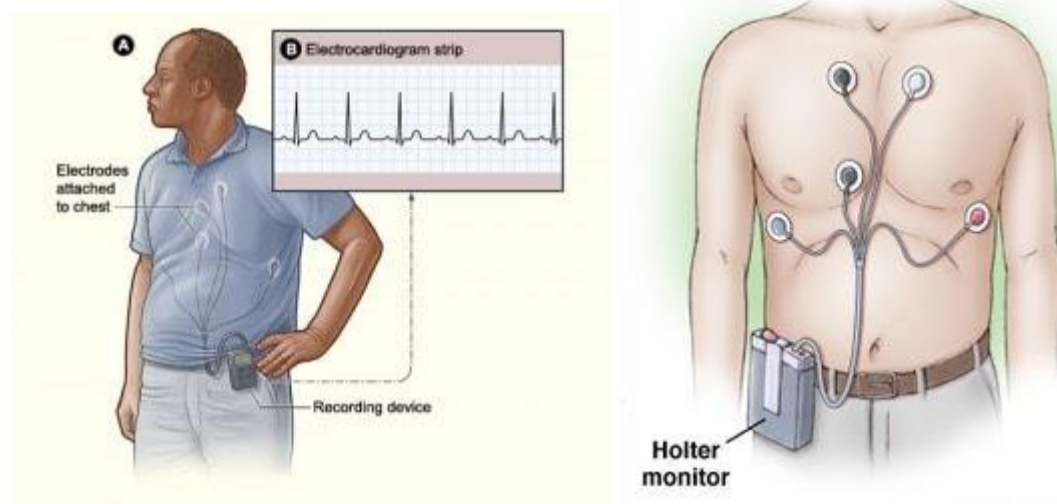
Σχήμα: 8.10.: Θερμοκοιτίδα Εντατικής Θεραπείας Νεογνών.



Σχήμα: 8.11.: Θερμοκοιτίδα μεταφοράς νεογνών διαθέτει ηλεκτρονικό σύστημα ελέγχου θερμοκρασίας αέρος και δέρματος.

8.7.Περιπατητική ηλεκτροκαρδιογραφία (Holter ρυθμού 24 ώρου).

Καταρχάς, η περιπατητική ηλεκτροκαρδιογραφία (σχήμα: 8.12.) αποτελεί μια εξέταση με την οποία υφίσταται η δυνατότητα καταγραφής ηλεκτροκαρδιογραφήματος επί ένα 24ωρο. Χάριν της εξέλιξης της τεχνολογίας υπάρχουν συσκευές πολύ μικρού μεγέθους και βάρους, ψηφιακές με δύο μικρές μπαταρίες τύπου AAA και μια Flashcard μεγάλης χωρητικότητας, προκειμένου να μπορούν να καταγράφουν και να επεξεργάζονται ταυτόχρονα σε πραγματικό χρόνο το λαμβανόμενο ηλεκτροκαρδιογράφημα, ώστε με το πέρας της εξέτασης και αφού «διαβαστεί» από τον υπολογιστή που έχει το αντίστοιχο πρόγραμμα (software) να δώσει στον καρδιολόγο τις πληροφορίες που θέλει προκειμένου να προβεί στη διάγνωση και να προχωρήσει στην κατάλληλη θεραπεία. το Holter ρυθμού



Σχήμα: 8.12.: Περιπατητική ηλεκτροκαρδιογραφία (Holter ρυθμού 24 ώρου).

Πιο αναλυτικά, το holter ρυθμού 24 ώρου είναι μια ηλεκτρονική συσκευή αρκετά μικρών διαστάσεων από την οποία εξέρχεται μια δεσμίδα 5-7 καλωδίων τα οποία καταλήγουν στους αντίστοιχους ακροδέκτες - στα ηλεκτρόδια. Οι τελευταίοι με ειδικά αυτοκόλλητα προσαρμόζονται σε συγκεκριμένες θέσεις στο θώρακα του ασθενούς. Η συσκευή με μία ειδική ζώνη προσδένεται στη μέση συνήθως του ασθενούς. **Ο ασθενής, με τη συσκευή να καταγράφει το ηλεκτροκαρδιογράφημά του, πραγματοποιεί τις καθημερινές του δραστηριότητες.** Παράλληλα μπορεί να κρατάει σημειώσεις σχετικά με την ώρα που έκανε κάποιο περίπατο ή που ένιωσε κάποιο σύμπτωμα. Ειδικά για το τελευταίο η συσκευή διαθέτει ειδικό κουμπί, το οποίο και πατάει ο ασθενής όταν νιώσει το σύμπτωμα για το οποίο γίνεται η διερεύνηση. Κατά την ανάγνωση της καταγραφής ο ιατρός εντοπίζει ακριβώς τη στιγμή που ο ασθενής ένιωσε το σύμπτωμα και αξιολογεί αν αυτό προκλήθηκε από την καρδιά του ασθενούς ή όχι. Στα σχήματα: 8.13., 8.14., 8.15., 8.16. και 8.17. που

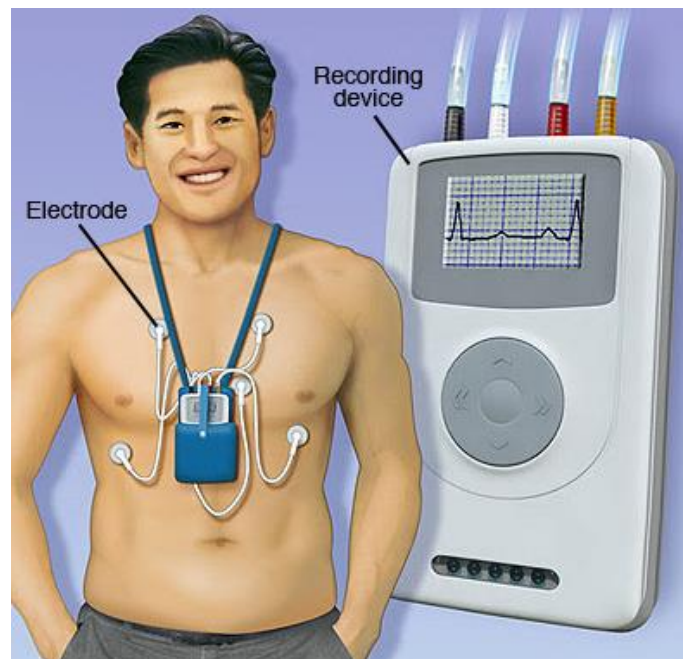
ακολουθούν παρακάτω απεικονίζονται συσκευές holter ρυθμού 24 ώρου και ηλεκτροκαρδιογραφήματα.

Επίσης, η συγκεκριμένη εξέταση *διενεργείται* για της ακόλουθες *περιπτώσεις*:

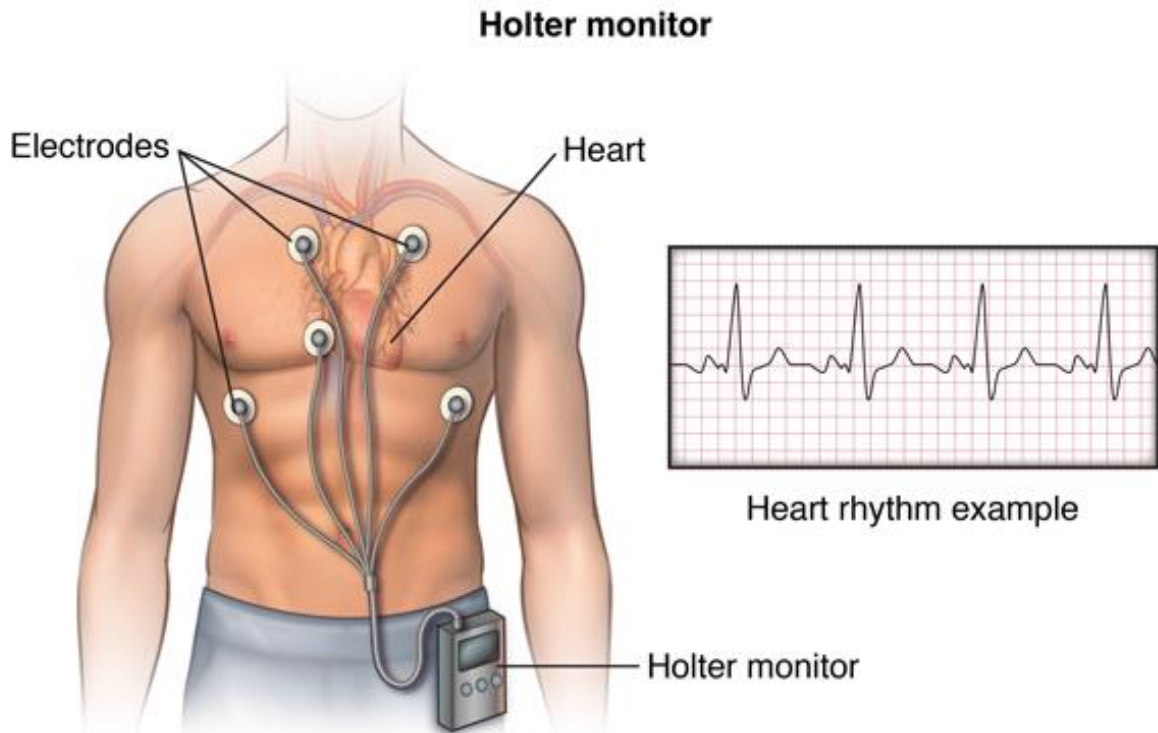
- 1) **Σε περίπτωση αρρυθμιών.** Οι αρρυθμίες δύναται να προκαλέσουν στον ασθενή αίσθημα παλμών (χτύπων στο πρόσθιο θωρακικό τοίχωμα), ζάλη, ατονία, αίσθημα αφανισμού, σκοτοδίνη, λιποθυμικό επεισόδιο. Εδώ πρέπει να τονιστεί ότι η ζάλη που προέρχεται από τις καρδιακές αρρυθμίες μπορεί να έχει μεγάλη διάρκεια, αλλά μπορεί και να είναι στιγμιαία με διάρκεια ελαχίστων δευτερολέπτων.
- 2) **Σε περίπτωση διερεύνησης για στεφανιαία νόσο.** Η ένδειξη για την εξέταση σε αυτή την περίπτωση είναι λιγότερο ισχυρή. Αν εντοπιστούν ενδείξεις ισχαιμίας κατά την εξέταση είναι ένα αξιόπιστο εύρημα. Αν όμως δεν εντοπιστεί ισχαιμία σε καμιά περίπτωση δεν βγαίνει διάγνωση ότι ο ασθενής είναι υγιής. Στην περίπτωση αυτή αν υπάρχει ισχυρή υποψία γίνεται διαστρωμάτωση κινδύνου του ασθενούς και κατόπιν επιλέγεται η κατάλληλη εξέταση για τη διερεύνησή του.

Οι εφαρμογές του holter ρυθμού *στο πεδίο τις πρόληψης* είναι οι εξής:

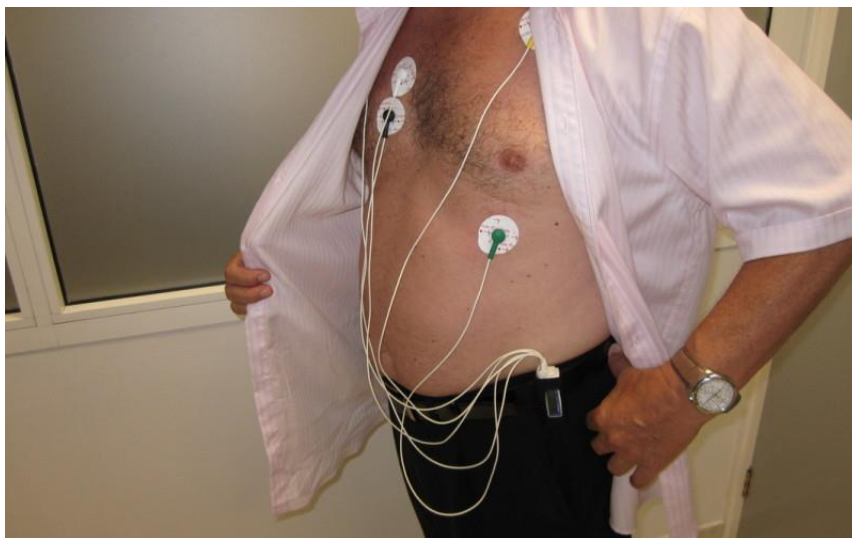
- 1) Η πρόληψη των αγγειακών εγκεφαλικών επεισοδίων στους ηλικιωμένους ασθενείς.
- 2) Ο εντοπισμός των επεισοδίων επικίνδυνων αρρυθμιών σε ασθενείς που έχουν περάσει έμφραγμα του μυοκαρδίου ή που έχουν χειρουργηθεί για συγγενείς καρδιοπάθειες στην παιδική τους ηλικία.



Σχήμα: 8.13.: Περιπατητική ηλεκτροκαρδιογραφία (Holter ρυθμού 24 ώρου).



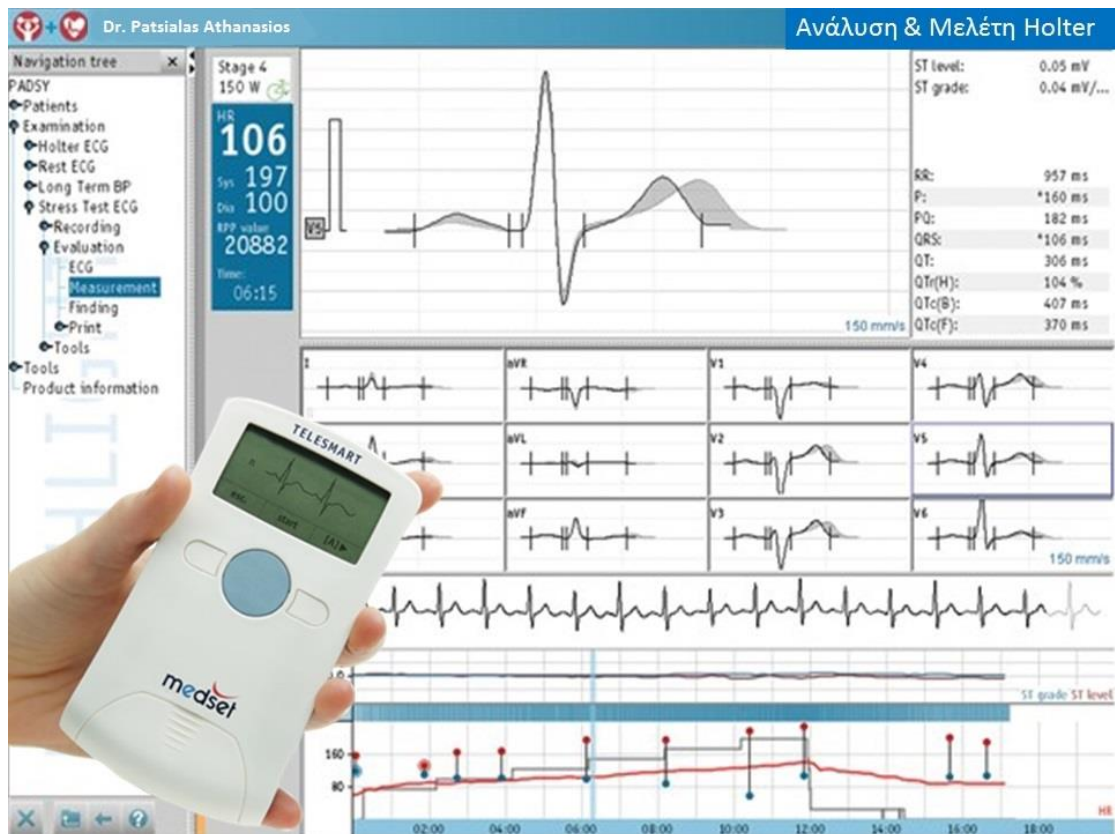
Σχήμα: 8.14.: Περιπατητική ηλεκτροκαρδιογραφία (Holter ρυθμού 24 ώρου). Ο ασθενής, με τη συσκευή να καταγράφει το ηλεκτροκαρδιογράφημά του, πραγματοποιεί τις καθημερινές του δραστηριότητες.



Σχήμα: 8.15.: Περιπατητική ηλεκτροκαρδιογραφία (Holter ρυθμού 24 ώρου) - εφαρμογή του Holter, στον ασθενή στο χώρο του ιατρείου.



Σχήμα: 8.16.: Ηλεκτρονική συσκευή holter ρυθμού 24 ώρου.



Σχήμα: 8.17.: Ανάλυση δεδομένων απο την εξέταση που διενεργήθηκε με την ηλεκτρονική συσκευή holter ρυθμού 24 ώρου.

8.8. Δοκιμασία Κοπώσεως (stress test).

Καταρχάς, η κλασική ηλεκτροκαρδιογραφική (ΗΚΓ) δοκιμασία κόπωσης σε τάπητα εξακολουθεί να αποτελεί ένα διαχρονικά χρήσιμο διαγνωστικό εργαλείο για τον καρδιολόγο παρά τη ραγδαία ανάπτυξη των απεικονιστικών μεθόδων εκτίμησης της στεφανιαίας νόσου. Η δοκιμασία κοπώσεως είναι μια απλή, αναίμακτη εξέταση, που συμβάλλει στη διάγνωση και παρακολούθηση της στεφανιαίας νόσου. Τα δύο κύρια χαρακτηριστικά της δοκιμασίας κοπώσεως είναι η εκτέλεση ελεγχόμενης σωματικής άσκησης από τον εξεταζόμενο και η συνεχής ηλεκτροκαρδιογραφική παρακολούθηση αυτού κατά τη διάρκεια της εκτέλεσης της άσκησης καθώς και μετά από αυτήν.

Η δοκιμασία κόπωσης, γνωστή και σαν "τεστ κόπωσης" ή "δοκιμασία κυλιόμενου τάπητα" (σχήματα: 8.18., 8.19., 8.20.), χρησιμοποιείται από τους ιατρούς για να καθοριστεί πόσο καλά λειτουργεί η καρδιά του ασθενούς κατά την φυσική δραστηριότητα. Όταν η καρδιά αντλεί εντονότερα αίμα κατά την διάρκεια της άσκησης, η δοκιμασία κόπωσης μπορεί να αποκαλύψει προβλήματα όπως κακή παροχή αίματος στις στεφανιαίες αρτηρίες. Αυτά τα προβλήματα μπορεί να μην είναι εμφανή στην ήπια σωματική δραστηριότητα. Το τεστ κοπώσεως επίσης βοηθά τον ιατρό να συστήσει στους ασθενείς τον καλύτερο τρόπο φυσικής δραστηριότητας τους. Η δοκιμασία κόπωσης γίνεται συχνά για να διαφωτίσει το γιατρό σε περίπτωση ανεξήγητων πόνων του ασθενούς στο στήθος. Επίσης, για να ξέρει ένας ασθενής πόσο αντέχει η καρδιά του στην άσκηση όταν έχει προηγηθεί κάποια καρδιολογική επέμβαση.



Σχήμα: 8.18.: Δοκιμασία κόπωσης, γνωστή και σαν "τεστ κόπωσης" ή "δοκιμασία κυλιόμενου τάπητα". Ο ασθενής υποβάλλεται σε έντονη άσκηση πάνω σε κοιλίωμένο τάπητα, ενώ ταυτόχρονα βρίσκεται υπό συνεχή ηλεκτροκαρδιογραφική παρακολούθηση. Κατά την διάρκεια της άσκησης ελέγχεται επιπλέον η αρτηριακή του πίεση και ο κορεσμός του αρτηριακού του αίματος σε οξυγόνο.

Κατά τη διάρκεια του τεστ κοπώσεως *ο ασθενής υποβάλλεται σε έντονη άσκηση* πάνω σε κοιλίωμαπο τάπητα ή σε εργομετρικό ποδήλατο, ενώ ταυτόχρονα βρίσκεται υπό *συνεχή ηλεκτροκαρδιογραφική παρακολούθηση*. Κατά την διάρκεια της άσκησης ελέγχεται *επιπλέον η αρτηριακή του πίεση, ο κορεσμός του αρτηριακού του αίματος σε οξυγόνο* και πραγματοποιείται *κλινική εξέταση* που περιλαμβάνει *ακρόαση θώρακος και καρδιάς*.

Κατά τη διάρκεια της κόπωσης η ταχύτητα και η κλίση του τάπητα αυξάνονται σε τακτά χρονικά διαστήματα έτσι ώστε το συνολικό φορτίο στο οποίο υπόκειται ο εξεταζόμενος να βαίνει συνεχώς αυξανόμενο. Πιο αναλυτικά, στην αρχή η άσκηση είναι εύκολη και προοδευτικά γίνεται δυσκολότερη. Το πόσο θα αυξάνεται η δυσκολία της άσκησης καθορίζεται από το πρωτόκολλο που ακολουθείται. Το πιο δημοφιλές από αυτά είναι το πρωτόκολλο του Bruce. Το πρωτόκολλο αυτό αποτελείται από στάδια κατά τα οποία στο πρώτο στάδιο είναι σχετικά εύκολα, στο δεύτερο στάδιο λίγο πιο δύσκολα, και τα λοιπά. Το κάθε στάδιο διαρκεί 3 λεπτά.

Γενικά, τα τεστ κόπωσης δεν διαρκούν πάνω από 15 λεπτά. Ο ιατρός πρέπει να ασκήσει την καρδιά εντονότερα για περίπου 8 με 12 λεπτά ή περισσότερο.

Κατά την άσκηση αυξάνεται η καρδιακή συχνότητα, η συστολική αρτηριακή πίεση με αποτέλεσμα αύξηση του καρδιακού έργου. Το *φυσιολογικό καρδιαγγειακό σύστημα έχει μεγάλες λειτουργικές εφεδρείες και έτσι αντιμετωπίζει το αυξημένο έργο που απαιτεί η κόπωση, χωρίς την εμφάνιση παθολογικών ευρημάτων*.

Αντίθετα, το *καρδιαγγειακό σύστημα των ασθενών με στεφανιαία νόσο έχει μειωμένες εφεδρείες και κατά κανόνα δε μπορεί να αντεπεξέλθει στο αυξημένο έργο που απαιτεί η κόπωση έτσι επέρχεται ισχαιμία* με τα κλινικά ή εργαστηριακά ευρήματά της.

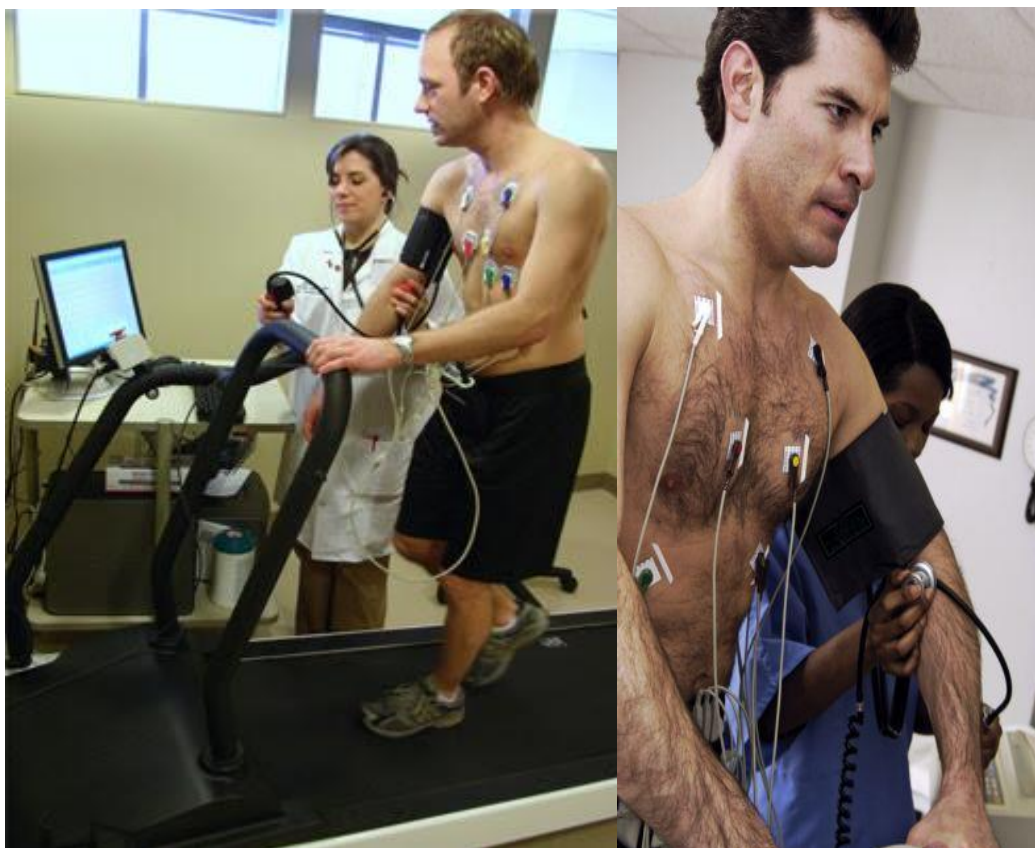
Το **τεστ διακόπτεται** είτε αν ο ασθενής νιώσει κάποιο σύμπτωμα όπως έντονο προκάρδιο άλγος, ζάλη, τάση για λιποθυμία, είτε εξαντληθεί σωματικά, είτε ο ιατρός διαπιστώσει επικίνδυνες καρδιογραφικές αλλαγές που επιβάλλουν την διακοπή της δοκιμασίας. **Το τεστ βοηθά να καθοριστεί εάν ο ασθενής έχει καρδιακή νόσο, και αν ναι, πόσο σοβαρή είναι αυτή.**

Φυσιολογική ή αρνητική δοκιμασία κοπώσεως θεωρείται η δοκιμασία κατά την οποία δεν παρατηρούνται ουσιώδεις μεταβολές στο ηλεκτροκαρδιογράφημα ή συμπτώματα που να μοιάζουν με στηθάγχη.

Παθολογική ή θετική δοκιμασία κοπώσεως θεωρείται η δοκιμασία κατά την οποία παρατηρούνται ηλεκτροκαρδιογραφικές μεταβολές που είναι ενδεικτικές ισχαιμίας του μυοκαρδίου ή συμπτώματα πολύ ύποπτα ή τυπικά για στηθάγχη (στηθαγγικός πόνος ή δύσπνοια που μπορεί να είναι ισοδύναμη στηθάγχης).



Σχήμα: 8.19.: Δοκιμασία κόπωσης. Ο ασθενής υποβάλλεται σε έντονη άσκηση πάνω σε κοιλιόμενο τάπητα, ενώ ταυτόχρονα βρίσκεται σε συνεχή ηλεκτροκαρδιογραφική παρακολούθηση. Κατά την διάρκεια της άσκησης ελέγχεται επιπλέον η αρτηριακή του πίεση και ο κορεσμός του αρτηριακού του αίματος σε οξυγόνο.



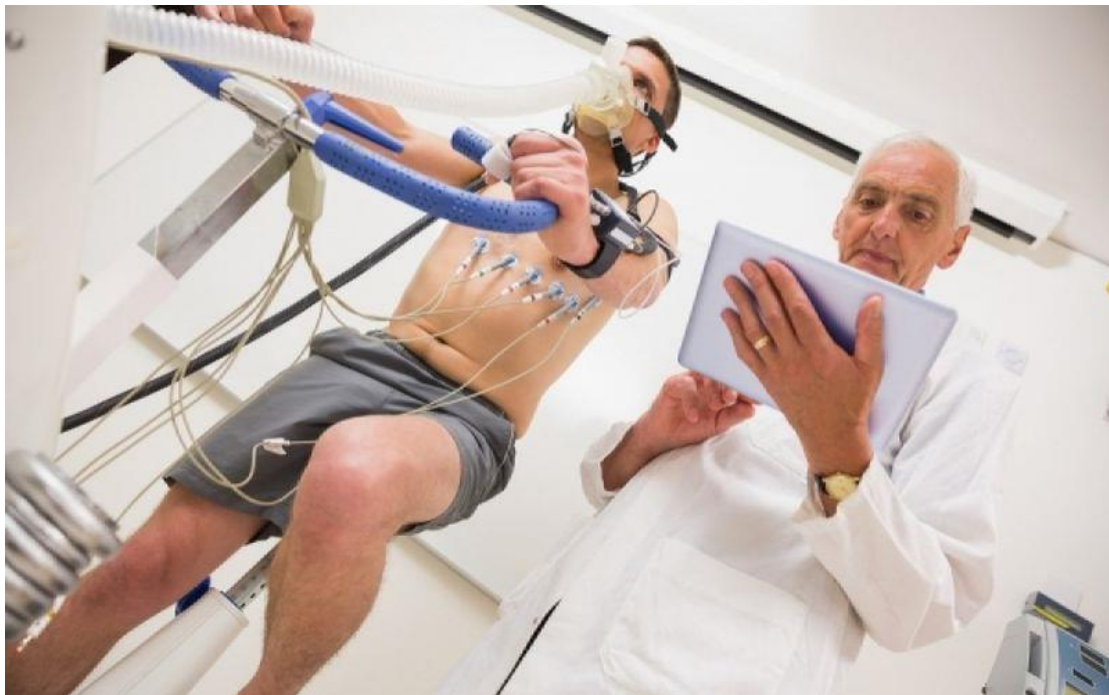
Σχήμα: 8.20.: Ενδεικτικές εικόνες από δοκιμασία κόπωσης ή "δοκιμασία κυλιόμενου τάπητα". Ο ασθενής υποβάλλεται σε έντονη άσκηση πάνω σε κοιλιόμενο τάπητα, ενώ ταυτόχρονα βρίσκεται υπό συνεχή ηλεκτροκαρδιογραφική παρακολούθηση. Κατά την διάρκεια της άσκησης ελέγχεται επιπλέον η αρτηριακή του πίεση και ο κορεσμός του αρτηριακού του αίματος σε οξυγόνο. Κατά τη διάρκεια της κόπωσης η ταχύτητα και η κλίση του τάπητα αυξάνονται σε τακτά χρονικά διαστήματα έτσι ώστε το συνολικό φορτίο στο οποίο υπόκειται η εξεταζόμενη να βαίνει συνεχώς αυξανόμενο.

8.8.(1). Τι συμβαίνει κατά την διάρκεια της δοκιμασίας κόπωσης σε κυλιόμενο τάπητα?

Κατά τη διάρκεια του τεστ κόπωσης ο ιατρός προσπαθεί να καθορίσει την καρδιακή συχνότητα, την αρτηριακή πίεση, την αναπνοή και το πόσο κουρασμένος/ η αισθάνεται σε διαφορετικά επίπεδα φυσικής δραστηριότητας ο/η εξεταζόμενος.

Κατά την διάρκεια του τεστ κόπωσης, στον ασθενή *γίνεται ηλεκτροκαρδιογράφημα, (Η.Κ.Γ.)*. Είναι ένα απλό τεστ που *καταγράφει την ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς* – και βοηθά τον ιατρό να καταλάβει πόσο καλά λειτουργεί η καρδιά. *Το Η.Κ.Γ. δείχνει πόσο γρήγορα χτυπά η καρδιά, αναλύει τον καρδιακό ρυθμό, και μετρά την ισχύ και τον συγχρονισμό των ηλεκτρικών διεγέρσεων καθώς αυτές διασχίζουν κάθε τμήμα της καρδιάς.*

Για τον έλεγχο του Η.Κ.Γ., καλώδια με ηλεκτρόδια συνδέονται στο στήθος του ασθενή, στα χέρια και στα πόδια. Προς το τέλος ο ασθενής μπορεί να χρειαστεί να αναπνέει με επιστόμιο (σχήμα: 8.21.).



Σχήμα: 8.21.: Δοκιμασία κόπωσης. Ο ασθενής υποβάλλεται σε έντονη άσκηση στο εργομετρικό ποδήλατο, ενώ ταυτόχρονα βρίσκεται υπό συνεχή ηλεκτροκαρδιογραφική παρακολούθηση. Κατά την διάρκεια της άσκησης ελέγχεται επιπλέον η αρτηριακή του πίεση και ο κορεσμός του αρτηριακού του αίματος σε οξυγόνο. Προς το τέλος της δοκιμασίας ο ασθενής αναπνέει με επιστόμιο.

Παρακάτω ακολουθεί μια βήμα προς βήμα περιγραφή του τι συμβαίνει σε ένα τεστ κόπωσης με κυλιόμενο τάπητα:

- Ο εξεταζόμενος συνδέεται στην συσκευή που παρακολουθεί την καρδιά του.
- Τοποθετείται περιχειρίδα μέτρησης αρτηριακής πίεσης στο πάνω τμήμα του ενός χεριού του εξεταζόμενου.
- Ο εξεταζόμενος στέκεται πάνω στον τάπητα.
- Ο τάπητας κινείται και ο εξεταζόμενος περπατάει αργά.
- Ο τάπητας σταδιακά επιταχύνει.
- Ο τάπητας παίρνει ανοδική κλίση.
- Ο τάπητας έχει μπάρα ώστε ο εξεταζόμενος να κρατηθεί σε περίπτωση που νοιώθει αστάθεια. Όμως, καλό είναι να μη κρατιέται συνέχεια (εκτός αν του το υποδείξουν να το κάνει), καθώς αυτό μπορεί να επηρεάσει την αξιοπιστία των ενδείξεων.
- Προς το τέλος της δοκιμασίας μπορεί να ζητηθεί στον εξεταζόμενο να αναπνεύσει με ένα σωλήνα για ένα ή δύο λεπτά.
- Αφού, ο κυλιόμενος τάπητας επιβραδύνει, ο εξεταζόμενος κατεβαίνει, στέκεται ακίνητος για μερικά δευτερόλεπτα και μετά ξαπλώνει.
- Η ιατρική ομάδα κάνει μετρήσεις για την αρτηριακή πίεση κ.λ.π.

Η χρησιμότητα της εξέτασης είναι:

- Η ανίχνευση στεφανιαίας νόσου σε ασυμπτωματικούς ασθενείς.
- Η ανίχνευση στεφανιαίας νόσου σε ασθενείς χαμηλού κινδύνου με άτυπη συμπτωματολογία από το καρδιαγγειακό.
- Προεγχειρητικός έλεγχος.

Τέλος, η συχνότητα των επιπλοκών από τη δοκιμασία κόπωσης είναι πάρα πολύ μικρή και εξαρτάται από τη βαρύτητα της υποκείμενης νόσου. Οι επιπλοκές αυτές μπορεί να είναι υπερκοιλιακές ταχυκαρδίες, έκτακτες κοιλιακές συστολές, κοιλιακή ταχυκαρδία ή μαρμαρυγή, έμφραγμα του μυοκαρδίου ή και θάνατος (1:10.000). Η δοκιμασία πρέπει να γίνεται κάτω από την **επίβλεψη γιατρού και** στο εργαστήριο της δοκιμασίας κόπωσης **να υπάρχουν απινιδωτής, οθόνη για την παρακολούθηση και καταγραφή του καρδιακού ρυθμού και γενικά, ότι είναι απαραίτητο για καρδιοαναπνευστική ανάνηψη** (φάρμακα, συσκευές τεχνητής αναπνοής κτλ.).

8.9.Διερεύνηση επεισοδίων Ζάλης ή Λιποθυμικών επεισοδίων - Loop Recorder - Holter Loop Recorder (πολυ-ήμερο).

Καταρχάς, υπάρχουν *ασθενείς* στους οποίους κάποιο *καρδιολογικό σύμπτωμα* συμβαίνει μία φορά την εβδομάδα ή σπανιότερα. Τούτο έχει ως αποτέλεσμα, το Holter ρυθμού 24 ώρου (Περιπατητική ηλεκτροκαρδιογραφία) να μην είναι σε θέση να βοηθήσει στην διερεύνηση του επεισοδίου, διότι η διάρκεια της εξέτασης είναι 24 έως 48 ώρες. Έτσι, *για την διαγνωστική προσέγγιση* τούτων των ασθενών γίνεται χρήση ειδικών συσκευών που λέγονται *loop recorders* (σχήμα: 8.22.).

Επίσης, η συσκευή θα μπορούσε να φανεί γρήσιμη στα κάτωθι συμπτώματα:

- 1) Λιποθυμικά επεισόδια.
- 2) Συγκοπτικά επεισόδια. Στην περίπτωση αυτή επειδή η απώλεια της συνείδησης επέρχεται αιφνίδια, ο ασθενής δεν προλαβαίνει να προφυλαχθεί και συνήθως προκαλούνται κακώσεις στο κεφάλι από την πτώση. Τα επεισόδια αυτού του τύπου έχουν συνήθως καρδιολογική αιτιολογία.
- 3) Επεισόδια αμαύρωσης (ζάλη που συνδυάζεται με "σκοτεινίασμα").
- 4) Επεισόδια ζάλης. Η ζάλη που προέρχεται από δυσλειτουργία του καρδιακού ρυθμού είναι συνήθως μικρής ως πολύ μικρής διάρκειας πχ δευτερολέπτων και ο ασθενής επανέρχεται πλήρως. Το σημαντικό σε αυτή την περίπτωση είναι να ανιχνευτεί η δυσλειτουργία έτσι ώστε να προληφθεί το συγκοπτικό επεισόδιο, που συνοδεύεται με τραυματισμό ή ακόμα και ο σπάνιος αλλά πιθανός αιφνίδιος θάνατος.



Σχήμα: 8.22.: Συσκευές loop recorders - Διερεύνηση επεισοδίων Ζάλης ή Λιποθυμικών επεισοδίων (Holter Loop Recorder (πολυ-ήμερο)).

Πιο συγκεκριμένα, η ειδική συσκευή **Loop Recorder** (σχήμα: 8.22.) είναι μια μικρή συσκευή που ο ασθενής είτε φέρει πάνω του με ειδική ζώνη, είτε έχει πλησίον του και μόλις αισθανθεί το σύμπτωμα που τον απασχολεί, την τοποθετεί στο στήθος του, προκειμένου τούτη να διενεργήσει την καταγραφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος .

Περί της χρήσης της συσκευής γίνεται διάκριση σε δύο περιπτώσεις. Οι περιπτώσεις αυτές είναι οι ακόλουθες:

- **Σε ασθενείς με επεισόδια ζάλης - προλιποθυμικά επεισόδια:** Στην περίπτωση αυτή ο ασθενής τοποθετεί την συσκευή πάνω στο στήθος του και πατάει το ειδικό κουμπί που υπάρχει πάνω στην συσκευή. Για τα επόμενα 30 δευτερόλεπτα η συσκευή καταγράφει το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Στην συνέχεια ο ιατρός κατεβάζει στον υπολογιστή του την καταγραφή και αξιολογεί τα ευρήματα.
- **Σε ασθενείς με λιποθυμικά επεισόδια:** Στην συγκεκριμένη περίπτωση η συσκευή τοποθετείται με **τρία ηλεκτρόδια** τα οποία **εφαρμόζονται με ειδικά αυτοκόλλητα στον θώρακα του ασθενούς**. Επιπλέον, εφοδιάζεται με επιπλέον αυτοκόλλητα έτσι ώστε να μπορεί να τα αλλάζει όταν χρειαστεί να κάνει μπάνιο ή αν λόγω του ιδρώτα τα πρώτα ξεκολλήσουν. Όταν συμβεί το λιποθυμικό επεισόδιο ο ασθενής χάνει τις αισθήσεις του και ακολούθως συνέρχεται. Όταν επανέλθει πατάει το κουμπί της συσκευής και η τελευταία κρατάει στην μνήμη της τα 30 δευτερόλεπτα που προηγήθηκαν και τα 30 που ακολουθούν. Οι παραπάνω χρόνοι μπορούν να τροποποιηθούν από τον ιατρό ανάλογα με το περιστατικό.

Τέλος, σύντομα αναμένεται υπηρεσία κατά την οποία η συσκευή θα στέλνει κατευθείαν το καταγεγραμμένο επεισόδιο μέσω του κινητού τηλεφώνου του ασθενούς στον υπολογιστή του ιατρού την στιγμή που εκείνο συμβαίνει.

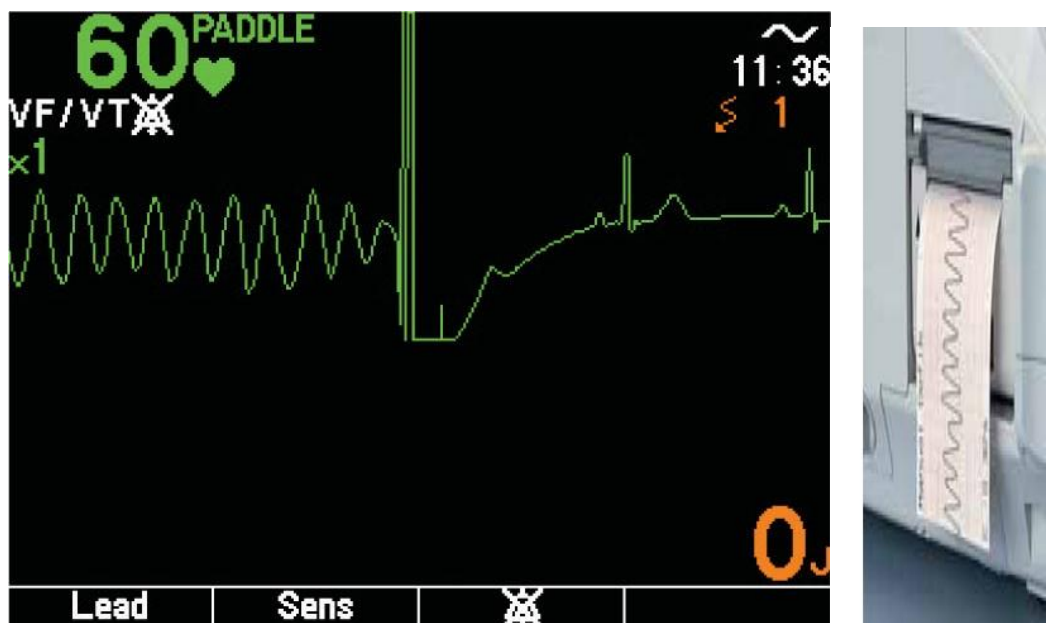
8.10. Απινιδωτής.

Καταρχάς, λόγω διαφόρων αιτιών, έμφραγμα, φάρμακα, ηλεκτρολυτικές διαταραχές και τα λοιπά, δύναται να συμβούν ξαφνικές αλλαγές στο ρυθμό των παλμών της καρδιάς. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να δημιουργείται **αποσυντονισμός της καρδιάς**, δηλαδή **οι κοιλίες παύουν να εκτελούν μια οργανωμένη συστολή, με επακόλουθο τη μαρμαρυγή των κοιλιών (ινίδωση)**. Στις περιπτώσεις αυτές επέρχεται ο θάνατος μέσα σε 3 λεπτά, εκτός αν γίνει απινιδισμός της καρδιάς (ηλεκτρική ανάταξη), δηλαδή, κατάργηση της μαρμαρυγής των κοιλιών με ισχυρό ηλεκτρικό ρεύμα που χορηγείται στον ασθενή με τη συσκευή που λέγεται απινιδωτής (σχήματα: 8.23., 8.24., 8.25.).

Πιο συγκεκριμένα, ο απινιδισμός πραγματοποιείται με τη βοήθεια μεταλλικών ηλεκτροδίων (που φέρει ο απινιδωτής) διαμέτρου 7,5 cm που καλύπτονται με αγωγίμο υλικό και τοποθετούνται πάνω και κάτω από την καρδιά. Οι λαβές των ηλεκτροδίων αποτελούνται από μη αγωγίμο υλικό για την ασφάλεια του χειριστή. Με το κλείσιμο του διακόπτη του ηλεκτρικού κυκλώματος με το οποίο συνδέονται τα ηλεκτρόδια, περνάει μέσα από την καρδιά ρεύμα περίπου 20 A για 5 ms. Το ρεύμα αυτό συστέλλει κάθε καρδιακή μυϊκή ίνα την ίδια χρονική στιγμή. Έτσι, όλες οι μυϊκές ίνες επανέρχονται στη φυσιολογική τους κατάσταση περίπου στο ίδιο χρονικό διάστημα και η καρδιά δύναται πάλι να ξαναρχίσει να χτυπά στο φυσιολογικό της ρυθμό.



Σχήμα: 8.23.: Απινιδωτής – μόνιτορ.



Σχήμα: 8.24.:Απινιδωτής – μόνιτορ καταγραφή ΗΚΓ.



Σχήμα: 8.25.: Ο ιατρός εφαρμόζει απινιδισμό σε ασθενή.

Ωστόσο, εκτός από τους απινιδωτές των νοσοκομείων, υπάρχουν και οι αυτόματοι εξωτερικοί απινιδωτές (AED) (σχήμα: 8.26.). Οι απινιδωτές αυτοί αναλύουν τον καρδιακό ρυθμό μέσω των αυτοκόλλητων ηλεκτροδίων που είναι κολλημένα πάνω στον ασθενή. Αφού γίνει η ανάλυση, αν διαγνωστεί ότι υπάρχει πρόβλημα που χρήζει απινίδωσης, ο απινιδωτής προχωρά στην απινίδωση δίνοντας ένα ηλεκτρικό ερέθισμα, μέσω των ηλεκτροδίων, στο στήθος του ασθενούς. Για τυχόν αστοχία ή λάθος στη διάγνωση, οι αυτόματοι εξωτερικοί απινιδωτές έχουν ειδικές δικλίδες ασφάλειας. Οι περισσότεροι είναι σχεδιασμένοι για να χρησιμοποιούνται σε έκτακτες περιπτώσεις όπου δεν υπάρχει άμεση ιατρική βοήθεια.



Σχήμα: 8.26.: Αυτόματος εξωτερικός απινιδωτής.

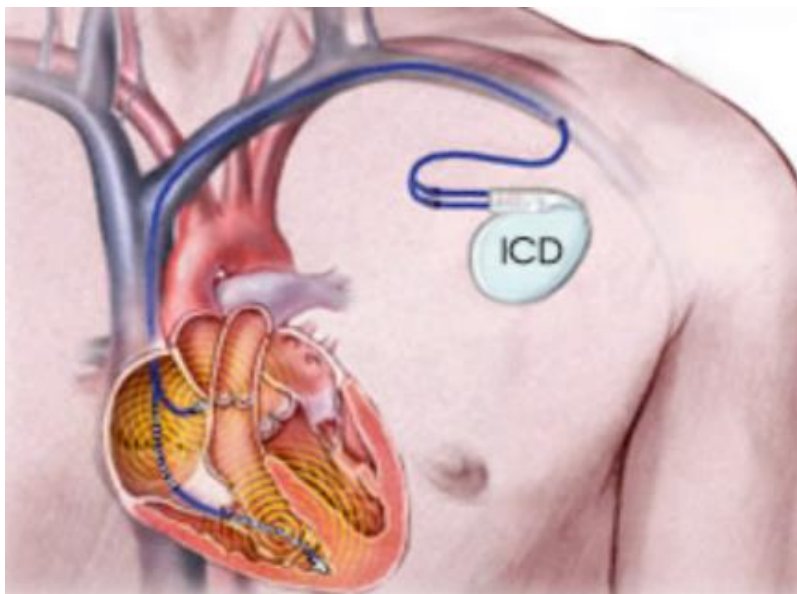
Επιπλέον, βάσει κλινικών ερευνών, κατά μεγάλο ποσοστό (~ 92%) ένας ασθενής δύναται να επανέλθει στο σωστό καρδιακό ρυθμό με τη χρήση αυτόματου εξωτερικού απινιδωτή, αλλά είναι γεγονός ότι στη συνέχεια χρειάζεται άμεση φροντίδα από εξειδικευμένο προσωπικό και χορήγηση ειδικών φαρμάκων.

Επίσης, οι συγκεκριμένοι απινιδωτές είναι ιδιαίτερα μικροί σε μέγεθος, εύκολοι και απλοί στη χρήση τους. Σε αντίθεση, οι απινιδωτές των νοσοκομείων είναι πολύ μεγαλύτεροι σε μέγεθος και βαρύτεροι ενώ είναι φτιαγμένοι για να χρησιμοποιούνται μόνο από ιατρικό προσωπικό. Επιπροσθέτως, οι νοσοκομειακοί απινιδωτές είναι χειροκίνητοι και όχι αυτόματοι δηλαδή δεν μπορούν να κάνουν ανάλυση του καρδιακού ρυθμού. Ο πιο σύγχρονος φορητός απινιδωτής βασίζεται στην καθοδήγηση του χρήστη με απλές φωνητικές εντολές.



Σχήμα: 8.27.: Ο ιατρός εφαρμόζει απινιδισμό σε ασθενή (όχι σε νοσοκομειακό περιβάλλον).

Σήμερα, ένας νέος τύπος απινιδωτή δύναται να εμφυτευθεί στο στήθος ενός ασθενούς με μια μικρή χειρουργική επέμβαση (σχήμα: 8.28.). Πιο αναλυτικά, τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται στην καρδιά μέσω μιας φλέβας και η γεννήτρια τοποθετείται στο θωρακικό τοίχωμα. Ο απινιδωτής αυτός σε περίπτωση κοιλιακής μαρμαρυγής είναι σε θέση να την αναγνωρίσει και αυτόματα να κάνει ηλεκτρική απινίδωση της καρδιάς. Υπάρχουν δύο τύποι τέτοιων απινιδωτών: **α)** ο **μονοεστιακός απινιδωτής** (διαθέτει ένα διαφλέβιο ηλεκτρόδιο) που αναλύει το ηλεκτρικό σήμα της δεξιάς κοιλίας και **β)** ο **διπλοεστιακός απινιδωτής** (διαθέτει δύο διαφλέβια ηλεκτρόδια) που αναλύει το σήμα από τη δεξιά κοιλία και το δεξιό κόλπο ταυτόχρονα ώστε να ανιχνεύεται καλύτερα η καρδιακή λειτουργία. Τέλος, μερικοί εμφυτεύσιμοι απινιδωτές μπορούν να λειτουργούν και ως βηματοδότες.



Σχήμα: 8.28.: Εμφυτεύσιμος Καρδιομετατροπέας – Απινιδωτής.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ:9.

ΕΠΙΛΟΓΟΣ.

9.1. Επίλογος.

Στο παρόν κεφάλαιο πραγματοποιείται μια απόπειρα οραματισμού του μέλλοντος και παράλληλα, παρουσιάζονται κάποιες πολλά υποσχόμενες τεχνολογίες που βρίσκουν άμεση εφαρμογή στα συστήματα παρακολούθησης των ζωτικών λειτουργιών των ασθενών και που μπορούν να σώσουν ακόμη και την ζωή τους.

9.1.(1). Το μέλλον των συστημάτων παρακολούθησης ασθενών .

Καταρχάς, οι ραγδαίες τεχνολογικές εξελίξεις και η πρόοδος των θετικών επιστημών οδήγησε στην αλματώδη ανάπτυξη του τομέα της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας παγκοσμίως. Τα βιοϊατρικά σήματα και η ανάλυσή τους έχουν εισχωρήσει τις τελευταίες δεκαετίες στην επιστήμη της ιατρικής, ως απόρροια της τεχνολογικής ανάπτυξης. Παράλληλα, αποτελούν ένα βασικό εργαλείο εκτίμησης της παρούσας κατάστασης του ασθενούς, στους περισσότερους τομείς της ιατρικής, μπορούν δε να παράσχουν πληροφορίες για την εξέλιξη μιας νόσου. Όσον αφορά, λοιπόν τον τομέα της παροχής υπηρεσιών υγειονομικής περίθαλψης, συστήματα που κάποτε άνηκαν στην σφαίρα της επιστημονικής φαντασίας είναι πλέον πραγματικότητα. Έννοιες που ενώ πριν από μερικά χρόνια ήταν σχεδόν άγνωστες όπως για παράδειγμα, η τηλεϊατρική, η μη επεμβατική χειρουργική, τα νανοϋλικά, η ηλεκτρονική υγεία και άλλες, πλέον ακούγονται καθημερινά όλο και περισσότερο. Η βιοϊατρική τεχνολογία και ολόκληρος ο κλάδος των ιατρικών και παραϊατρικών επαγγελμάτων έχει ολοένα και αυξημένες ανάγκες σε χημικά και άλλα αισθητήρια. Οι ανάγκες τούτες συμβαδίζουν με την περαιτέρω επεξεργασία του ληφθέντος σήματος όπως την ανάλυση του αίματος, τα τεστ DNA και τα λοιπά.

Επίσης, δεν είναι δύσκολο να αναλογιστεί κανείς το μέλλον των συστημάτων παρακολούθησης ασθενών. Πιο συγκεκριμένα, η ανάπτυξη της τεχνολογίας θα οδηγήσει στην εξέλιξη των υλικών, σε καινούργιες κατασκευαστικές τεχνικές και σε μικρότερα, πιο εύχρηστα, καλύτερα και περισσότερο 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.

Επιπλέον, η κυριαρχία της κοινωνίας της πληροφορίας είναι αναμενόμενη τα επόμενα χρόνια. Οι περισσότερες σύγχρονες ιατρικές συσκευές όπως άλλωστε και τα συστήματα παρακολούθησης ασθενών στηρίζονται σε υπολογιστικές μηχανές. Η μείωση του κόστους και η αύξηση της υπολογιστικής δύναμης θα συνδράμουν περισσότερο στην ανάπτυξη και εδραίωση πληροφοριακό κεντρικών ιατρικών κέντρων. Παράλληλα, 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. Πιο αναλυτικά, 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.

Ακόμη, η υιοθέτηση καινούργιων τεχνολογιών έχει συντελέσει στην αύξηση του κόστους της βιομηχανίας παραγωγής ιατρικών συσκευών. Δίχως, προσεκτική διαχείριση και καινοτόμο σχεδιασμό (π.χ. αυτοματοποιημένα συστήματα), η αντιστρόφως ανάλογη σχέση μεταξύ του κόστους αρχικής αγοράς και του κόστους συντήρησης θα αυξηθεί όσο νέες και πιο πολύπλοκες τεχνολογίες υιοθετούνται. Προφανώς, οι συγκεκριμένες τάσεις δεν πρέπει να συνεχιστούν. Πρέπει να βρεθούν τρόποι ελάττωσης του κόστους για το επίπεδο της λαμβανόμενης ιατρικής περίθαλψης. Έτσι μόνο θα επιτευχθούν οι στόχοι μιας υγιούς οικονομίας και ταυτόχρονα ενός πρώτης τάξης συστήματος ιατρικής περίθαλψης. Σε περίπτωση που δεν καταστεί δυνατό να ελαττωθεί το κόστος, οι απαιτήσεις θα πρέπει να μετριαστούν και να επέλθει συμβιβασμός με ένα επίπεδο περίθαλψης που να δύναται να συντηρηθεί.

Ένας άλλος σημαντικός παράγοντας που επηρεάζει το μέλλον των συστημάτων παρακολούθησης ασθενών και κατ' επέκτασιν των ιατρικών συσκευών είναι οι δημογραφικές, πολιτισμικές δυνάμεις. Πιο αναλυτικά, χάριν των νέων εργαλείων και των μεθόδων που έχει εισαγάγει η πρόοδος της τεχνολογίας στην ιατρική επιστήμη, το προσδόκιμο ζωής έχει αυξηθεί. Έτσι λόγω της γήρανσης του πληθυσμού θα υπάρξει μια αναπτυσσόμενη μετακίνηση σε αντιμετώπιση και περίθαλψη χρόνιων περιστατικών. Συνεπώς, εάν λάβουμε υπόψιν μας τις προσπάθειες στην ανάπτυξη ιατρικών συστημάτων περίθαλψης που θα προσφέρουν προγράμματα θεραπείας μακράς διαρκείας σε ασθενείς με πολλαπλές χρόνιες ασθένειες, η ανάγκη για συστήματα παρακολούθησης είναι επιβεβλημένη.

Η πορεία της ιατρικής περίθαλψης γενικότερα εξαρτάται από τις προσταγές 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. Τα μελλοντικά νομοθετήματα πρέπει να συμβάλλουν στην προώθηση της ιατρικής επιστήμης και τη διασφάλιση των δικαιωμάτων των περιθαλπόμενων.

Παρακάτω θα γίνει αναφορά σε κάποιες πολλά υποσχόμενες τεχνολογίες που βρίσκουν άμεση εφαρμογή στα συστήματα παρακολούθησης των ζωτικών λειτουργιών των ασθενών και που μπορούν να σώσουν ακόμη και την ζωή τους.

9.1.(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. Παράλληλα, η γρήγορη εξάπλωση τους θα ελαττώσει το κόστος κατασκευής.

Τα *ασύρματα δίκτυα σώματος* (Wireless Body Area Networks WBANs) αποτελούνται από πολλούς κόμβους που δύναται να *μετρήσουν και να καταγράψουν την κατάσταση της φυσιολογίας των ασθενών*. Επίσης, έχουν τη δυνατότητα 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*.

Επιπροσθέτως, ένα ασύρματο δίκτυο σώματος WBAN:

- 1) Δύναται να *περιλαμβάνει πληροφορίες όπως η τοποθεσία του ασθενή*,
- 2) Να *διακρίνει την κατάσταση θέσης του ασθενή* δηλαδή, αν είναι ξαπλωμένος, κάθετος, περπατάει ή τρέχει.
- 3) Ταυτόχρονα, είναι δυνατό να πραγματοποιείται εκτίμηση του τύπου και του επιπέδου ενέργειας της φυσικής δραστηριότητας του ασθενή.

Επιπλέον, πολλές φορές *οι συνθήκες του περιβάλλοντος επηρεάζουν τη φυσιολογική κατάσταση των ασθενών ή την ακρίβεια των αισθητήρων*. Έτσι, τα ασύρματα δίκτυα σώματος μπορούν να επωφεληθούν *με την ενσωμάτωση ενός τρίτου είδους αισθητήρων που να παρακολουθούν συνθήκες του περιβάλλοντος* όπως η υγρασία, το φώς, η θερμοκρασία, η ατμοσφαιρική πίεση και ο θόρυβος.

Ένας τυπικός αισθητήρας κόμβου WBAN εκτελεί τέσσερις βασικές λειτουργίες, οι οποίες είναι οι εξής:

- 1) Μέτρηση και δειγματοληψία του σχετιζόμενου σήματος της φυσιολογίας του οργανισμού ή του περιβάλλοντος,
- 2) ψηφιακή επεξεργασία των σημάτων εισόδου,
- 3) προσωρινή αποθήκευση δεδομένων και
- 4) ασύρματη αποστολή τους.

Πρέπει λοιπόν να περιλαμβάνει 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 δύναται να πραγματοποιείται από απόσταση**. Μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν για **παρακολούθηση ασθενών, αθλητών, εργατών υψηλού κινδύνου** και για την **προστασία ηλικιωμένων ατόμων** μέσα στον χώρο του σπιτιού τους. Παραδείγματος χάριν ένας ηλικιωμένος μπορεί να φοράει τις κάλτσες ή τις παντόφλες του και το ενσωματωμένο σύστημα να είναι σε θέση να γνωρίζει αν το άτομο αυτό έχει πέσει. Εφαρμογές μπορούν να ακολουθήσουν στην συνέχεια και στην καθημερινή ζωή όπως αναφέρεται παρακάτω {9.1.(3)}. **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.

9.1.(3). Παραδείγματα έξυπνων ρούχων.

Ολοένα και περισσότερες εταιρείες κατασκευάζουν «έξυπνα ρούχα», τα οποία έχουν ενσωματωμένους αισθητήρες τελευταίας τεχνολογίας.

Η εταιρεία Rest Devices έχει κατασκευάσει ένα **φορμάκι για βρέφη** σχεδιασμένο να προειδοποιεί για τον κίνδυνο αιφνιδίου θανάτου του μωρού. Το συγκεκριμένο φορμάκι ονομάζεται «ΜΙΜΟ» (σχήμα: 9.1.) και διαθέτει έναν **αισθητήρα** ο οποίος μεταξύ άλλων μετρά την **αναπνοή** και τη **θερμοκρασία** του μωρού και δίνει **πληροφορίες για τη στάση του σώματός του**. Έτσι, προειδοποιεί τους γονείς του έγκαιρα για πιθανά συμπτώματα του συνδρόμου αιφνιδίου θανάτου μέσω WiFi στο κινητό τους τηλέφωνο (σχήμα: 9.2.). Το κόστος του οργανικού ρούχου της εταιρείας Rest Devices ανέρχεται στα 200 δολάρια.



Σχήμα: 9.1.: Το φορμάκι «MIMO» για βρέφη ειδοποιεί τους γονείς για πιθανά συμπτώματα του συνδρόμου αιφνιδίου θανάτου, μέσω WiFi στο κινητό τους τηλέφωνο.



Σχήμα: 9.2.: Το φορμάκι «MIMO» για βρέφη. Ο αισθητήρας ο οποίος μεταξύ άλλων μετρά την αναπνοή και τη θερμοκρασία του μωρού, δίνει πληροφορίες για τη στάση του σώματός του και ειδοποιεί τους γονείς για πιθανά συμπτώματα του συνδρόμου αιφνιδίου θανάτου, μέσω WiFi στο κινητό τους τηλέφωνο.

Επίσης, η εταιρεία First Warning Systems έχει κατασκευάσει ένα «έξυπνο» εσώρουχο τον αθλητικό στηθόδεσμο που προειδοποιεί για καρκίνο του μαστού. Παράλληλα, οι ερευνητές έχουν εκφράσει αμφιβολίες για την ακρίβεια και τη χρησιμότητα του συγκεκριμένου εσώρουχου. Ωστόσο, ο διευθύνων σύμβουλος της εταιρείας Ρομπ Ρόγια διευκρινίζει ότι δεν υποκαθιστά αλλά λειτουργεί συμπληρωματικά με τη μαστογραφία που πρέπει να κάνει μια γυναίκα σε ετήσια βάση.

Επιπλέον, ερευνητές στην Γερμανία εργάζονται πάνω σε πιθανές εφαρμογές αισθητήρων σε ρούχα που μπορεί να αποτελέσουν την μόδα του αύριο, ρούχα που δεν θα φανερώνουν πράγματα μόνο για την προσωπικότητά μας, αλλά θα παρέχουν χρήσιμες πληροφορίες για την κατάσταση της υγείας μας.

Πιο συγκεκριμένα, **το "έξυπνο" πουκάμισο (σχήμα:9.3.)** μπορεί να **μετράει τις ποσότητες που ένας άνθρωπος τρώει και πίνει και να καταγράφει τις θερμίδες**. Οι **αισθητήρες** τούτου του υφάσματος βρίσκονται στο κολάρο και **καταγράφουν τις κινήσεις που εκτελεί το μυϊκό σύστημα στη περιοχή του λαιμού**, μετρώντας έτσι το πόσες φορές καταπίνει κάποιος. Το έξυπνο πουκάμισο δύναται επίσης να **εντοπίσει την αφυδάτωση**, το να πίνει δηλαδή κάποιος λιγότερα υγρά από όσα πρέπει. Παράλληλα, **είναι χρήσιμο για τους ασθενείς που πάσχουν από διαβήτη**. Αφού, χάριν της κατάγραφης αυτών των πληροφοριών, οι ειδικοί μπορούν να τους παρέχουν συμβουλές για καλύτερη διατροφή. Δύναται ακόμη να βοηθήσει και τους υπέρβαρους με συγκεκριμένες συμβουλές που βασίζονται σε πραγματικά δεδομένα.

Η μεγάλη πρόκληση για τους ερευνητές είναι να ενσωματώσουν τις συγκεκριμένες τεχνολογίες καταμέτρησης σε αντικείμενα που χρησιμοποιούνται καθημερινά από τους ανθρώπους, όπως τα ρούχα ή τα γυαλιά. Προκειμένου, να παρατηρούν την καθημερινότητα ενός ανθρώπου. Όλα τα αξεσουάρ στα οποία δύναται να τοποθετηθούν αισθητήρες καταγραφής μπορούν να βοηθήσουν στο να γνωρίζουν οι ειδικοί με λεπτομέριες τις διατροφικές συνήθειες των ανθρώπων.

Μία ακόμη πιθανή εφαρμογή για τους αισθητήρες που βρίσκονται στα υφάσματα αποτελεί **ο σκελετός των γυαλιών** που απεικονίζονται στο (σχήμα: 9.3.). Για εκείνους τους ανθρώπους που τα χρειάζονται είναι απόλυτα φυσιολογικό να τα φοράνε καθημερινά. Πιο συγκεκριμένα, οι αισθητήρες καταγραφής που βρίσκονται στον σκελετό των γυαλιών **μπορούν να μετρούν τις δονήσεις των οστών του του κρανίου όταν κάποιος μασάει**. Οι **δονήσεις** δείχνουν **τι είδους φαγητά τρώει κάποιος**. Τούτο δύναται να κάνει τη συνεχή παρατήρηση των διατροφικών συνηθειών λιγότερο δύσκολη.



Σχήμα: 9.3.: Το έξυπνο πουκάμισο και τα έξυπνα γυαλιά, διαθέτουν ενσωματωμένους αισθητήρες καταγραφής που καταγράφουν τις θερμίδες. Οι αισθητήρες που βρίσκονται στο κολάρο καταγράφουν τις κινήσεις που εκτελεί το μυϊκό σύστημα στη περιοχή του λαιμού, μετρώντας έτσι το πόσες φορές καταπίνει κάποιος. Οι αισθητήρες που βρίσκονται στον σκελετό των γυαλιών μετρούν τις δονήσεις των οστών του του κρανίου όταν κάποιος μασάει (οι δονήσεις δείχνουν τι είδους φαγητά τρώει κάποιος).

Οι διαφορετικές χρήσεις των αισθητήρων αναπτύχθηκαν μέσα από ένα Ευρωπαϊκό πρόγραμμα έρευνας. Όλα βασίζονται στον ίδιο τύπο συνθετικού υφάσματος που έχει πολυμερείς ίνες. Παράλληλα, η Τζίνγκουαν Τσενγκ, ερευνήτρια και επικεφαλής της ομάδας ερευνών έχει δηλώσει τα εξής: «Είναι απόλυτα ευέλικτο ενώ επιτρέπει στον αέρα να περάσει απο μέσα. Αυτό σημαίνει ότι εάν το βάλεις επάνω σου, εάν ιδρώσεις, ο αέρας μπορεί να περάσει. Οπότε είναι πολύ βολικό. Μπορείς και να το πλύνεις στο πλυντήριο. Έχουμε κάνει δοκιμές βάζοντας το στο πλυντήριο περισσότερες από 40 φορές και εξακολουθεί να είναι σε άριστη κατάσταση.»

Επιπροσθέτως, Βρετανοί ειδικοί σε θέματα τεχνολογίας ρούχων έχουν δημιουργήσει ένα **ύφασμα, που λειτουργεί από μόνο του, ως ενεργός αισθητήρας**. Έτσι, δεν χρειάζεται η τοποθέτηση ηλεκτρονικών αισθητήρων, που είναι ευαίσθητοι στην υγρασία. Η οπτική ίνα δηλαδή είναι ενσωματωμένη στο ύφασμα. Το νέο αυτό έξυπνο υλικό ονομάζεται Xelflex και μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε βολικά, άνετα ρούχα, που κάποιος μπορεί να τα πλύνει όσο συχνά θέλει . Παρέχει όμως και μεγάλο αριθμό πληροφοριών στους χρήστες του.

Ωστόσο, τίθεται το ερώτημα αν μπορεί το συγκεκριμένο ύφασμα να παραχθεί σε μεγάλη κλίμακα. Μια ελβετική εταιρεία πρωτοπορεί ανοίγωντας το δρόμο σε αυτά τα καινοτόμα προϊόντα. Αυτά τα προϊόντα υψηλής τεχνολογίας χρησιμοποιούνται για βιομηχανικούς λόγους αλλά και για την κατασκευή φίλτρων και διάφανων

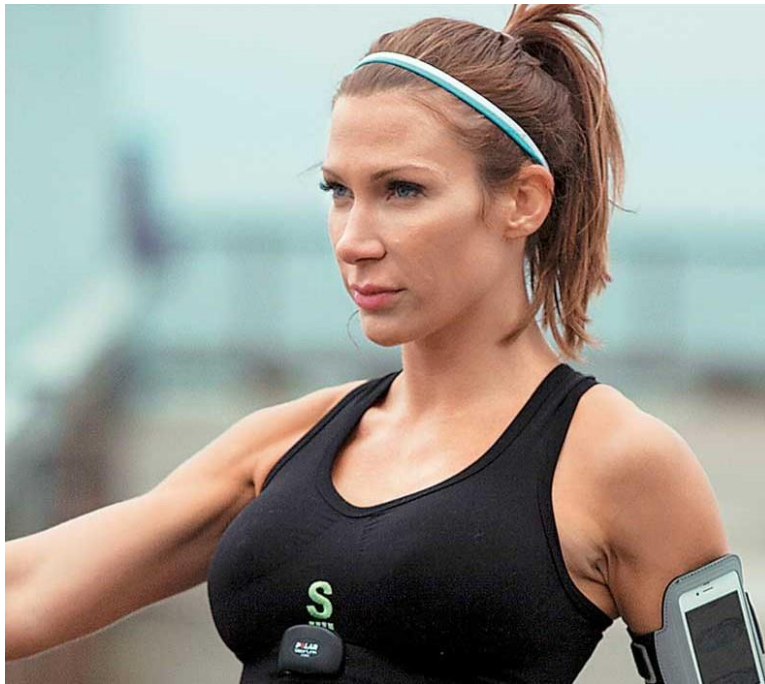
ηλεκτροδίων. Ο Πίτερ Τσάμπρεσεκ δήλωσε «Παράγουμε ήδη παρόμοια υφασμάτινα προϊόντα για ηλιακά κύτταρα και κύτταρα που παράγουν φως. Είναι εύκολο να χρησιμοποιήσει κανείς αυτά τα προϊόντα που παράγουμε, χρειάζεται όμως λίγη προσπάθεια»

Η μαζική παραγωγή μπορεί να κάνει τα έξυπνα υφάσματα, να είναι οικονομικά και να έχουν πολλές χρήσεις, όπως η ασφάλεια. Για παράδειγμα, ένα πατάκι που θα επιτρέπει να μετρηθούν πόσοι άνθρωποι βρίσκονται σε ένα δωμάτιο και να καταμετρήσει τους βηματισμούς τους. Ακόμη, ένα έξυπνο κάθισμα αυτοκινήτου μπορεί να βοηθήσει στη στάση του σώματος ή να διασφαλίσει ότι ο οδηγός παρακολουθεί την κίνηση στο δρόμο. Κάτι το οποίο μπορεί να βοηθήσει στο να αποφευχθούν τα τροχαία ατυχήματα.

Επιπλέον, επιστήμονες δημιουργούν ρούχα με ενσωματωμένους αισθητήρες που μετρούν την καρδιακή δραστηριότητα και την αναπνοή ενός ασθενούς και που μπορούν να παρακολουθούνται από τον ιατρό εξ' αποστάσεως.

Τα υπάρχοντα ηλεκτρόδια με επικάλυψη gel είναι άβολα και παρουσιάζουν πολλές τεχνικές δυσκολίες όταν χρησιμοποιούνται για παρατεταμένα χρονικά διαστήματα. Αντίθετα, τα ατσάλινα ηλεκτρόδια που έχουν αναπτύξει Ευρωπαίοι επιστήμονες στο ενσωματώνονται απευθείας στο ύφασμα του ρούχου και δεν προκαλούν ούτε ενόχληση ούτε δερματικούς ερεθισμούς.

Υπάρχουν επίσης πολλά ρούχα τα οποία απευθύνονται σε ερασιτέχνες και επαγγελματίες αθλητές. Η εταιρεία Sensoria έχει σχεδιάσει **έναν αθλητικό στηθόδεσμο** (σχήμα: 9.4.) και ένα μπλουζάκι, κόστους 89 δολαρίων, οι αισθητήρες των οποίων **μετρούν τις θερμίδες που έχει κάψει ο αθλητής, τον καρδιακό παλμό και την αναπνοή, και αποστέλλουν τα δεδομένα στο smartphone κατά τη διάρκεια της άσκησης.**



Σχήμα: 9.4.: Αθλητικός στηθόδεσμος μετρά τις θερμίδες που έχει κάνει η αθλήτρια, τον καρδιακό παλμό και την αναπνοή.

Για πιο σκληρά σπορ και δραστηριότητες που απαιτούν κράνος υπάρχει ο «έξυπνος» σκούφος της Reebok (σχήμα: 9.5.) που στοιχίζει 150 δολάρια. Αυτό το αξεσουάρ αποτρέπει τις κρανιακές κακώσεις και **καταγράφει στοιχεία σχετικά με τα χτυπήματα που δέχεται ο αθλητής στο κεφάλι** από ένα ατύχημα, ώστε να είναι ευκολότερη η διάγνωση και αντιμετώπιση του κρανιακού τραύματος από τους ιατρούς.

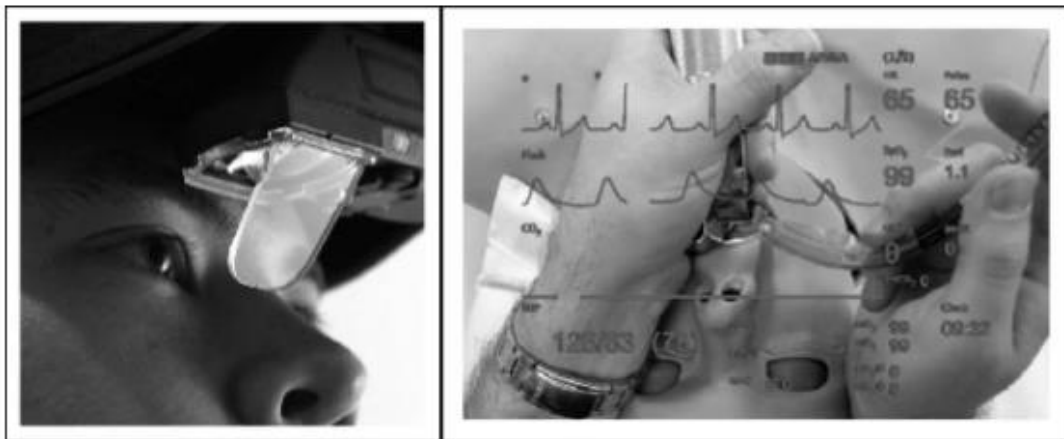


Σχήμα: 9.5.: Ο «έξυπνος» σκούφος καταγράφει στοιχεία σχετικά με τα χτυπήματα που δέχεται ο αθλητής στο κεφάλι καθιστώντας ευκολότερη η διάγνωση και αντιμετώπιση του κρανιακού τραύματος από τους ιατρούς.

Τέλος, όπως τα έξυπνα τηλέφωνα είναι διαδεδομένα ευρέως, έτσι και τα έξυπνα ρούχα μπορούν να γίνουν κάποια στιγμή απαραίτητα στην καθημερινότητα μας.

9.1.(4). Οθόνες προσαρτημένες στο κεφάλι των ιατρών.

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 δύνανται να παρακολουθήσουν τις ζωτικές μετρήσεις των ασθενών και συγχρόνως το χειρουργικό πεδίο, δίχως να στρέφουν την προσοχή τους στην οθόνη του συστήματος παρακολούθησης ασθενών. Παράλληλα, οι HMD μπορούν να απεικονίσουν όλες τις πληροφορίες που εμφανίζονται στις κανονικές συσκευές παρακολούθησης ασθενών. Παραδείγματος χάριν, τον καρδιακό ρυθμό, την κυματομορφή του ΗΚΓ, συγκεντρώσεις εισπνεόμενων αερίων και μηνύματα ειδοποίησης όπως απεικονίζεται στο σχήμα: 9.6. που ακολουθεί παρακάτω.



Σχήμα: 9.6.: Παράδειγμα οθόνης προσαρτημένης στο κεφάλι και εξομοίωση της εικόνας που θα βλέπει ο ιατρός φορώντας μια τέτοια συσκευή.

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 αντίληψης 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. Ακόμη, όσο αφορά το σχεδιασμό τους και την αυτονομία τους θα πρέπει να είναι χαμηλής συνολικά κατανάλωσης ώστε οι μπαταρίες τους να μην είναι ογκώδεις και να διαρκούν περισσότερο.

Με την ανάπτυξη της τεχνολογίας στο μέλλον μπορεί να υπάρξουν 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.

Εν κατακλείδι, 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.

9.1.(5). Πραγματικότητα και όραμα.

Καταρχάς, το όραμα για την αξιοποίηση της τεχνολογίας στον τομέα της υγείας περιλαμβάνει ένα ανθρωποκεντρικό σύστημα παροχής υπερησίων υγείας, θέτοντας ως κέντρο τον πολίτη. Σε ένα τέτοιο σύστημα η περίθαλψη στηρίζεται στη συνεχή ιατρική παρακολούθηση και προσαρμόζεται σύμφωνα με τις ανάγκες του πολίτη. Παράλληλα, η γνώση και οι πληροφορίες είναι ελεύθερες, ενώ οι αποφάσεις που λαμβάνονται είναι επιστημονικά τεκμηριωμένες. Η ιατρική πληροφορία του πολίτη ανήκει σε αυτόν, είναι διαθέσιμη μέσω του διαδικτύου και ο πολίτης αποφασίζει για την διάθεση ευαίσθητων προσωπικών δεδομένων.

Γενικά, χάριν της ραγδαίας ανάπτυξης της τεχνολογίας και ειδικότερα στον τομέα της υγείας (συστήματα παρακολούθησης ζωτικών παραμέτρων με χρήση έξυπνων βιοαισθητήρων που προκαλούν τη μικρότερη δυνατή δυσχέρεια στον ασθενή, ολοκληρωμένων συστήματα τηλεματικής) ο ιατρός κατόρθωσε να έχει στα χέρια του τα κατάλληλα εργαλεία, ώστε να κρίνει ποια θα χρησιμοποιήσει κατά περίπτωση,

προβαίνοντας έτσι στην δέουσα αντιμετώπιση, διάγνωση και θεραπεία του ασθενούς του. Παράλληλα, οι άνθρωποι με χρόνια ιατρικά προβλήματα δύναται να έχουν ένα σχεδόν φυσιολογικό τρόπο ζωής ισοδύναμα βέβαια πάντα, με την κρισιμότητα της κατάστασής τους. Οι νευροεκφυλιστικές ασθένειες τα τελευταία χρόνια βρίσκονται στο επίκεντρο του ιατρικού ενδιαφέροντος. Είναι χρόνιες καταστάσεις οι οποίες χρήζουν συνεχούς παρακολούθησης με σκοπό να εξασφαλίζεται η ποιότητα ζωής του ασθενούς.

Επιπροσθέτως, οι κρίσιμες ζωτικές παράμετροι – τα βιοϊατρικά σήματα έχουν καταστεί δυνατόν να μεταδίδονται σε πραγματικό χρόνο και σε απευθείας σύνδεση (online) με ιατρούς ή και εξειδικευμένους επιστήμονες, ανεξαρτήτως από το χώρο στον οποίο βρίσκεται ο ασθενής. Τούτο έχει ως αποτέλεσμα η κατάσταση της υγείας του ασθενούς να δύναται να αξιολογηθεί αντικειμενικά και οι αποφάσεις να ληφθούν από τον ιατρό ή την ιατρική ομάδα σε πραγματικό χρόνο. Έτσι, τα κρίσιμα ιατρικά περιστατικά αντιμετωπίζονται εγκαίρως.

Σύγχρονες λοιπόν, διαγνωστικές, απεικονιστικές, εργαστηριακές και θεραπευτικές συσκευές, νέα βιοϊατρικά τα οποία πληρούν την ανάγκη βιοσυμβατότητας, καθώς και βοηθήματα για άτομα με ειδικές ανάγκες προσφέρουν στους ανθρώπους - πολίτες μια καλύτερη ποιότητα ζωής. Στο μέλλον, όπως είδαμε, αναμένεται ακόμα μεγαλύτερη αξιοποίηση τους, ενώ δεν αποκλείεται κάποτε να ενταχθούν και στην καθημερινότητα μας.

Τέλος, οι διάφοροι οργανισμοί που συνθέτουν το δίκτυο παροχής υπηρεσιών υγείας οφείλουν να επιλύσουν όλα τα επιφανειακά προβλήματα (νομικά ζητήματα, καχυποψία, αλλαγή κουλτούρας) και να αξιοποιήσουν την τεχνολογία, πραγματοποιώντας έτσι το πρώτο βήμα που θα φέρει την Βιοϊατρική Τεχνολογία πιο κοντά στον προορισμό της, ο οποίος είναι η χρήση της τεχνολογίας και των θετικών επιστημών στην υπηρεσία της καλύτερης παροχής υγείας και της ποιότητας ζωής και περίθαλψης ανά πάσα στιγμή, οπουδήποτε και για τον οποιονδήποτε και προσαρμοσμένη στις ανάγκες του. Στην εποχή που ζούμε λοιπόν, η υλοποίηση ενός οράματος που θέλει να διατηρήσει τον ευαίσθητο χαρακτήρα του και να έχει κοινωνικό αντίκρισμα, είναι έργο μεν δύσκολο αλλά αποτελεί δε μεγάλη πρόκληση.

9.1.(6).Μήνυμα για το μέλλον.

Καταρχάς, ο σύγχρονος πολιτισμός χαρακτηρίζεται από μια επιτάχυνση στην ανάπτυξη των θετικών επιστημών, ενώ την ίδια στιγμή ο ηθικοπνευματικός πολιτισμός προχωράει με βήμα σημειωτόν. Ωστόσο, θα ήταν περισσότερο έγκυρο αν κάναμε λόγο όχι μόνο για επιβράδυσή του, αλλά και παρακμή του.

Εν συνεχεία, ο σημερινός άνθρωπος αξιοποιώντας τις γνώσεις του παρελθόντος και εκμεταλλευόμενος τα πορίσματα της επιστήμης, αναρριχήθηκε στις ψηλότερες βαθμίδες της πυραμίδας του πνεύματος, διείσδυσε στο μικρόκοσμο και το μακρόκοσμο και κατάκτησε τα κοσμικά και ζωϊκά μυστήρια. Τούτος ο αυτοδύναμος και αυτάρκης άνθρωπος της εποχής μας, χάριν στην αλματώδη εξέλιξη των

επιστημών, αποδεσμεύτηκε κι από την αγωνία της φθοράς του. Αφού, η ιατρική του πρόσφερε ασφάλεια και σιγουριά για το μέλλον του. Πιο συγκεκριμένα, με τις σύγχρονες μεθόδους της ιατρικής καταπολεμήθηκε ακόμη και ο ίδιος ο θάνατος, αφού παρατάθηκε ο μέσος όρος ζωής του ανθρώπου. Η ιατρική έφθασε στο θαυμαστό σημείο να αντικαθιστά μέλη, να μεταμοσχεύει όργανα του σώματος, να εγχειρίζει με ακτίνες λέιζερ δίχως να χύνεται σταγόνα αίματος. Τούτα αποτελούν ελάχιστα δείγματα τα οποία αποδεικνύουν περίτρανα ότι σήμερα μπορούμε να κάνουμε λόγο για επιστημονικά θαύματα. Ενώ από την άλλη πλευρά, έχει ήδη έτοιμο τον μαζικό όλεθρο συμπυκνωμένο σε πυρηνικές κεφαλές.

Εν κατακλείδι, αυτός ο παντοδύναμος άνθρωπος, ο τεχνολογικά γίγαντας ο οποίος σήμερα απολαμβάνει έναν κόσμο που στηρίζεται στην άνεση, στην απόλαυση και στην αφθονία, μέσα του νιώθει πυγμαίος και οι διαστάσεις του είναι αντιστρόφως ανάλογες με το μέγεθος της γνώσης του. Είναι γεγονός ότι η επιστημονική πρόοδος δεν αποτελεί συνώνυμο της ανθρώπινης προόδου. Ο άνθρωπος αντί να είναι άνθρωπος με άλφα κεφαλαίο έγινε σαστισμένος θεός, θεός με θ μικρό, ένας θεός που ανεβαίνει στο βάθρο του σύμπαντος, αλλά χάνει την επικοινωνία στη γη. Το δώρο της φωτιάς του Προμηθέα έδωσε στον άνθρωπο τη δυνατότητα να θέσει τις βάσεις για την τεχνολογική του εξέλιξη. Τούτο το δώρο ο άνθρωπος στην πορεία της ζωής του, το εκμεταλλεύτηκε στο έπακρο. Ωστόσο, παρέλειψε να αξιοποιήσει τα δώρα του Δία την αιδώ και τη δίκη. Είναι ηλίου φαεινότερον ότι ο άνθρωπος δίχως τις αρετές που του πρόσφερε ο Δίας θα καταστεί στην καλύτερη περίπτωση, υπηρέτης ενός αδυσώπητου θεού που ο ίδιος δημιούργησε ή στην χειρότερη περίπτωση, ένα δίποδο τέρας και ολετήρας της ίδιας του της ύπαρξης.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.

- 1) Δημήτρης Πράπας , "Τεχνολογία μετρήσεων αρχές και εφαρμογές.", εκδόσεις: Τζιόλα, 2009.
- 2) Κώστας Καλαϊτζάκης, Ευτύχης Κουτρούλης, "Ηλεκτρικές μετρήσεις και αισθητήρες, αρχές λειτουργίας και σχεδιασμός των ηλεκτρικών συστημάτων μέτρησης.", εκδόσεις: Κλειδάριθμος, 2010.
- 3) Αντώνιος Γαστεράτος, Σπυρίδων Γ. Μουρούτσος, Ιωάννης Ανδρεάδης, "Τεχνολογία μετρήσεων αισθητήρια.", εκδόσεις: Τσότρας, Αθήνα 2013.
- 4) Peter Elgar, "Αισθητήρες μέτρησης και ελέγχου.", εκδόσεις: Τζιόλα, 2003.
- 5) Λουτρίδης Ι. Σπυρίδων, " Τεχνολογία μετρήσεων και αισθητήρων.", εκδόσεις: Ίων, 2008.
- 6) Γεώργιος Δ. Σεργιάδης, "Βιοϊατρική τεχνολογία.", εκδόσεις: University Studio Press, Θεσσαλονίκη, 2009.
- 7) Δημήτριος Κουφογιάννης, Ε. Μολυβδά – Αθανασοπούλου, Αναστάσιος Σιούντας, Άννα Γκοτζαμάνη – Ψαρράκου, Κυριάκος Ψαρράκος, "Ιατρική φυσική – Τόμος: Β' (στοιχεία γενικής φυσικής και εφαρμογές στην ιατρική, υπέρηχοι, laser, MRI, βιο – μηχανολογία.", εκδόσεις: University Studio Press, Θεσσαλονίκη 1997.
- 8) Κυριάκος Ψαρράκος, Ε. Μολυβδά – Αθανασοπούλου, Αναστάσιος Σιούντας, "Ιατρική φυσική – Τόμος: Α' (στοιχεία ακτινοφυσικής και εφαρμογές στην ιατρική, ραδιοβιολογία, ακτινοπροστασία." εκδόσεις: University Studio Press, Θεσσαλονίκη 1997.
- 9) Κωνσταντίνος Καλοβρέκτης, Νικόλαος Κατέβας, "Αισθητήρες μέτρησης και ελέγχου.", εκδόσεις: Τζιόλα, 2014.
- 10) Δ. Κουτσούρης, Κ. Νικήτα, Σ. Παυλόπουλος, "Ιατρικά απεικονιστικά συστήματα.", εκδόσεις: Τζιόλα, 2004.
- 11) Ι. Λομβαρδάς, "Η σύγκλιση και η δυσλειτουργία του στοματογναθικού συστήματος.", Στοματολογία 2007.
- 12) Ι. Λομβαρδάς, "Παθολογία της σύγκλισης.", εκδόσεις: Παρισιάνου, Αθήνα 1990.
- 13) Δ. Κουτσούρης, Σ. Παυλόπουλος, Α. Πρέντζα, "Εισαγωγή στη βιοϊατρική τεχνολογία και ανάλυση ιατρικών σημάτων." εκδόσεις: Τζιόλα, 2015.
- 14) John G. Webster, " Ιατρική οργανολογία εφαρμογή και σχεδιασμός.", εκδόσεις: Ίων, 2004.
- 15) Μαργαρίτα Τζαφλίδου, "Ιατρική φυσική, βιοηλεκτρισμός, οπτική, θερμότητα, ψύχος, εκδόσεις: Gutenberg, Αθήνα, 2010.
- 16) Τσιπούρας Μάρκος, Γιαννακάς Νικόλαος, Καρβούνης Ευάγγελος, Τζάλλας, Αλέξανδρος, " Ιατρική πληροφορική Ψηφιακή Επεξεργασία Βιοϊατρικών Σημάτων.", Αθήνα, 2015.

- 17) Γιώργος Χ Παπαδόπουλος, "Ο εγκέφαλος που (δεν) ξέρουμε", Ελευθεροτυπία, Μαρτιος 1999.
- 18) Ελένη Χαρατσή – Γιωτάκη, "Σύγχρονη εσωτερική παθολογία.", εκδόσεις: Σιώκης ιατρικές και επιστημονικές εκδόσεις, Αθήνα, 2010.
- 19) Ι. Ευδοκιμίδης, Κ. Πόταγας, Ν. Καλφάκης, "Νευρολογία Βασιλόπουλος", εκδόσεις: BROKEN HILL PUBLISHERS LTD, 2015.

ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.

- 1) <http://www.tsarpalis.gr/el/start/>
- 2) <http://www.e-cardio.gr/>
- 3) <http://pneumoney.com/>
- 4) <https://www.smart-tech.gr/TomTom-Runner-3-Cardio-Black-And-Green.html>
- 5) <http://slideplayer.gr/slide/2798594/>
- 6) <https://www.harmanis.com.gr/>
- 7) <http://www.medi-shop.gr/>
- 8) <http://www.neuro-sali.gr/>
- 9) <http://www.kiriazopoulou.gr/hlektromiografima/>
- 10) <http://zkatsare-cardio.gr/2015/11/12/test-%CE%BA%CE%BF%CF%80%CF%8E%CF%83%CE%B5%CF%89%CF%82/>
- 11) <https://www.nikoskaratzas.gr/>
- 12) <http://respi-gam.net/>
- 13) <https://medical.gr/>
- 14) <http://www.iator.gr/>
- 15) <https://www.pneumonologos.net/>
- 16) <http://www.bio-care.gr/>
- 17) <http://www.iatropedia.gr/>
- 18) <http://www.cardionet.gr/>
- 19) <http://www.iatronet.gr/>
- 20) <http://www.papapostolou.gr/>
- 21) <http://www.car-dia.gr/>
- 22) <http://www.greekcardiology.gr/>
- 23) <https://drnickdds.com/>

- 24) <http://doctorbabis.gr/>
- 25) <http://healthnotesandnews.blogspot.gr/>
- 26) <http://www.dentalradiology.com.gr/>
- 27) <http://eurodentica.gr/>
- 28) <http://www.dentalalert.gr/>
- 29) <http://dentalopinions.blogspot.gr/>
- 30) <https://www.tekscan.com/>
- 31) <https://www.dentaladvisor.com/>
- 32) <http://mimobaby.com/>
- 33) <http://gr.euronews.com/>
- 34) <http://www.tovima.gr/science/article/?aid=658293>
- 35) <http://gr.euronews.com/2015/03/26/smart-textile-ready-to-boost-performance-sports-wear-market>
- 36) <http://gr.euronews.com/2017/02/06/smart-fashion-what-do-our-clothes-say-when-they-talk-to-us>
- 37) <http://www.diakonima.gr/2013/11/16/%CF%84%CE%B1-%CE%AD%CE%BE%CF%85%CF%80%CE%BD%CE%B1-%CF%81%CE%BF%CF%8D%CF%87%CE%B1-%CF%83%CF%8E%CE%B6%CE%BF%CF%85%CE%BD-%CE%B6%CF%89%CE%AD%CF%82/>
- 38) <http://www.dental-blog.gr/>
- 39) <http://google//εικόνες>.
- 40) <https://www.dentalplace.gr/>





«Οὐκ ἔνι ἰατρικὴν εἰδέναι, ὅστις μὴ οἶδεν ὃ τι ἐστὶν ἄνθρωπος.»

Ἱπποκράτης, 460-377 π.Χ. , Πατέρας της Ιατρικής

**(μτφρ: είναι αδύνατο να ξέρει την ιατρική,
αυτός που δεν ξέρει ακριβώς τι είναι ο άνθρωπος.).**

