



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

**ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ**

Τίτλος Διπλωματικής Εργασίας:

**Σύστημα απαγωγής βιοσημάτων με την
χρήση προγραμματιζόμενου
μικροελεγκτή**

ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ ΚΕΛΕΣΙΔΗΣ

Αριθμός Μητρώου: 14036

Επιβλέπων Καθηγητής

Δημήτριος Γκλώτσος, Επίκουρος Καθηγητής

Αθήνα 25/02/2023

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Δημήτριος Γκλώτσος

Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Παντελεήμων Ασβεστάς

Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Σπυρίδων Κωστόπουλος

Αναπληρωτής Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο υπογράφων ΚΕΛΕΣΙΔΗΣ ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ του ΓΕΩΡΓΙΟΥ, με αριθμό μητρώου 14036 φοιτητής του Τμήματος ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗΣ της Σχολής ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του διπλώματός μου».

Ημερομηνία

31/01/2023

Ο/Η Δηλών/ούσα



ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής είναι η υλοποίηση ενός συστήματος με την βοήθεια μικροελεγκτή, το οποίο θα μετρά, υπολογίζει και θα απεικονίζει τρία βιοσήματα (βιολογικά σήματα) ή αλλιώς, τα ζωτικά σήματα του ανθρώπινου οργανισμού. Η υλοποίηση αυτής της πλατφόρμας καταγραφής βιοσημάτων γίνεται με την χρήση του μικροελεγκτή ονόματι, Arduino. Τα βιοσήματα που θα απεικονίζονται αυτής της συσκευής είναι αυτά της θερμοκρασίας, του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ) και της παλμικής οξυμετρίας. Το όλο εγχείρημα είναι μια προσπάθεια της μίμησης ενός μόνιτορ παρακολούθησης βιοτικών σημάτων ασθενή, το οποίο λόγω μεγέθους, κόστους αλλά και δυνατοτήτων θα μπορεί να χρησιμοποιηθεί και στην κατ' οίκον νοσηλεία. Πέραν του πειραματικού μέρους που αναφέρθηκε παραπάνω, υπάρχει και το θεωρητικό στο οποίο αναλύεται η θεωρία των βιοσημάτων από την ιατρική σκοπιά, καθώς και η τεχνική ανάλυση και η περιγραφή των τεχνολογιών των αντικειμένων, που χρησιμοποιήθηκαν για την πραγματοποίηση της πειραματικής διάταξης. Για την δημιουργία της πλατφόρμας απεικόνισης βιοσημάτων, χρησιμοποιήθηκαν βιο-αισθητήρες για την απαγωγή των σημάτων οι οποίοι είναι για την θερμοκρασία ο DS18B20, για το ΗΚΓ ο AD8232 και για την μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου στο αίμα ο MAX3010X. Τέλος, έπειτα από συγκρίσεις του συστήματος, με άλλα επιμέρους συστήματα της αγοράς, αναφέρονται κάποια συμπεράσματα για το κατά πόσο ένα τέτοιο σύστημα, με αυτές τις προδιαγραφές, θα μπορούσε να λειτουργεί επιτυχώς στην θέση ενός ολοκληρωμένου μόνιτορ παρακολούθησης ζωτικών σημάτων.

SUMMARY

The purpose of this diploma is to implement a system with the help of a microcontroller, which will measure, calculate and display three vital signs. These vital signs recording platform is implemented using a microcontroller named, Arduino. The vital signs of this device are those of temperature, electrocardiogram (ECG) and pulse oximetry (SPO2). The whole project is an attempt to imitate a patient's vital signs monitoring, which due to its size, cost and capabilities can be used in home healthcare. In addition to the experimental part mentioned above, there is also the theoretical one which analyzes the theory of vital signs from a medical point of view, as well as the technical analysis and description of the technologies of the objects used to carry out the experimental device. For the creation of the vital signs imaging platform, biosensors were used to transmit the signals which are for the temperature the DS18B20, for the ECG the AD8232 and for the measurement of the oxygen saturation in the blood the MAX3010X. Finally, after comparisons of the system with other sub-systems on the market, some conclusions are mentioned as to whether such a system, with these specifications, could function successfully in place of a complete vital signal monitoring system.

Λέξεις Κλειδιά:

Διπλωματική Εργασία, Ηλεκτροκαρδιογράφημα, ΗΚΓ, Θερμόμετρο, Μέτρηση Θερμοκρασίας του Σώματος, Παλμική Οξυμετρία, Οξύμετρο, Spo2, Arduino, Πλατφόρμα Παρακολούθησης Ζωτικών Σημάτων, Βιοσήματα, AD8232, MAX3010X, MAX30100, DS18B20.

Keywords:

Final project, Electrocardiogram, ECG, Thermometer, Body Temperature Measurement, Pulse Oximetry, Oximeter, Spo2, Arduino, Vital sign monitoring system, vital signs, AD8232, MAX3010X, MAX30100, DS18B20.

Ευχαριστίες:

Με την ολοκλήρωση αυτής της διπλωματικής, ολοκληρώνεται και το ταξίδι που βίωσα μέσα από το τμήμα αυτής της σχολής. Ένα ταξίδι που απαίτησε αρκετό χρόνο, κόπο και μόχθο. Ευχαριστώ πάνω από όλα την οικογένεια μου που με στήριξε λοιπόν, σε όλο αυτό το ταξίδι, τόσο όσον αφορά την οικονομική βοήθεια, αλλά και όσο την ψυχολογική στήριξη στο να καταφέρω να ανταπεξέλθω στις δυσκολίες που υπήρξαν. Επίσης ένα μεγάλο ευχαριστώ σε όλους τους καθηγητές που ήταν δίπλα μας, δίνοντας τον καλύτερο εαυτό τους για να μας βοηθούν, καθώς και να μεταλαμπαδεύουν γενικές, αλλά και ειδικές γνώσεις στους φοιτητές και συγκεκριμένα στον καθηγητή και επιβλέποντα αυτής της διπλωματικής εργασίας, Δημήτριο Γκλώτσο, οποίος πέραν της βοήθειας του στο κομμάτι των γνώσεων, με έκανε να πιστέψω στην επιτυχημένη ολοκλήρωση της εργασίας και του πειράματος.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	7
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	9
ΘΕΩΡΙΑ	10
1 Εισαγωγική θεωρία για τα μόνιτορ και τα βιοιατρικά σήματα.	10
1.1 Μόνιτορ παρακολούθησης βιοιατρικών σημάτων	10
1.2 Βιοσήματα – Βιοιατρικά σήματα	11
1.3 Αισθητήρες βιοσημάτων.....	12
2 Καρδιά και Ηλεκτροκαρδιογράφημα	13
2.1 Η λειτουργία της καρδιάς - ανατομικά.....	13
2.2 Η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς	15
2.3 Ηλεκτροκαρδιογράφημα.....	17
2.4 Το καρδιακό άνυσμα και οι απαγωγές του.....	23
2.5 Ηλεκτρόδια απαγωγής βιοσήματος.....	28
2.6 Εξειδικευμένη περίπτωση ηλεκτροκαρδιογραφήματος κύησης.....	32
2.7 Ηλεκτροκαρδιογράφος.....	33
2.8 Προβλήματα που εντοπίζονται σε ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα και η αντιμετώπισή τους.....	36
3 Η αρτηριακή πίεση του αίματος και το πιεσόμετρο	39
3.1 Εισαγωγή στην αρτηριακή πίεση του αίματος	39
3.2 Λειτουργία αισθητήρων πίεσης.....	43
3.3 Ιστορική αναδρομή της μελέτης αρτηριακής πίεσης	47
3.4 Μη επεμβατική αρτηριακή πίεση	53
3.4.1 Εναλλακτικοί τρόποι διάγνωσης με μη επεμβατικό τρόπο.....	57
3.4.2 Ο καλύτερος τρόπος για την μέτρηση αρτηριακής πίεσης αίματος με μη επεμβατικό τρόπο	57
3.5 Συσκευές που χρησιμοποιήθηκαν – χρησιμοποιούνται για την μη επεμβατική μέτρηση της αρτηριακής πίεσης.....	58
3.6 Επεμβατική αρτηριακή πίεση	63
3.7 Σύγκριση των δύο μεθόδων IPB - NIBP	69
3.8 Η μέτρηση της αρτηριακής πίεσης σήμερα και το μέλλον της	71
4 Παλμική οξυμετρία	72
4.1 Εισαγωγή στην οξυμετρία.....	72
4.2 Εισαγωγή στην παλμική οξυμετρία	74
4.3 Η ιστορία της παλμικής οξυμετρίας και του παλμικού οξόμετρου.....	74
4.4 Αρχή λειτουργίας της παλμικής οξυμετρίας	76
4.4.1 Η απορρόφηση του φωτός από την αιμοσφαιρίνη.....	78

4.5 Η συσκευή μέτρησης του κορεσμού του οξυγόνου μέσω παλμικής οξυμετρίας	80
4.6 Άλλες τεχνικές για τη μέτρηση του οξυγόνου στους ιστούς και στο αίμα	84
5 Θερμοκρασία	88
5.1 Εισαγωγή στην θερμοκρασία του ανθρώπου	88
5.2 Ιστορία της θερμοκρασίας και του θερμομέτρου	90
5.3 Σημεία μέτρησης θερμοκρασίας σώματος	91
5.4 Τύποι θερμομέτρων και αρχή λειτουργίας τους	94
6 Τα μόνιτορ παρακολούθησης ζωτικών σημάτων του εμπορίου αλλά και οι υπάρχουσες πειραματικές διατάξεις	98
6.1 Μόνιτορ παρακολούθησης ζωτικών σημάτων κλινικής χρήσης	98
6.1.1 Τα τμήματα (modules) ενός παρακλίνιου μόνιτορ	99
6.1.2 Επιπλέον λειτουργίες μόνιτορ παρακολούθησης	101
6.2 Υπάρχοντα μόνιτορ παρακολούθησης εμπορίου	102
6.2.1 Κοινά χαρακτηριστικά μεταξύ των μοντέλων μόνιτορ	102
6.2.2 Διαφορές μεταξύ των μοντέλων μόνιτορ	104
6.3 Μόνιτορ παρακολούθησης ζωτικών σημάτων εξ' αποστάσεως	107
6.4 Υπάρχουσες πειραματικές διατάξεις monitoring βιοσημάτων	108
6.4.1 Πειραματικές διατάξεις που βασίζονται σε προηγούμενες έρευνες	109
6.4.1.1 Πειραματικές διατάξεις που βασίζονται κυρίως στο ΗΚΓ	110
6.4.1.2 Πειραματικές διατάξεις που βασίζονται κυρίως στο SPO2	111
6.4.1.3 Πειραματικές διατάξεις που χρησιμοποιούν πάνω από 2 αισθητήρες	111
Πείραμα	113
1 Μεθοδολογία και Υλικά	113
1.1 Αισθητήρας Ηλεκτροκαρδιογραφήματος	113
1.2 Αισθητήρας SPO2	118
1.3 Αισθητήρας θερμοκρασίας	120
1.4 Arduino Uno Rev3	121
1.5 Λογισμικό IDE	122
1.6 Επιπλέον υλικά που χρησιμοποιήθηκαν στην πειραματική διάταξη	123
2 Υλοποίηση πειράματος	126
2.1 Επεξήγηση της συνδεσμολογίας της πειραματικής διάταξης	127
2.2 Παρουσίαση του κώδικα της πειραματικής διάταξης στο λογισμικό Arduino IDE	130
3 Αποτελέσματα	133
4 Συμπεράσματα	137
5 Μελλοντική έρευνα και εμπλουτισμός της παρούσας πειραματικής διάταξης	138
Βιβλιογραφία	139

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η παρούσα διπλωματική εργασία αφορά τα συστήματα παρακολούθησης ζωτικών σημάτων ασθενή. Αυτά τα συστήματα ονομάζονται παρακλίνια μόνιτορ με τον αγγλικό όρο bedside monitor. Γίνεται θεωρητική ανάλυση της γενικής λειτουργίας αυτών, καθώς και ποιες είναι οι επιμέρους λειτουργίες τους. Αναφέρονται και αναλύονται τα βιοσήματα, τα οποία είναι δυνατόν να παρακολουθηθούν από τέτοιου είδους συστήματα. Το πειραματικό κομμάτι, είναι μια προσπάθεια κατασκευής ενός τέτοιου συστήματος, με αρκετά χαμηλότερο κόστος από αυτό των κλινικών μόνιτορ, με εξαρτήματα και αισθητήρες που υπάρχουν στο εμπόριο των ηλεκτρονικών. Στην συγκεκριμένη πειραματική διάταξη, χρησιμοποιήθηκε ο μικροελεγκτής Arduino Uno, ως το κέντρο συλλογής όλων των σημάτων από τους αισθητήρες. Οι αισθητήρες που χρησιμοποιήθηκαν για την απαγωγή των βιοσημάτων είναι ο AD8232 για το ηλεκτροκαρδιογράφημα, ο MAX30100, που ανήκει στην κατηγορία αισθητήρων MAX3010X, για την μέτρηση του ποσοστού κορεσμού οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης (SPO2) και ο DS18B20 για την μέτρηση της θερμοκρασίας. Η διπλωματική εργασία, χωρίζεται στο θεωρητικό μέρος που επεξηγούνται αυτά τα βιοσήματα και στο πειραματικό μέρος που παρουσιάζεται η υλοποίηση της πειραματικής διάταξης.

Στο θεωρητικό μέρος, στο πρώτο κεφάλαιο, αναφέρονται κάποιες βασικές θεωρίες για τα μόνιτορ παρακολούθησης ζωτικών σημάτων, όπως για το ποια βιοσήματα μετράνε και με ποιόν τρόπο. Στο δεύτερο κεφάλαιο γίνεται ανάλυση της λειτουργίας της καρδιάς, καθώς και του τρόπου με τον οποίο γίνεται η απαγωγή και η καταγραφή των βιοσημάτων της. Εν συνεχεία, στο τρίτο κεφάλαιο, αναλύεται η αρτηριακή πίεση, τόσο σε βιολογικό επίπεδο αναφορικά με τον ανθρώπινο οργανισμό, όσο και με τους τρόπους που υπάρχουν και τις μεθόδους που χρησιμοποιούνται για την μέτρησή της. Σε αυτό το κεφάλαιο, αναλύεται και η αναίμακτη μέθοδος με περιχειρίδα και η αιματηρή διαδικασία με την χρήση καθετήρα. Αμέσως μετά, στο κεφάλαιο τέσσερα, αναπτύσσεται η θεωρία και η φυσική της παλμικής οξυμετρίας και η σημαντικότητά της στην ιατρική. Έπειτα, στο πέμπτο κεφάλαιο, εξηγείται η σημαντικότητα της ιατρικής πληροφορίας που εξάγεται από την θερμοκρασία του ανθρώπινου οργανισμού. Επίσης, γίνεται μια σύντομη αναφορά, στα μέσα τα οποία υπάρχουν και στους τρόπους, που μπορεί να παρθεί μια μέτρηση της θερμοκρασίας. Στο επόμενο και τελευταίο κεφάλαιο της θεωρίας, περιγράφονται τα παρακλίνια μόνιτορ, όσον αφορά τις λειτουργίες τους και τα χαρακτηριστικά τους. Ακόμη, αναφέρεται σε ποιες περιπτώσεις είναι απαραίτητο και γιατί. Τέλος, γίνεται εποπτική αναφορά σε προηγούμενες πειραματικές διατάξεις που έχουν δημιουργηθεί.

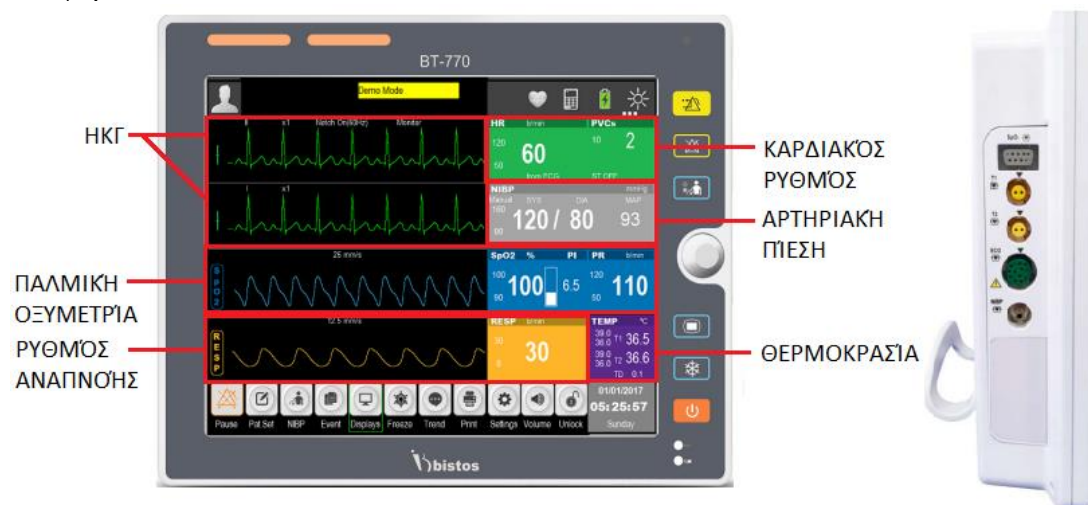
Στο πειραματικό μέρος, αρχικά, γίνεται αναφορά όλων των εξαρτημάτων που χρησιμοποιήθηκαν για την υλοποίηση της πειραματικής διάταξης. Έπειτα, γίνεται ανάλυση των αισθητήρων, όσον αφορά την λειτουργία τους και τα τεχνικά τους χαρακτηριστικά. Στην συνέχεια, παρουσιάζεται η πειραματική διάταξη και ο κώδικας που χρησιμοποιήθηκε. Τέλος, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα, παρατίθενται τα συμπεράσματα του πειράματος και αναφέρονται και κάποιες επιπλέον διεργασίες που θα μπορούσαν να γίνουν, για να εμπλουτιστεί παραπάνω η υπάρχουσα πειραματική διάταξη.

ΘΕΩΡΙΑ

1 Εισαγωγική θεωρία για τα μόνιτορ και τα βιοιατρικά σήματα.

1.1 Μόνιτορ παρακολούθησης βιοιατρικών σημάτων

Ένα μόνιτορ ή αλλιώς ονομαζόμενο σύστημα απαγωγής βιοιατρικών σημάτων, έχει ως κύρια διεργασία του, την λήψη βιοιατρικών σημάτων από τον εκάστοτε ασθενή – νοσηλευόμενο και στην συνέχεια την απεικόνισή τους στην οθόνη. Το εν λόγω μηχάνημα όπως φαίνεται και στην Εικόνα 1, έχει μορφή οθόνης και εξαιτίας αυτού, το όνομα του παραπέμπει στην αγγλική λέξη monitor που μεταφράζεται στην γλώσσα μας ως οθόνη. Τα μόνιτορ, εμπεριέχουν κάποια τμήματα (modules) που φέρουν τους ανιχνευτές των βιοσημάτων. Κάποια από τα βασικά σήματα που μετρούνται και απεικονίζονται από τα μόνιτορ είναι αυτά του ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ στα αγγλικά Electrocardiography - ECG), της μη επεμβατικής αρτηριακής πίεσης (non-invasive blood pressure - NIBP), τον κορεσμό του οξυγόνου του αίματος (Peripheral oxygen saturation - SpO2) και της θερμοκρασίας του ανθρώπινου σώματος. Παρακάτω, θα αναλυθούν λεπτομερώς τα τέσσερα αυτά σήματα, καθώς είναι υψίστης σημασίας και υπάρχουν σαν διαδικασίες μέτρησης σε όλα τα μόνιτορ του εμπορείου. Ωστόσο, δεν είναι μόνο αυτά τα σήματα και οι παράμετροι που μετράνε τα μόνιτορ, αλλά υπάρχουν και πιο εξειδικευμένα, για τα οποία θα γίνει παρακάτω μία συνοπτική αναφορά.



Εικόνα 1: Μόνιτορ παρακολούθησης ζωτικών σημάτων ασθενή.

[https://www.gehealthcare.co.uk/-/jssmedia/global/covid-19/lcs-pdf/b125-b105-clinical-reference-guide_doc2204111.pdf?rev=-1]

Σκοπός, λοιπόν, των μόνιτορ είναι να παρέχουν συνεχώς και σε πραγματικό χρόνο ιατρικές πληροφορίες για τον ασθενή – νοσηλευόμενο στους θεράποντες και επιβλέποντες ιατρούς, αλλά και στο νοσηλευτικό προσωπικό. Επίσης, με την βοήθεια συναγερμών, οπτικών, ακουστικών ή και συνδυασμού αυτών, το ιατρικό προσωπικό ενημερώνεται και προειδοποιείται για τυχόν αποκλίσεις από τα όρια των βιοσημάτων, τα οποία έχουν τεθεί νωρίτερα από τους ιατρούς σε συνεργασία με τους χειριστές των μόνιτορ, αποκλειστικά για τον κάθε ασθενή. Τα μόνιτορ, χρησιμοποιούνται σε νοσοκομεία και κλινικές, για διαφορετικές περιπτώσεις και σε διαφορετικά τμήματα, όπως για παράδειγμα σε μονάδες εντατικής θεραπείας (ΜΕΘ), τμήμα επειγόντων

περιστατικών (ΤΕΠ), τμήμα καρδιολογικής, σε χειρουργεία κ.α., για να παρέχουν πληροφορίες στους ιατρούς και στο νοσηλευτικό προσωπικό, αναφορικά με την τρέχουσα κατάσταση του ασθενή ή του νοσηλευόμενου.

Επιπρόσθετα, εξαιτίας της ανάπτυξης των τεχνολογικών δυνατοτήτων και της εξέλιξης του διαδικτύου, σε συνδυασμό με την ευκολία στην χρήση των αισθητήρων ενός μόνιτορ, καθώς οι μετρήσεις που λαμβάνουν μέρος γίνονται κυρίως με αναίμακτο τρόπο, γεννάται ο όρος τηλεϊατρική. Ένας όρος που περιλαμβάνει την δυνατότητα να παρακολουθείτε ο ασθενής από τον τόπο κατοικίας του, σε πραγματικό χρόνο ανά πάσα ώρα και στιγμή εξ αποστάσεως. Πέραν της τεχνολογίας, αυτό το είδος παρακολούθησης καθίσταται και εύκολο, καθώς δεν απαιτείται εξειδικευμένο προσωπικό για την εφαρμογή των αισθητήρων στο σώμα του ασθενή, αλλά μπορεί να γίνεται είτε από τον ίδιο, εάν είναι σε κατάσταση που του το επιτρέπει, είτε από ένα κοντινό του πρόσωπο, στο οποίο θα έχει υποδείξει το νοσηλευτικό προσωπικό τον τρόπο και τη διαδικασία που αφορά την τοποθέτησή τους. Στη συνέχεια της εργασίας, θα γίνει αναλυτική περιγραφή της παρακολούθησης ασθενή εξ αποστάσεως, των τρόπων με τους οποίους μπορεί να συμβεί, καθώς και τα οφέλη που προσφέρει.

1.2 Βιοσήματα – Βιοιατρικά σήματα

Αναφέρθηκε προηγουμένως ότι η βασική λειτουργία των μόνιτορ είναι η απεικόνιση των βιοσημάτων. Ως βιοιατρικό σήμα ή εν συντομία, βιοσήμα, ορίζεται η διακύμανση ενός φυσικού μεγέθους στην διάρκεια του χρόνου, το οποίο λαμβάνει χώρα σε ένα από τα όργανα του ανθρώπινου σώματος. [1] Τα βιοσήματα χωρίζονται σε δύο κατηγορίες, τα μονοδιάστατα, τα οποία θα αποτελέσουν το αντικείμενο μελέτης της παρούσας διπλωματικής εργασίας, και τα πολυδιάστατα σήματα.

Μονοδιάστατα βιοσήματα, είναι αυτά του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, της παλμικής οξυμετρίας, του ρυθμού αναπνοής, θερμοκρασίας και πίεσης. Πολυδιάστατα βιοσήματα, είναι οι εικόνες από ακτινογραφία (x-ray), απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (Magnetic Resonance Imaging MRI), πυρηνική απεικόνιση (nuclear imaging), απεικόνιση υπερήχων (ultrasound) κ.α. που όμως δεν απασχολούν την θεματολογία των μόνιτορ. [1]

Ως μονοδιάστατο σήμα, ορίζουμε αυτό το οποίο αποτελείται από μία ακολουθία μεταβαλλόμενων τιμών, δηλαδή αυτό που στην πάροδο του χρόνου η μία τιμή του αλλάζει, χωρίς να εμπλέκονται άλλοι παράμετροι στην διαδικασία αυτή. [1] Τα μονοδιάστατα βιοιατρικά σήματα, που καταγράφουν αλλαγές μιας φυσικής ιδιότητας κατά την διάρκεια του χρόνου, χωρίζονται σε δύο κατηγορίες, τα μονοκαναλικά και τα πολυκαναλικά. Τα μονοκαναλικά είναι αυτά που για την απαγωγή του βιοσηματος χρησιμοποιείται μόνο ένας αισθητήρας, ενώ τα πολυκαναλικά αποτελούν αυτά που για την απαγωγή του βιοσηματος χρησιμοποιούνται δύο ή και παραπάνω αισθητήρες.

Στα μονοδιάστατα και στα μονοκαναλικά ανήκουν για παράδειγμα, η παλμική οξυμετρία και ο ρυθμός αναπνοής, τα οποία βιοσήματα δεν απαιτούν την χρήση παραπάνω από έναν αισθητήρα. [1] Από αυτή την πληροφορία εξάγεται και το συμπέρασμα ότι τα μονοκαναλικά σήματα δεν απαιτούν κάποιον σύνθετο εξοπλισμό, άρα και ούτε ακριβό, χωρίς όμως αυτό να υπονομεύει την αξία και την σημαντικότητα της ιατρικής πληροφορίας που παρέχουν. Σε αντίθεση με το ηλεκτροκαρδιογράφημα, που ανήκει στα μονοδιάστατα – πολυκαναλικά σήματα, το οποίο απαιτεί σύνθετο και ακριβό εξοπλισμό, διότι η απαγωγή και η καταγραφή του σήματος γίνεται με πολλούς αισθητήρες ταυτόχρονα.

Έτσι, λοιπόν, με την βοήθεια και την εξέλιξη του τεχνολογικού εξοπλισμού, υπάρχει δυνατότητα εξαγωγής τέτοιων σημάτων, που με την ανάλυση αυτών παρέχονται σημαντικές πληροφορίες ιατρικής φύσεως για τον ασθενή – νοσηλευόμενο. Αυτό το βιοιατρικό σήμα, το οποίο ανιχνεύεται από τον αισθητήρα, μετατρέπεται και τέλος απεικονίζεται, είναι αυτό που μπορεί να δώσει και την χρήσιμη ιατρική πληροφορία, που θα χρησιμοποιηθεί είτε για διάγνωση, είτε για πρόγνωση του ασθενή – εξεταζόμενου. Η ύπαρξη τυχόν παθογένειας σε έναν ασθενή, γίνεται αντιληπτή μέσω των πληροφοριών που παράγονται και εμφανίζονται στο μόνιτορ και οι οποίες αποκλίνουν από τις φυσιολογικές τιμές.

1.3 Αισθητήρες βιοσημάτων.

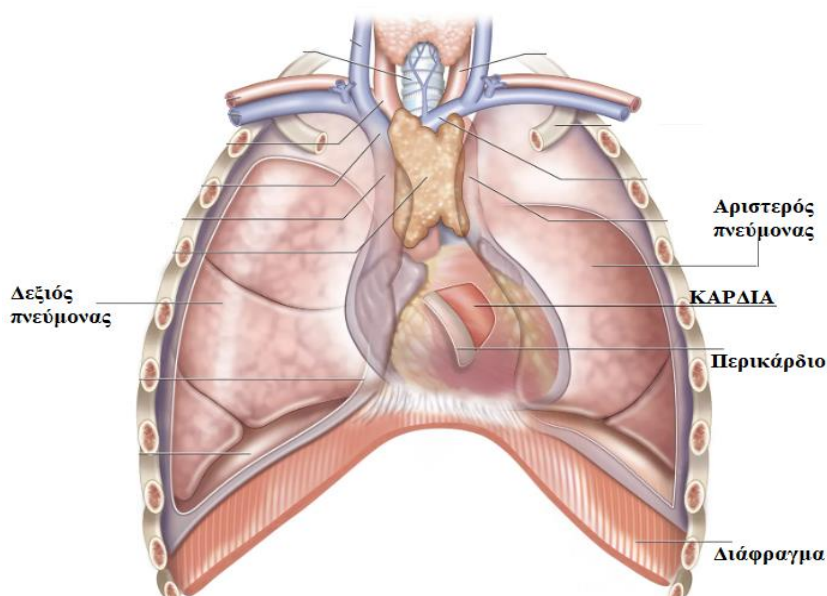
Ένα βιοιατρικό σήμα ανιχνεύεται με την βοήθεια αισθητήρων. Οι αισθητήρες, ως επί το πλείστον, είναι μετατροπείς, οι οποίοι ανιχνεύουν το σήμα σε όποια μορφή κι αν βρίσκεται αυτό και έπειτα το μετατρέπουν σε ηλεκτρική μορφή για να περαστεί, να ψηφιοποιηθεί και να απεικονιστεί στην οθόνη του μόνιτορ. Οι αισθητήρες αυτοί στην πραγματικότητα, ανιχνεύουν διακυμάνσεις και μεταβολές στον ανθρώπινο οργανισμό. [1] Υπάρχουν διάφοροι αισθητήρες που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να εξάγουν και να καταγράψουν χρήσιμη ιατρική πληροφορία σε διαφορετικούς ιατρικούς τομείς, όπως είναι τα επιταχυνσιόμετρα, τα γυροσκόπια, τα γωνιόμετρα, μαγνητικός τομογράφος, υπερηχογράφος, Γ κάμερα, οπτικό μικροσκόπιο κ.α. Σε αυτή την διπλωματική, θα γίνει ανάλυση για τους αισθητήρες που χρησιμοποιεί ένα μόνιτορ όπως για παράδειγμα, τα ηλεκτρόδια που αποτελούν αισθητήρες ηλεκτρικής δύναμης (electrical potential sensor), τους πιεζοηλεκτρικούς αισθητήρες που χρησιμοποιούνται στον αναπνευστικό ρυθμό και τον αισθητήρα φωτός, για την χρήση στην παλμική οξυμετρία.

Παρακάτω, θα γίνει η ανάλυση του θεωρητικού υποβάθρου για τα βιοσήματα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, της αρτηριακής πίεσης, της παλμικής οξυμετρίας και της θερμομέτρησης. Η ανάλυση θα γίνει τόσο σε βιολογικό επίπεδο, αναφορικά με την λειτουργία του οργανισμού, όσο και σε τεχνολογικό επίπεδο, αναφορικά με τον τρόπο καταγραφής των σημάτων, τα είδη των ανιχνευτών που χρησιμοποιούνται και τον τρόπο αξιοποίησης των πληροφοριών που παρέχονται.

2 Καρδιά και Ηλεκτροκαρδιογράφημα

2.1 Η λειτουργία της καρδιάς - ανατομικά

Ένα από τα ζωτικά όργανα του ανθρώπινου οργανισμού είναι η καρδιά. Βρίσκεται εντός της θωρακικής κοιλότητας, πάνω από το διάφραγμα, μεταξύ των δύο πνευμόνων, όπως παρουσιάζεται στην Εικόνα 2. Αποτελείται από το μυοκάρδιο, ένα ειδικού τύπου σκελετικό μυ, που συναντάται μόνο στην καρδιά και πουθενά αλλού στον ανθρώπινο οργανισμό. Την περιβάλλει ένας υμένας που ονομάζεται περικάρδιο, το οποίο σχηματίζει την περικαρδική κοιλότητα, μια κοιλότητα μεταξύ καρδιάς και περικαρδίου. Η ιστολογική δομή της καρδιάς, χωρίζεται σε τρεις στοιβάδες, το ενδοκάρδιο, το μυοκάρδιο και το επικάρδιο.



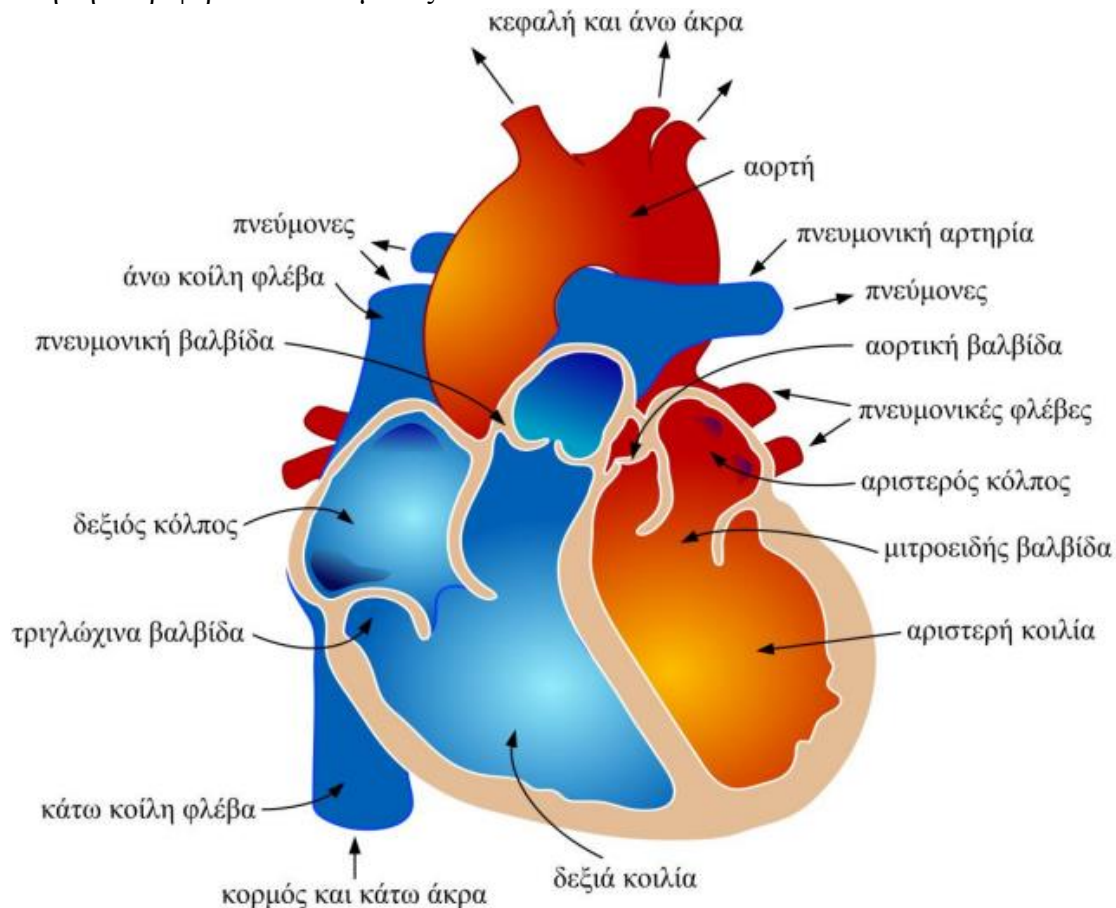
Εικόνα 2: Τοποθεσία καρδιάς

[<https://www.britannica.com/science/heart>]

Ο κυριότερος ρόλος του οργάνου αυτού, είναι να οξυγονώνει όλα τα όργανα που υπάρχουν στο ανθρώπινο σώμα, ανεξαιρέτως. Σκοπός της είναι να εμπλουτίσει το αίμα με οξυγόνο, περνώντας το από τους πνεύμονες και να το μεταφέρει μέσω του κυκλοφοριακού συστήματος του αίματος σε όλο το σώμα και σε όλα τα κύτταρα του οργανισμού. Η καρδιά, για να πετύχει τον σκοπό της, συστέλλεται και διαστέλλεται με αποτέλεσμα να λειτουργεί σαν μία αντλία, ώστε να μπορέσει να ωθήσει το οξυγονωμένο αίμα σε όλα τα μέρη του σώματος. Η ώθηση του οξυγονωμένου αίματος, οφείλεται στην συστολή της καρδιάς, ενώ στην διαστολή οφείλεται η πλήρωση της καρδιάς από το αίμα. [2] Το αίμα που δέχεται η καρδιά από τις φλέβες, βρίσκεται σε χαμηλή πίεση, ενώ το αίμα που το διαμοιράζει μέσω των αρτηριών, βρίσκεται σε υψηλή πίεση. Ο χρόνος που μεσολαβεί από το τέλος μιας συστολής του καρδιακού μυ, μέχρι το τέλος της επερχόμενης συστολής του, ονομάζεται καρδιακός παλμός ή αλλιώς καρδιακός κύκλος. Ένα φυσιολογικό εύρος καρδιακών παλμών είναι 60 με 80 παλμούς το λεπτό. Η διαδικασία της διαστολής του καρδιακού μυ, στην οποία η καρδιά γεμίζει με αίμα, ονομάζεται αλλιώς και , περίοδος χαλάρωσης.

Η καρδιά, αποτελείται από τέσσερα βασικά μέρη, τα οποία είναι ο δεξιός άνω κόλπος, η δεξιά κάτω κοιλία, ο αριστερός άνω κόλπος και η αριστερή κάτω κοιλία, όπως

παρουσιάζεται σχηματικά στην Εικόνα 3. [2] Η καρδιά, όσον αφορά την λειτουργία της, χωρίζεται στο δεξιό και στο αριστερό μέρος. Στο δεξιό μέρος της καρδιάς, και συγκεκριμένα στον δεξιό κόλπο, εισέρχεται αίμα προερχόμενο από την περιφερειακή κυκλοφορία, μέσω της άνω και κάτω κοίλης φλέβας. Έπειτα, αφού περάσει στην δεξιά κοιλία μέσω της τριγλώχινας βαλβίδας, το αίμα αποστέλλεται στους πνεύμονες, μέσω της πνευμονικής αρτηρίας, ώστε να οξυγονωθεί. Στο αριστερό μέρος της καρδιάς, και συγκεκριμένα στον αριστερό κόλπο, εισέρχεται αίμα προερχόμενο από του πνεύμονες, μέσω της πνευμονικής φλέβας. Στη συνέχεια, αφού το αίμα περάσει στην αριστερή κοιλία μέσω της μιτροειδούς βαλβίδας, η καρδιά το διαμοιράζει, μέσω της αορτής, σε όλη την περιφέρεια του σώματος.



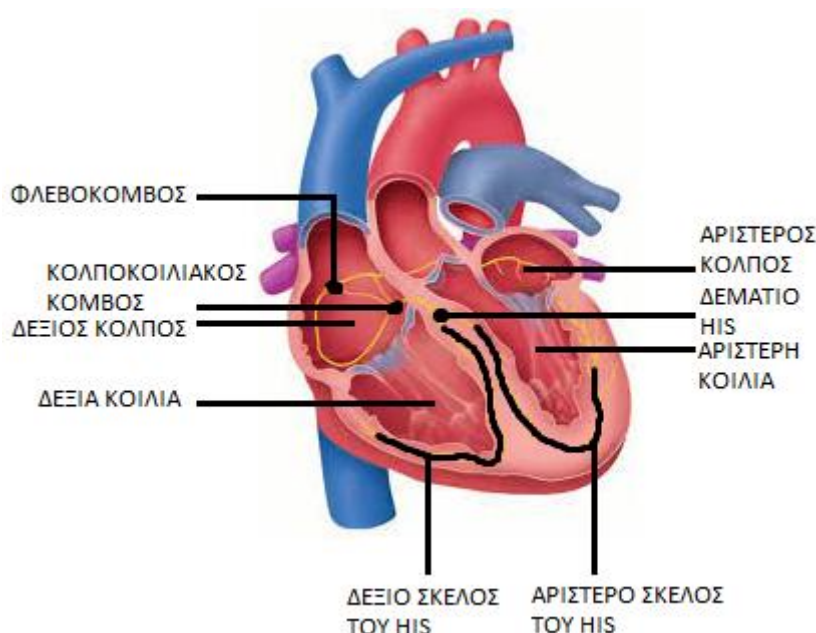
Εικόνα 3: Σχηματική απεικόνιση της ανθρώπινης καρδιάς.

[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:P_Anatomy.svg?uselang=el%23file]

Σε λειτουργία συστολής, η καρδιά έρχεται με την βοήθεια ηλεκτρικών ρευμάτων που διαδίδονται από τον καρδιακό μυ. Μέσω των τεσσάρων βασικών μερών (δεξιός άνω κόλπος, δεξιά κάτω κοιλία, αριστερός άνω κόλπος, αριστερή κάτω κοιλία) και του φλεβόκομβου μυ, γίνεται η παραγωγή και η διάδοση αυτών των ηλεκτρικών ρευμάτων. Ο φλεβόκομβος μυς, είναι μία ομάδα κυττάρων, τα οποία βρίσκονται στο δεξιό κόλπο της καρδιάς και αποτελούν τον αυτόματο βηματοδότη της. Η ηλεκτρική διέγερση της καρδιάς, αποτελείται από πέντε στάδια, τα οποία επαναλαμβάνονται διαδοχικά. [1] Αρχικά, παρατηρείται παραγωγή ερεθίσματος, το οποίο προέρχεται από τον φλεβόκομβο μυ. Έπειτα, σημειώνεται διέγερση στον δεξιό και αριστερό κόλπο και εν συνεχεία επέκταση του ερεθίσματος μέσα από τον κολποκοιλιακό κόμβο και το κολποκοιλιακό δεμάτιο ή αλλιώς το δεμάτιο His. Αμέσως μετά, πραγματοποιείται ξανά

επέκταση του ερεθίσματος προερχόμενο από τα δύο σκέλη του δεματίου. Τέλος, λαμβάνει χώρα η διέγερση του αριστερού και δεξιού κοιλιακού μυ.

Μία ακόμη λειτουργία του δεματίου His, το οποίο εντοπίζεται στην Εικόνα 4, είναι ότι δεν επιτρέπει την αμφίδρομη καρδιακή διέγερση από τους κόλπους προς τις κοιλίες. Δηλαδή, δεν επιτρέπει την μετάδοση των δυναμικών δράσης από τις κοιλίες προς τους κόλπους, με αποτέλεσμα να επιτρέπει την αγωγή μόνο από τους κόλπους προς τις κοιλίες. Επιπλέον, για την μονόδρομη κίνηση του αίματος σημαντικότερο ρόλο παίζει και ο συνδετικός ιστός, ονόματι κολποκοιλιακός ινώδης ιστός, ο οποίος χωρίζει τους κόλπους από τις κοιλίες. Ο ιστός αυτός λειτουργεί ως μονωτής μεταξύ των κόλπων και των κοιλιών, για να μην μπορεί να συμβεί καρδιακή διέγερση, έτσι ώστε η μοναδική αγωγή να συμβαίνει από το δεμάτιο His. [2] Ωστόσο, αν για κάποιο λόγο, υπάρχει αγωγή από τις κοιλίες του μυοκαρδίου προς τους κόλπους, τότε αναδεικνύονται φαινόμενα καρδιακής αρρυθμίας.



Εικόνα 4: Σύστημα καρδιακής αγωγιμότητας

[<https://www.pharmacy180.com/article/functions-of-the-heart-3620/>]

2.2 Η ηλεκτρική δραστηριότητα της καρδιάς

Τα κύτταρα του μυοκαρδίου, όταν βρίσκονται σε κατάσταση ηρεμίας, πολώνονται. Αυτό συμβαίνει, διότι το υγρό που υπάρχει μέσα και έξω από τα κύτταρα, έχει διαφορετικό φορτίο, μιας και οι συγκεντρώσεις ιόντων που βρίσκονται μέσα και έξω από την κυτταρική μεμβράνη των κυττάρων της καρδιάς είναι διαφορετικές. Εντός κυττάρου, το δυναμικό κυμαίνεται περίπου κοντά στα -90 mV συγκριτικά με τον εξωκυττάριο χώρο. [3] Σε κατάσταση ηρεμίας, στον εξωκυττάριο χώρο, υπάρχει μια περίσσεια θετικών ιόντων του Νατρίου. Η κυτταρική μεμβράνη, δεν επιτρέπει την διέλευση των ιόντων Νατρίου (Na^+), Ασβεστίου (Ca^+) και Καλίου (K^+), εκτός και αν υπάρξει διέγερση ενός κυττάρου, πράγμα που θα προκαλέσει αύξηση της διαπερατότητας της μεμβράνης, όσον αφορά τα ιόντα Νατρίου, Ασβεστίου και Καλίου. Αυτό, έχει σαν αποτέλεσμα να εισέρχονται στο κύτταρο περισσότερα ιόντα Νατρίου συγκριτικά με αυτά που εξέρχονται και έτσι να αλλάζει το δυναμικό στο κύτταρο. Αυτή

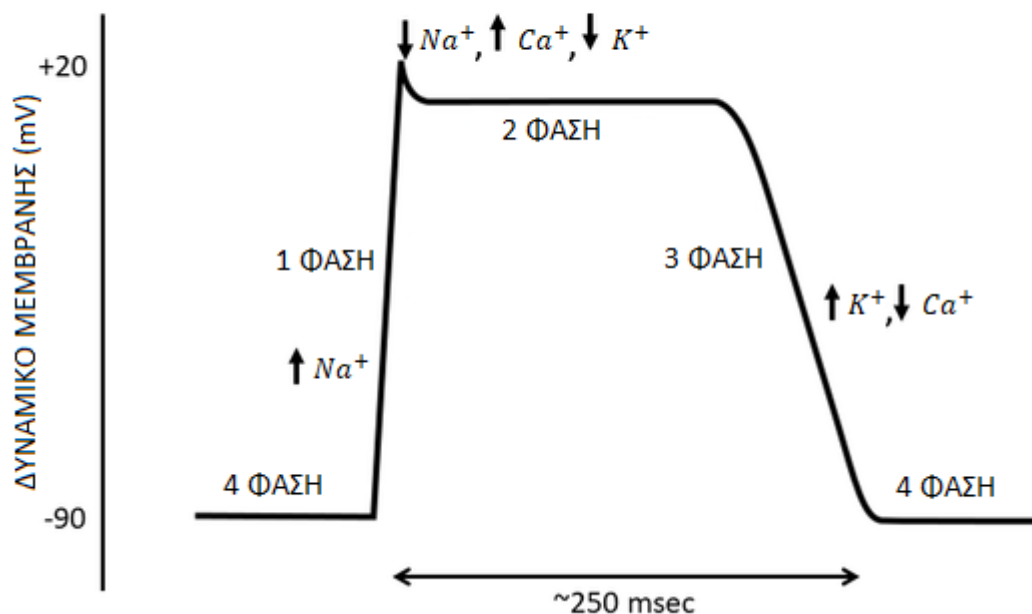
η διαδικασία, ονομάζεται εκπόλωση και το δυναμικό ενός κυττάρου γίνεται θετικό, συγκριτικά με τον εξωκυττάριο χώρο. Έπειτα, εξαιτίας των αντλιών ιόντων που υπάρχουν, αποκαθίσταται το δυναμικό ηρεμίας, μέσω της επιστροφής του δυναμικού στον εξωκυττάριο χώρο πάλι στα -90 mV. Ο παλμός της παραγόμενης τάσης, ονομάζεται δυναμικό δράσης. Αυτό το δυναμικό δράσης, είναι αυτό που προκαλεί και την μυϊκή σύσπαση της καρδιάς, εκπόλωση και αποπόλωσή της, όπου με την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων στην επιφάνεια του σώματος μετρείται το βιοσήμα του μυοκαρδίου. [3] Η εκπόλωση, είναι η διαδικασία στην οποία οφείλεται η σύσπαση του μυοκαρδίου. Επίσης η εκπόλωση των κυττάρων της καρδιάς συμβαίνει χωρίς κάποιο εξωτερικό ερέθισμα. Με βάση τα παραπάνω, το ηλεκτροκαρδιογράφημα, πρακτικά αποτυπώνει το συνολικό άθροισμα των δυναμικών δράσης της καρδιάς, μέσω της διαδικασίας της απαγωγής, με την χρήση ηλεκτροδίων στην επιφάνεια του σώματος. Ωστόσο πρέπει να διευκρινιστεί, ότι στο ηλεκτροκαρδιογράφημα απεικονίζεται η ηλεκτρική διέγερση της καρδιάς εξαιτίας των συσπάσεων της και όχι οι ίδιες οι μηχανικές της συσπάσεις.

Αναλυτικότερα, το δυναμικό δράσης, από το οποίο προκύπτει το ηλεκτροκαρδιογράφημα, οφείλεται στις μετακινήσεις ιόντων Νατρίου, Ασβεστίου και Καλίου, εντός και εκτός κυτταρικής μεμβράνης και χωρίζεται σε τέσσερις φάσεις, οι οποίες απεικονίζονται στην Εικόνα 5. [4] Το εκάστοτε τμήμα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, αντιστοιχεί σε πραγματικό χρόνο στις μετακινήσεις αυτών των ιόντων στα κύτταρα του μυοκαρδίου. Τα κυριότερα κομμάτια είναι η εκπόλωση, ακολουθεί η σύσπαση του μυοκαρδίου, έπειτα συμβαίνει η επαναπόλωση και τέλος ακολουθεί η χαλάρωση. Κατά την διάρκεια αυτών των καταστάσεων, το ηλεκτρικό δυναμικό, εντός των καρδιακών κυττάρων, μεταβάλλεται από τα -90 mV στα $+25$ mV και ξανά στα -90 mV. Στην εκπόλωση, υπάρχει αρχικά είσοδος των ιόντων Νατρίου και έπειτα ιόντων Ασβεστίου εντός της κυτταρικής μεμβράνης, με αποτέλεσμα το εσωτερικό του κυττάρου, από τα -90 mV, αυξάνεται και φτάνει $+25$ mV και έπειτα να μένει για λίγο πιο πάνω από τα 0 mV. Στην επαναπόλωση, το δυναμικό εντός του κυττάρου, επιστρέφει στα -90 mV με την διέλευση των ιόντων Καλίου προς την εξωκυττάρια περιοχή. Στην κατάσταση ηρεμίας ή αλλιώς χαλάρωσης (διαστολή της καρδιάς), μέσω ειδικών αντλιών, επαναφέρονται οι συγκεντρώσεις, εντός και εκτός κυττάρου, των ιόντων Νατρίου, Ασβεστίου (μεγαλύτερη συγκέντρωση στο εξωτερικό) και Καλίου (μεγαλύτερη συγκέντρωση στο εσωτερικό), ώστε να μπορέσει να ξαναγίνει η διαδικασία της εκπόλωσης και επαναπόλωσης. Η σύσπαση του μυοκαρδίου συμβαίνει κατά την διαδικασία της εκπόλωσης, όταν εισέρχονται τα ιόντα Ασβεστίου.

Η πρώτη φάση, έρχεται μετά την είσοδο του Νατρίου στον εσωτερικό χώρο των κυττάρων, που το δυναμικό φτάνει τα $+25$ mV. [4] Ταυτόχρονα, στην πρώτη φάση, υπάρχει μετακίνηση ιόντων Καλίου προς τον εξωκυττάριο χώρο και από $+25$ mV, πέφτει περίπου λίγο πιο πάνω από τα 0 mV. Στην δεύτερη φάση, μένει για λίγο χρονικό διάστημα το δυναμικό λίγο πιο πάνω από 0 mV, όσο αρχίζει η είσοδος Ασβεστίου και εξακολουθεί η έξοδος του Καλίου. Ακολουθεί η τρίτη φάση της επαναπόλωσης, με την συνέχεια της εξόδου των ιόντων Καλίου και την διακοπή της διέλευσης ιόντων Ασβεστίου, με αποτέλεσμα το φορτίο να επιστρέφει στα -90 mV. Τέλος στην τέταρτη φάση γίνεται η διαστολή του μυοκαρδίου και η επαναφορά των συγκεντρώσεων των

ιόντων, εντός και εκτός κυττάρου. Με αυτόν τον τρόπο, ολοκληρώνεται ο καρδιακός κύκλος και μετά την τέταρτη φάση, ξανά ξεκινά η διαδικασία από την αρχή.

ΔΥΝΑΜΙΚΟ ΔΡΑΣΗΣ ΚΑΡΔΙΑΚΟΥ ΜΥ



Εικόνα 5: Δυναμικό δράσης καρδιακού μυ

[https://el.m.wikipedia.org/wiki/Αρχείο:Cardiac_ventricular_myocyte_action_potential.png]

2.3 Ηλεκτροκαρδιογράφημα

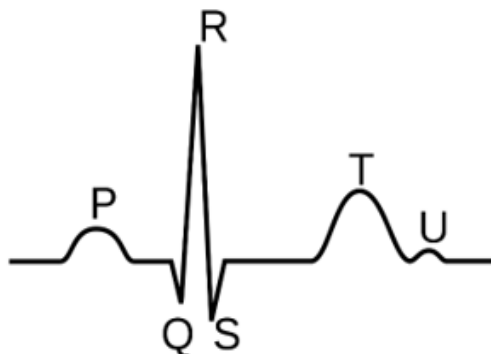
Το ηλεκτροκαρδιογράφημα, ερμηνεύει την ηλεκτρική δραστηριότητα του καρδιακού μυ, κατά την χρονική περίοδο που πραγματοποιείται η μέτρηση, με την βοήθεια ανιχνευτών ή αλλιώς ηλεκτροδίων, που είναι εφαρμοσμένα στην επιφάνεια του δέρματος, ώστε να καταγράφεται το σήμα αυτών σε μια εξωτερική συσκευή. [5] Η καταγραφή που προκύπτει από αυτή τη μη επεμβατική διαδικασία, ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφημα.

Οι πρώτες μελέτες σχετικά με την καταγραφή και την ανάλυση της καρδιακής συμπεριφοράς, μέσω των οποίων εμφανίστηκε η έννοια του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, πραγματοποιήθηκαν στα τέλη της δεκαετίας του 1920 και στις αρχές της δεκαετίας του 1930. [1] Για την ακρίβεια, η πρώτη κίνηση για την ενασχόληση του ιατρικού κλάδου, όσον αφορά την ηλεκτρική καρδιακή δραστηριότητα, γεννάται από τον Willem Einthoven το 1902, ο οποίος τιμήθηκε με Νόμπελ φυσιολογίας το 1924, για την θεωρία που πρότεινε σχετικά με την ηλεκτροκαρδιολογία, βασισμένη στο τρίγωνο του Einthoven. [3] Έκτοτε, το ηλεκτροκαρδιογράφημα, έγινε αναπόσπαστο κομμάτι της κλινικής ανάλυσης των ασθενών, τόσο για την ανίχνευση ανωμαλιών της λειτουργίας της καρδιάς, όσο και για την μετέπειτα παρακολούθηση της ανάρρωσης ενός ασθενή. Η σημαντικότητα αυτού του βιοσήματος, θεωρείται 1 από τα 5 βασικά βιοσήματα, φαίνεται στο ότι πέραν από τους ηλεκτροκαρδιογράφους, η δυνατότητα μέτρησης της ηλεκτρικής διέγερσης της καρδιάς, υπάρχει σε όλα τα μόνιτορ, ανεξαιρέτως εφαρμογής και χρήσης. Αυτό

οφείλεται, στο ότι τα καρδιακά προβλήματα είναι μία από τις κύριες αιτίες θανάτων σε παγκόσμιο επίπεδο, βάση έρευνας που διεξήγαγε ο Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας – ΠΟΥ, η οποία αναφέρει ότι το χρονολογικό έτος 2019, υπήρξαν 17,9 εκατομμύρια θάνατοι οφειλόμενοι στις καρδιακές παθήσεις, με το ποσοστό να αγγίζει το 32% των συνολικών θανάτων. [6] Μια άλλη έρευνα, που διεξήγαγε ο Παν Αμερικανικός Οργανισμός Υγείας (Pan American Health Organization - PAHO), [7] σημειώνει ότι κάθε χρόνο, περίπου 2 εκατομμύρια θάνατοι στην Αμερική, οφείλονται σε καρδιακές παθήσεις και καρδιακές προσβολές.

Κατά την διαδικασία της καρδιακής διέγερσης, εμφανίζονται δυναμικά δράσης, τα οποία δημιουργούν ιοντικές ροές που μπορούν και φθάνουν μέχρι και την δερματική επιφάνεια του ανθρώπινου σώματος. Στα περισσότερα συστήματα ηλεκτροκαρδιογραφίας και στην ανάλυση ενός ηλεκτροκαρδιογραφήματος, η καρδιά αντιμετωπίζεται σαν ένα δίπολο και το σώμα του ασθενή θεωρείται γραμμικό, ομοιογενές, ομοιόμορφο και ισότροπο. [3] Με την βοήθεια των ηλεκτροδίων (αισθητήρων) που τοποθετούνται στο δέρμα, γίνεται η απαγωγή διαφορών δυναμικού από τους αισθητήρες, η οποία απαγωγή αντικατοπτρίζει την ηλεκτρική καρδιακή δραστηριότητα. Έτσι, προκύπτει μία καταγραφή τάσης, που η δυνατότητα καταγραφής της από την επιφάνεια του σώματος, ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφημα. Η συσκευή που δέχεται το σήμα από τα ηλεκτρόδια, το επεξεργάζεται και δίνει μία γραφική παράσταση των τάσεων, ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφος.

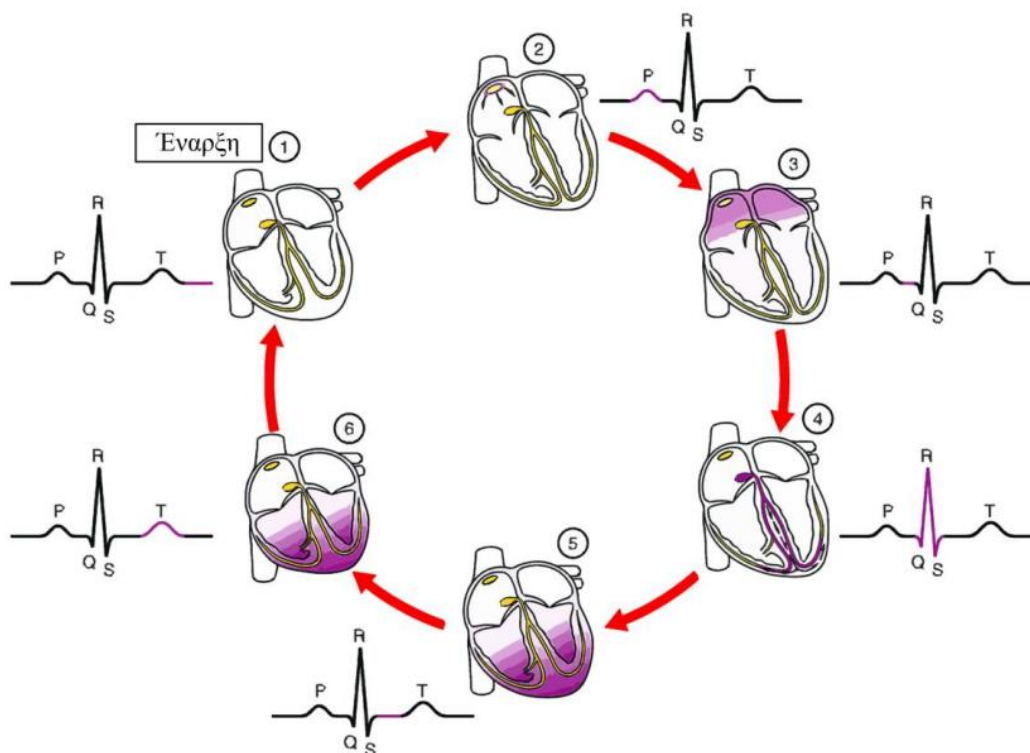
Το ηλεκτροκαρδιογράφημα συνίσταται από κορυφές, οι οποίες με την σειρά τους δημιουργούνται κατά την φάση της ηλεκτρικής διέγερσης. Τις κορυφές αυτές, τις ορίζουμε ως επάρματα ή κύματα. Η εκπόλωση, ορίζεται ως η διαδικασία της διάδοσης των ηλεκτρικών σημάτων μέσω των κόλπων και των κοιλιών, ενώ η επαναπόλωση, ορίζεται ως η διαδικασία επιστροφής των μυϊκών κυττάρων σε κατάσταση ηρεμίας μετά το πέρας της εκπόλωσης. [1] Συνεπώς, μέσω των διαδικασιών της διέγερσης και της εκπόλωσης των κόλπων, παράγεται ένα μικρής έντασης ηλεκτρικό σήμα, το οποίο σημειώνεται ως έπαρμα P. Η σχετικά σταθερούς πλάτους γραμμή P-Q, αναλογεί στην πλήρη διέγερση των κόλπων, λίγο πριν ερεθιστούν τα κύτταρα των κοιλιών του καρδιακού μυ. Κατά την πραγματοποίηση των διαδικασιών της διέγερσης και της εκπόλωσης των κοιλιών, παράγεται ένα σύμπλεγμα QRS, όπως φαίνεται στην Εικόνα 6.



Εικόνα 6: Σύμπλεγμα QRS στο καρδιογράφημα
 [https://el.m.wikipedia.org/wiki/Αρχείο:QRS_normal.svg]

Το έπαρμα Q αναλογεί στην αφετηρία της διέγερσης των κοιλιών, το έπαρμα R στο μέγιστο της διέγερσης των κοιλιών και το έπαρμα S στην διέγερση της βάσης των

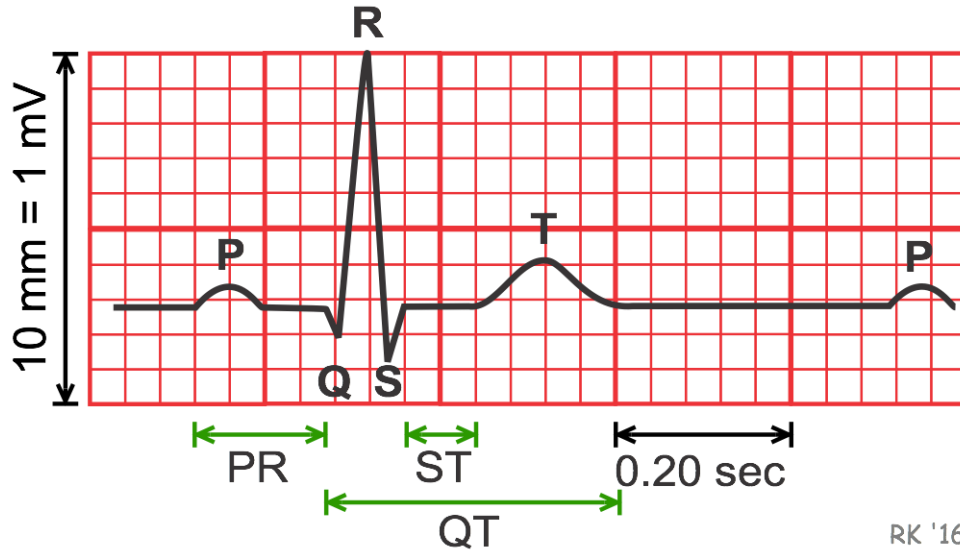
κοιλίων. [2] Η επαναπόλωση των κόλπων εμπεριέχεται στο σύμπλεγμα QRS. Επιπρόσθετα, στην κατάσταση της επαναπόλωσης της δεξιάς και αριστερής κοιλίας, δηλαδή στην πλήρη συστολή των κοιλίων, σημειώνεται το διάστημα S-T, με το έπαρμα T να εκφράζει την επαναπόλωση των κοιλίων και το έπαρμα U την επαναπόλωση των θηλοειδών μυών των κοιλίων. Παρακάτω, στην Εικόνα 7, απεικονίζεται η αντιστοιχία της συστολής και διαστολής του μυοκαρδίου με τα τμήματα ενός τυπικού ηλεκτροκαρδιογραφήματος.



Εικόνα 7: Αντιστοιχία ηλεκτροκαρδιογραφήματος και λειτουργίας καρδιάς όσον αφορά την συστολή και την διαστολή

https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/b/b5/2023_ECG_Tracing_with_Heart_ContractionN.jpg/1280px-2023_ECG_Tracing_with_Heart_ContractionN.jpg?uselang=el

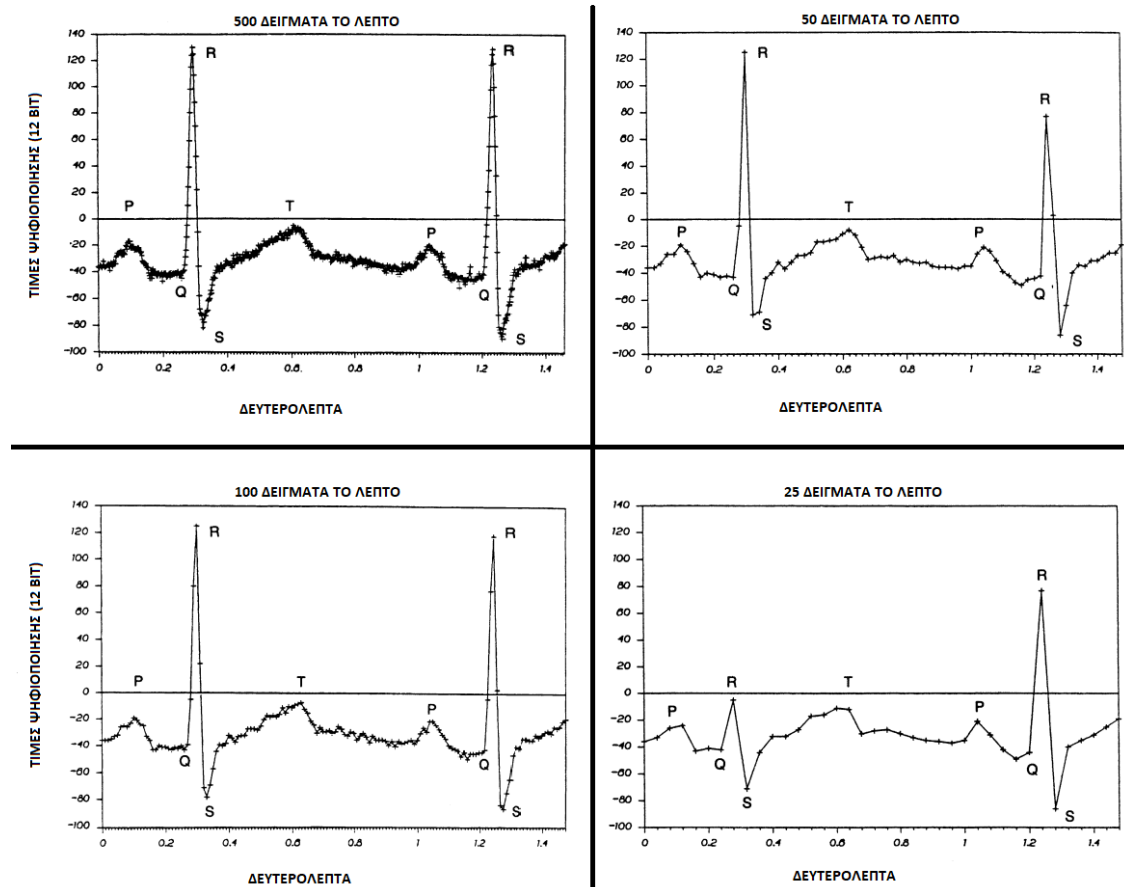
Κάποια από τα σημαντικά αριθμητικά χαρακτηριστικά, που αφορούν τους χρόνους και τα πλάτη στο ηλεκτροκαρδιογράφημα, θα αναλυθούν εν συντομία, για την καλύτερη κατανόηση και την ποσοτικοποίηση της κλίμακας του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Το σήμα με την χρήσιμη ιατρική πληροφορία βρίσκεται στο εύρος των συχνοτήτων μεταξύ 0,05 και 100 Hz. Στην απεικόνιση του καρδιογραφήματος, προκύπτουν δύο άξονες. Ο άξονας x συμβολίζει τον χρόνο, για τον υπολογισμό των χρόνων των κυημάτων και τον ρυθμό του καρδιακού κύκλου και έχει ως μονάδα μέτρησης τα χιλιοστά του δευτερολέπτου (millisecond - ms). Ο άξονας y συμβολίζει το πλάτος των επαρμάτων, εκφράζοντας την ηλεκτρική τάση της καρδιακής διέγερσης και ως μονάδα μέτρησης έχει χιλιοστά του Volt (millivolt - mV). Για παράδειγμα, όπως φαίνεται στην Εικόνα 8, κάποιοι αριθμοί για τα έπαρματα P, QRS και T είναι ότι κατά αντιστοιχία η χρονική διάρκεια των επαρμάτων είναι 110 ± 20 , 100 ± 20 και 180 ± 20 ms, ενώ τα πλάτη των κυμάτων, κυμαίνονται κατά αντιστοιχία σε 0.15 ± 0.05 , 1.5 ± 0.5 και 0.3 ± 0.2 mV. [3] Ένα διάστημα ενός καρδιακού κύκλου, που ορίζεται από ένα έπαρμα R μέχρι το επόμενο έπαρμα R (RR), [5] διαρκεί από 0,6 έως 1,2 δευτερόλεπτα.



Εικόνα 8: Κλίμακα ενός ηλεκτροκαρδιογραφήματος όπως απεικονίζεται σε μιλιμετρέ χαρτί

[<https://www.cvphysiology.com/Arrhythmias/A009>]

Ένας ακόμα εξίσου σημαντικός παράγοντας στο ηλεκτροκαρδιογράφημα, είναι ο ρυθμός της δειγματοληψίας (sampling rate). Ο ρυθμός της δειγματοληψίας, εκφράζει τον αριθμό των δειγμάτων που καταγράφονται ανά χρονική στιγμή, σε ένα αναλογικό σήμα το οποίο έπειτα θα ψηφιοποιηθεί. Αυτός ο παράγοντας επηρεάζει την αντιστοιχία μεταξύ του αναλογικού σήματος και της ψηφιακής αναπαράστασης αυτού. [8] Για παράδειγμα, ένας ρυθμός δειγματοληψίας των 500 δειγμάτων ανά δευτερόλεπτο, είναι ικανοποιητικός, καθώς η ψηφιακή απεικόνιση του σήματος είναι πολύ κοντά στην αρχική μορφή του αναλογικού σήματος. Δεν αλλοιώνονται τα χαρακτηριστικά του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, όπως το σχήμα του επάρματος P, που εκφράζει την κοιλιακή εκπόλωση, το πλάτος του συμπλέγματος του QRS, που εκφράζει την κοιλιακή εκπόλωση και το σχήμα του επάρματος T, που εκφράζει την κοιλιακή ανάκτηση. Αυτό, έχει ως αποτέλεσμα, να αναπαρίσταται πιστά το σήμα μετά την ψηφιοποίηση του. Αντίθετα, όταν ο ρυθμός της δειγματοληψίας μειώνεται από τα 500 δείγματα το δευτερόλεπτο σε 100 δείγματα το δευτερόλεπτο, το πλάτος και το σχήμα του QRS αρχίζει να παραμορφώνεται. Όσο μειώνεται αυτός ο ρυθμός, στα 50 και ακόμα περισσότερο στα 25 δείγματα το δευτερόλεπτο, τότε η παραμόρφωση γίνεται αισθητή και δυσκολεύεται η μέτρηση του καρδιακού ρυθμού, με τις αποστάσεις από το έπαρμα R στο επόμενο έπαρμα R να μην ανταπεξέρχονται στην πραγματικότητα λόγω αλλοίωσης, όπως φαίνεται στην Εικόνα 9. [8] Εν κατακλείδι, η ποιότητα ενός ηλεκτροκαρδιογραφήματος, επηρεάζεται άμεσα από τον ρυθμό δειγματοληψίας του αναλογικοψηφιακού μετατροπέα.



Εικόνα 9: Επιρροή ρυθμού δειγματοληψίας στο ίδιο καρδιογράφημα
 [https://link.springer.com/chapter/10.1007/0-387-36278-9_17]

Ο καρδιακός ρυθμός (heart rate), από μόνος του, αποτελεί μια από τις κυριότερες παραμέτρους ζωτικής σημασίας για τον άνθρωπο. Αυτή η παράμετρος, είναι ένα κομμάτι που προκύπτει από το ηλεκτροκαρδιογράφημα, καθώς μετρά το πλήθος των συσπάσεων του μυοκαρδίου στην διάρκεια του ενός λεπτού. Η μονάδα μέτρησής του είναι οι παλμοί ανά λεπτό (beats per minute - bpm). Επίσης, ο φυσιολογικός καρδιακός ρυθμός σε κατάσταση ηρεμίας, για υγιείς ενήλικες, κυμαίνεται από τους 60 έως 100 παλμούς ανά λεπτό. Όσο πιο μικρός είναι ο καρδιακός ρυθμός, σε κατάσταση ηρεμίας, σημαίνει ότι η λειτουργία της καρδιάς είναι αποτελεσματικότερη, με καλύτερη καρδιαγγειακή λειτουργία. Παρόλα αυτά, εάν είναι κάτω από τους 60 παλμούς το λεπτό, δεν αποτελεί ικανή την λειτουργία της καρδιάς, αλλά υποδεικνύει παθολογία που ονομάζεται βραδυκαρδία. Σε αντίθετη περίπτωση, εάν οι παλμοί υπερβαίνουν τους 100 ανά λεπτό, η παθολογία ονομάζεται ταχυκαρδία. Στις δύο περιπτώσεις που αναγράφονται παραπάνω, η παθολογία εμφανίζεται όταν ο καρδιακός ρυθμός βρίσκεται εκτός ορίων, αλλά σε κατάσταση ηρεμίας. Τέλος, δύο παθολογίες που προκύπτουν από την ιατρική πληροφορία του καρδιακού ρυθμού είναι η πιθανότητα ύπαρξης αναιμίας ή υπερθυρεοειδισμού, όταν οι παλμοί κυμαίνονται από 80 έως 100 παλμούς ανά λεπτό κατά την διάρκεια του ύπνου, που κανονικά θα έπρεπε να είναι χαμηλοί.

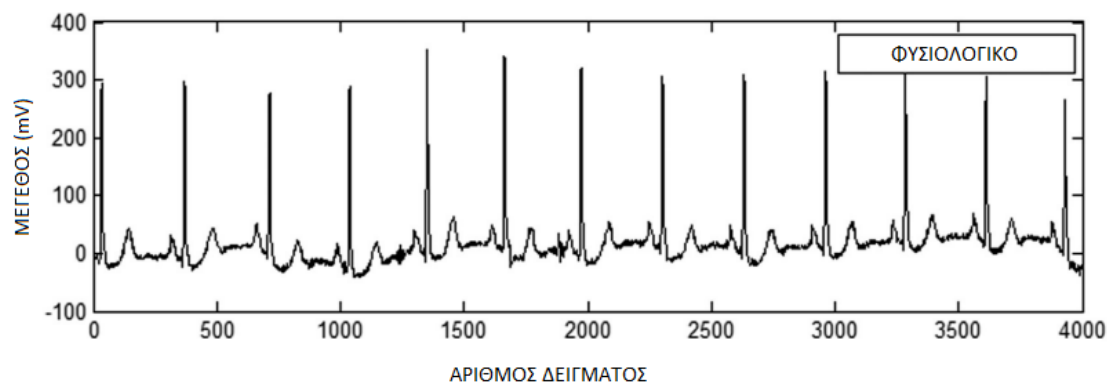
Ένας άλλος ορισμός, ο οποίος πολλές φορές συγχέεται με τον καρδιακό ρυθμό (heart rate), είναι ο παλμικός ρυθμός (pulse rate). Ο παλμικός ρυθμός, είναι το πλήθος των αρτηριακών παλμών σε ένα λεπτό. Στην ιατρική, για την μέτρηση αυτής της παραμέτρου, χρησιμοποιείται η τεχνική της απτικής αρτηριακής ψηλάφησης, με την

χρήση των δακτύλων των άνω άκρων, από εκπαιδευμένο προσωπικό. Στην πραγματικότητα όμως, ο καρδιακός ρυθμός με τον παλμικό ρυθμό ισοδυναμούν. Είναι δύο έννοιες που εκφράζουν το ίδιο πράγμα με διαφορετικό τρόπο.

Η χρήσιμη ιατρική πληροφορία που προκύπτει, είναι μέσα από την σύγκριση ενός καρδιογραφήματος με άλλα φυσιολογικής μορφής καρδιογραφήματα, όπως αυτό στην Εικόνα 10. Συγκρίνοντας λοιπόν είτε τα επάρματα P, είτε τα QRS όσον αφορά τους χρόνους, τα πλάτη ή της συχνότητας αυτών προκύπτει το συμπέρασμα της ύπαρξης ή μη, πιθανής κατάστασης παθολογίας. Κάποιες από τις ιατρικές πληροφορίες που μπορούν να προκύψουν από την διαδικασία της ανάλυσης του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, είναι για τις περιπτώσεις μέτρησης της μεταβολής καρδιακού ρυθμού, τη διάγνωση αρρυθμίας, τη διάγνωση κοιλιακής μαρμαρυγής και τέλος τη διάγνωση στεφανιαίας νόσου. [1] Στις παρακάτω Εικόνες 11 και 12, σημειώνεται κολπικός ινιδισμός, καθώς εμφανίζονται επαναλαμβανόμενα κύματα P και κοιλιακός ινιδισμός αντίστοιχα. Ινιδισμός είναι η ακανόνιστη, άτακτη και συνεχής σύσπαση του μυοκαρδίου που μπορεί να υποδείξει παθολογικές καταστάσεις. [2] Σε αυτήν την κατηγορία του ινιδισμού περιλαμβάνεται και η αρρυθμία, ως άτακτη κίνηση και η κολπική μαρμαρυγή, ως μια μορφή αρρυθμίας.

Αναλυτικότερα, κάποιες από τις ιατρικές διαγνώσεις που μπορεί να προκύψουν, βασιζόμενες στην μέτρηση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, [3] είναι η καρδιακή βραδυκαρδία που εμφανίζεται όταν ο καρδιακός ρυθμός είναι πολύ αργός, η ταχυκαρδία που εμφανίζεται πολύ γρηγορότερος ο καρδιακός ρυθμός, η κολπική μαρμαρυγή που δεν συστέλλονται σωστά οι μύες στην πρόωρη συστολή της κοιλίας, η καρδιακή ισχαιμία που προκαλεί ελλιπής παροχή οξυγόνου στην καρδιά, το έμφραγμα της καρδιάς που εξαιτίας την νέκρωση μιας ομάδας καρδιακών κυττάρων δεν γίνεται σωστά η διαδικασία της συστολής, καθώς και γενικότερες είτε κολπικές είτε κοιλιακές ανωμαλίες που αποτυπώνονται στο ηλεκτροκαρδιογράφημα μέσω μορφολογικών παραλλαγών.

Όσον αφορά τα διαστήματα μεταξύ των επαυμάτων, μπορεί να εμφανίζουν κάποια μοτίβα, τα οποία να υποδεικνύουν κάποια παθολογία. [5] Για παράδειγμα, εάν το μεσοδιάστημα του QT είναι συντομότερο, τότε αυτό μπορεί να υποδεικνύει υπερκαλιαιμία (υψηλότερο από το κανονικό επίπεδο καλίου στην κυκλοφορία του αίματος). Σε αντίθεση, εάν το διάστημα QT είναι περισσότερο χρονοβόρο από το κανονικό, τότε υπάρχει πιθανότητα υπασβεστιαϊμίας (διαταραχή που οφείλεται σε χαμηλά επίπεδα ασβεστίου στο αίμα).



Εικόνα 10: Φυσιολογικό καρδιογράφημα

Pal, S. (2017). *ECG Monitoring: Present Status and Future Trend. Reference Module in Biomedical Sciences*.



Εικόνα 11: Κολπικός ινιδισμός
 [<https://commons.wikimedia.org/wiki/File:A-fib.png>]



Εικόνα 12: Κοιλιακός ινιδισμός
 [https://commons.wikimedia.org/wiki/Category:ECG_graphs_of_ventricular_fibrillation%23/media/File:Ventricular_fibrillation.png]

Για να προκύψει όμως κάποια ιατρική γνωμάτευση από μια μέτρηση ηλεκτροκαρδιογραφήματος, πολλές φορές δεν αρκεί το σήμα που έχει προκύψει από την συσκευή, χωρίς να έχει πρώτα προηγηθεί σε αυτό κάποιου είδους ψηφιακής επεξεργασίας από τον ηλεκτρονικό υπολογιστή. [3] Κάποιες από τις βασικές μεθόδους επεξεργασίας του ηλεκτροκαρδιογραφήματος είναι η εφαρμογή ψηφιακών φίλτρων, ο αλγόριθμος του Pan–Tomkins για τον εντοπισμό και την ανίχνευση συμπλεγμάτων QRS, η μέθοδος της διπλής παραγώγου για τον ίδιο σκοπό που αναφέρθηκε στον προηγούμενο αλγόριθμο, με την χρήση του μετασχηματισμού Fourier και άλλων πολλών αλγορίθμων και διαδικασιών επεξεργασίας.

2.4 Το καρδιακό άνυσμα και οι απαγωγές του

Όπως έχει προαναφερθεί, για την απαγωγή του ηλεκτρικού σήματος από την δερματική επιφάνεια, χρησιμοποιούνται κάποιοι αισθητήρες που ονομάζονται ηλεκτρόδια. Για την απαγωγή των διαφορών δυναμικού μεταξύ των αισθητήρων, χρησιμοποιούνται ζεύγη ηλεκτροδίων. Ένα τέτοιο ζεύγος συντελεί μια ηλεκτροκαρδιογραφική απαγωγή, από την οποία προκύπτει και το ηλεκτροκαρδιογράφημα.

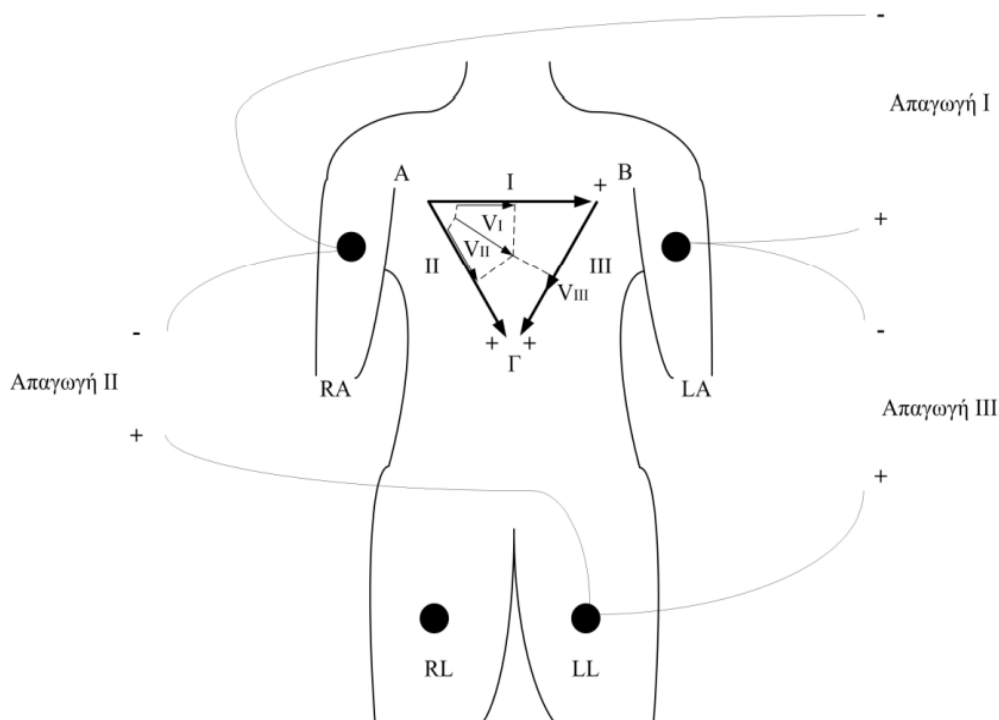
Ανάλογα με το σημείο και την τοποθέτηση των απαγωγών ηλεκτροδίων, εξαρτάται και η μέγιστη τιμή των επαυμάτων στο ηλεκτροκαρδιογράφημα. Για παράδειγμα, αν το ένα ηλεκτρόδιο εφαρμοστεί ακριβώς πάνω από την καρδιά και το ζεύγος του εφαρμοστεί σε ένα άλλο διαφορετικό σημείο του σώματος, το άθροισμα της τάσης από το μέγιστο R μέχρι το μέγιστο S, μπορεί να αγγίζει τα 3 ή 4 mV. [2] Σε άλλη περίπτωση όταν η τοποθέτηση των ζευγών ηλεκτροδίων, εφαρμόζεται στα δύο άνω άκρα ή σε ένα άνω άκρο και σε ένα κάτω άκρο, οι μετρήσεις είναι της τάξεως του 1 mV, δηλαδή η μέγιστη

τιμή στο έπαρμα P αγγίζει τιμές από 0,1 έως 0,3 mV. [2] Οι τιμές αφορούν έναν υγιή και ενήλικα άνθρωπο.

Για να μην υπάρχουν διαφοροποιήσεις από εξέταση σε εξέταση, από άνθρωπο σε άνθρωπο και από ιατρικό εργαστήριο σε ιατρικό εργαστήριο, έχει θεσμοθετηθεί τα ηλεκτρόδια να εφαρμόζονται με συγκεκριμένο τρόπο, ώστε να γίνεται δυνατή η σύγκριση των ηλεκτροκαρδιογραφημάτων είτε του ίδιου ανθρώπου, είτε διαφορετικών, με διαγνωστικά αξιόπιστο τρόπο. Έτσι, αυτός ο συγκεκριμένος τρόπος τοποθέτησης των ηλεκτροδίων, δημιούργησε τις 12 πρότυπες απαγωγές. Οι πρώτες 3 είναι διπολικές και ονομάζονται απαγωγές κατά Einthoven.

- Απαγωγή I: η εφαρμογή του ζεύγους ηλεκτροδίων γίνεται στο αριστερό χέρι εμφανίζοντας μία τάση V_{LA} και στο δεξί χέρι εμφανίζοντας μία τάση V_{RA} . Έτσι στο αριστερό χέρι εφαρμόζεται ο θετικός ακροδέκτης του ηλεκτροκαρδιογράφου και στο δεξί χέρι αντιστοιχεί ο αρνητικός ακροδέκτης, με αποτέλεσμα να ισχύει $V_I = V_{LA} - V_{RA}$.
- Απαγωγή II: η εφαρμογή του ζεύγους ηλεκτροδίων γίνεται στο αριστερό πόδι εμφανίζοντας μια τάση V_{LL} και στο δεξί χέρι εμφανίζοντας μια τάση V_{RA} . Με αποτέλεσμα η διαφορά δυναμικού αυτής της απαγωγής υπολογίζεται ως $V_{II} = V_{LL} - V_{RA}$
- Απαγωγή III: η εφαρμογή του ζεύγους ηλεκτροδίων γίνεται στο αριστερό πόδι, εμφανίζοντας μια τάση και στο αριστερό χέρι εμφανίζοντας μια τάση. Με αποτέλεσμα ο υπολογισμός της διαφοράς δυναμικού αυτής της απαγωγής είναι $V_{III} = V_{LL} - V_{LA}$

Στην Εικόνα 13, απεικονίζονται οι 3 απαγωγές κατά Einthoven I, II και III, καθώς και το τρίγωνο του Einthoven με τα διανύσματα των απαγωγών. Οι συμβολισμοί RA, LA, RL και LL συμβολίζουν το δεξί χέρι, αριστερό χέρι, δεξί πόδι και αριστερό πόδι αντίστοιχα. Το τρίγωνο του Einthoven αποτελεί ένα ισόπλευρο τρίγωνο. Αυτό σημαίνει ότι ισχύει η εξίσωση $V_{II} = V_I + V_{III}$, γνωστή και ως νόμος του Einthoven.

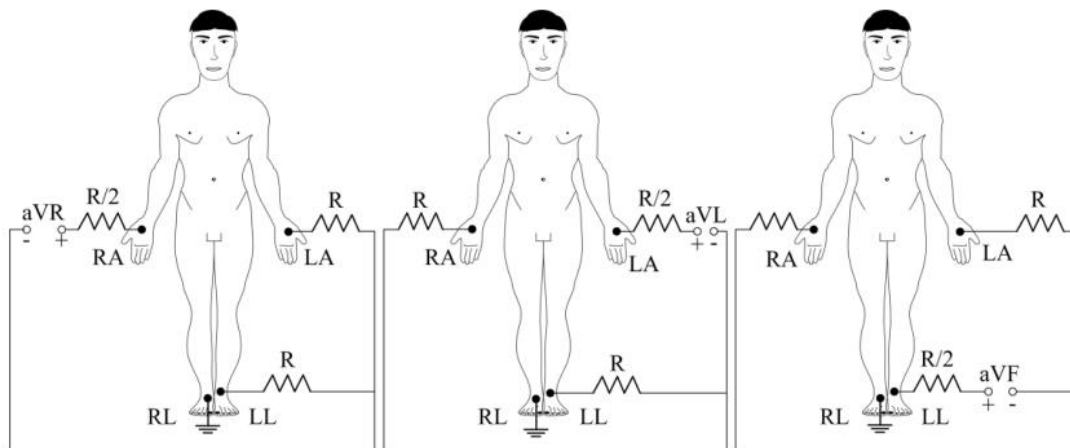


Εικόνα 13: Απαγωγές κατά Einthoven

[<https://repository.kallipos.gr/handle/11419/1836>]

Η καρδιά, όπως φαίνεται και σχηματικά, περιλαμβάνεται εντός του τριγώνου Einthoven. [2] Οι κορυφές αυτού του τριγώνου A, B και Γ εκφράζουν τα 3 άκρα που χρησιμοποιούνται για τις απαγωγές, δηλαδή τα μέρη του σώματος δεξί χέρι, αριστερό χέρι και αριστερό πόδι αντίστοιχα.

Οι επόμενες 3 απαγωγές, ονομάζονται απαγωγές κατά Goldberger και είναι τρόπος μέτρησης με μέθοδο επαυξημένης μονοπολικής απαγωγής άκρου. Όπως και στις απαγωγές κατά Einthoven, έτσι και στις απαγωγές κατά Goldberger, τα ηλεκτρόδια εφαρμόζονται στα άκρα δεξί χέρι, αριστερό χέρι και αριστερό πόδι. Η διαφορά με αυτές τις 3 απαγωγές είναι ότι η εφαρμογή των ηλεκτροδίων, γίνεται στα άκρα του χεριού και του ποδιού και όχι σε κάποιο ενδιάμεσο επίπεδο όπως με της απαγωγές κατά Einthoven. Σε αυτό το σύστημα των τριών απαγωγών κατά Goldberger, που απεικονίζεται στην Εικόνα 14, τα δύο άκρα ενώνονται μεταξύ τους με τον αρνητικό πόλο του ηλεκτροκαρδιογράφου, στα οποία μεσολαβεί μια αντίσταση R και το τρίτο άκρο ενώνεται με τον θετικό πόλο του ηλεκτροκαρδιογράφου, μέσω μιας αντίστασης R/2. [2] Έτσι προκύπτουν τρεις διαφορετικές τάσης, αναλόγως με το ποιο άκρο είναι συνδεδεμένο με τον θετικό πόλο. Όταν το θετικό ηλεκτρόδιο εφαρμόζεται στο άκρο του δεξιού χεριού, η τάση που εμφανίζεται είναι η aV_R . Όταν το θετικό ηλεκτρόδιο εφαρμόζεται στο άκρο του αριστερού χεριού, η τάση που εμφανίζεται είναι η aV_L . Τέλος, όταν το θετικό ηλεκτρόδιο εφαρμόζεται στο άκρο του αριστερού ποδιού, η τάση που εμφανίζεται είναι η aV_F .

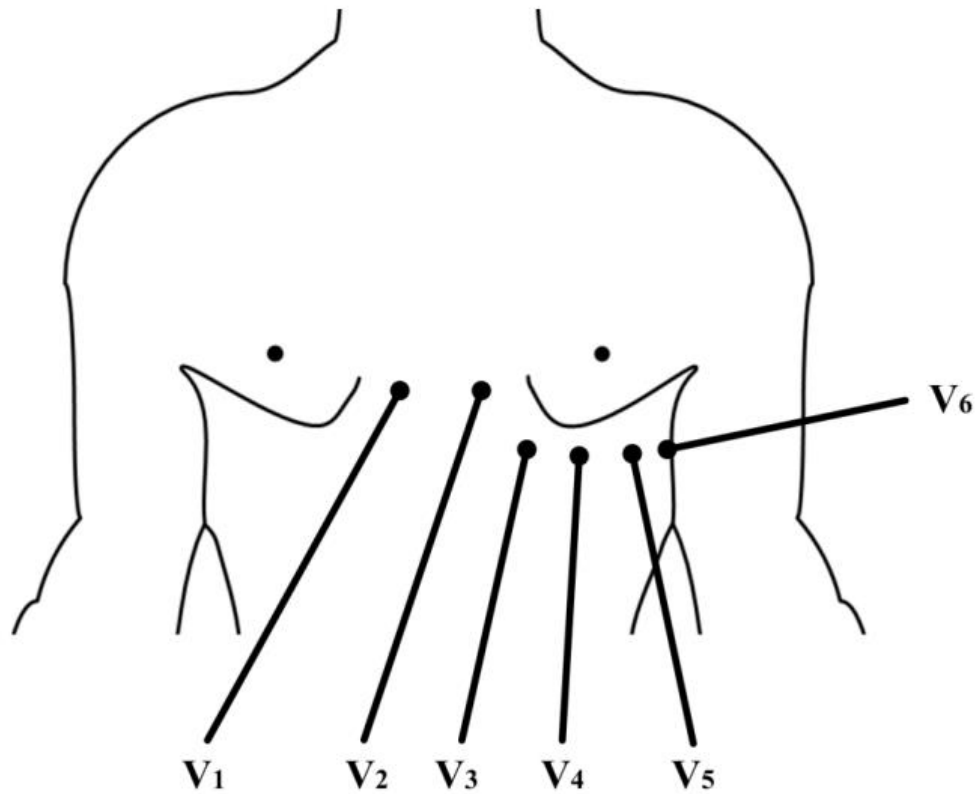


Εικόνα 14: Επαυξημένες απαγωγές κατά Goldberger

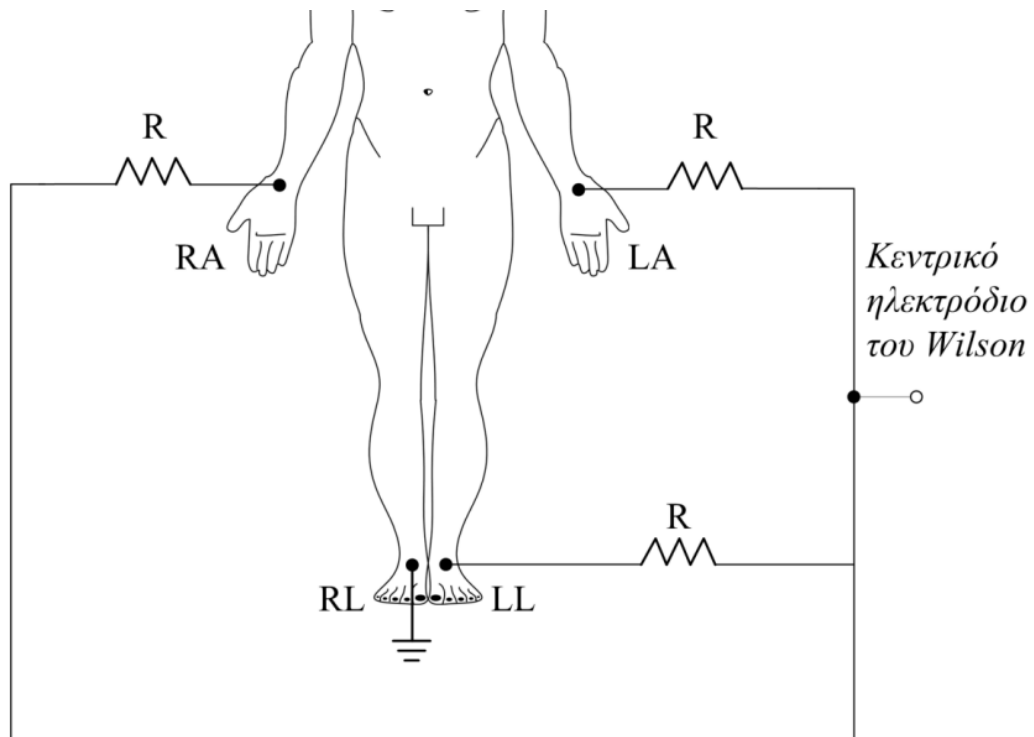
[<https://repository.kallipos.gr/handle/11419/1836>]

Τέλος, είναι οι 6 απαγωγές που ονομάζονται προκάρδιες, στις οποίες τα ηλεκτρόδια εφαρμόζονται στην πρόσθια επιφάνεια του θώρακα πάνω από το μέρος της καρδιάς. Τα σημεία στα οποία γίνεται η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων, απεικονίζονται στην Εικόνα 15. Τα ηλεκτρόδια αυτά που τοποθετούνται στην πρόσθια θωρακική περιοχή, συνδέονται με τον θετικό πόλο του ηλεκτροκαρδιογράφου. Σε αντίθεση, ο αρνητικός πόλος συνδέεται, μέσω μιας αντίστασης R με το ηλεκτρόδιο, που ονομάζεται αδιάφορο ή αλλιώς κεντρικό ηλεκτρόδιο του Wilson, Εικόνα 16, το οποίο εφαρμόζεται στα άκρα του δεξιού χεριού, αριστερού χεριού και αριστερού ποδιού. [2] Έτσι, αναλόγως με το ποιο από τα 6 σημεία τοποθετηθεί το θετικό ηλεκτρόδιο, προκύπτουν αντίστοιχα και οι τάσεις V_1 , V_2 , V_3 , V_4 , V_5 και V_6 . Παρακάτω, στις Εικόνες 17 και 18, απεικονίζονται καταγραφές ηλεκτροκαρδιογραφήματος, που έχουν προκύψει από τον συνδυασμό των 6 πρότυπων απαγωγών κατά Einthoven και κατά Goldberger και από τον συνδυασμό όλων των 12 πρότυπων απαγωγών αντίστοιχα. Στην πρώτη περίπτωση, στην Εικόνα

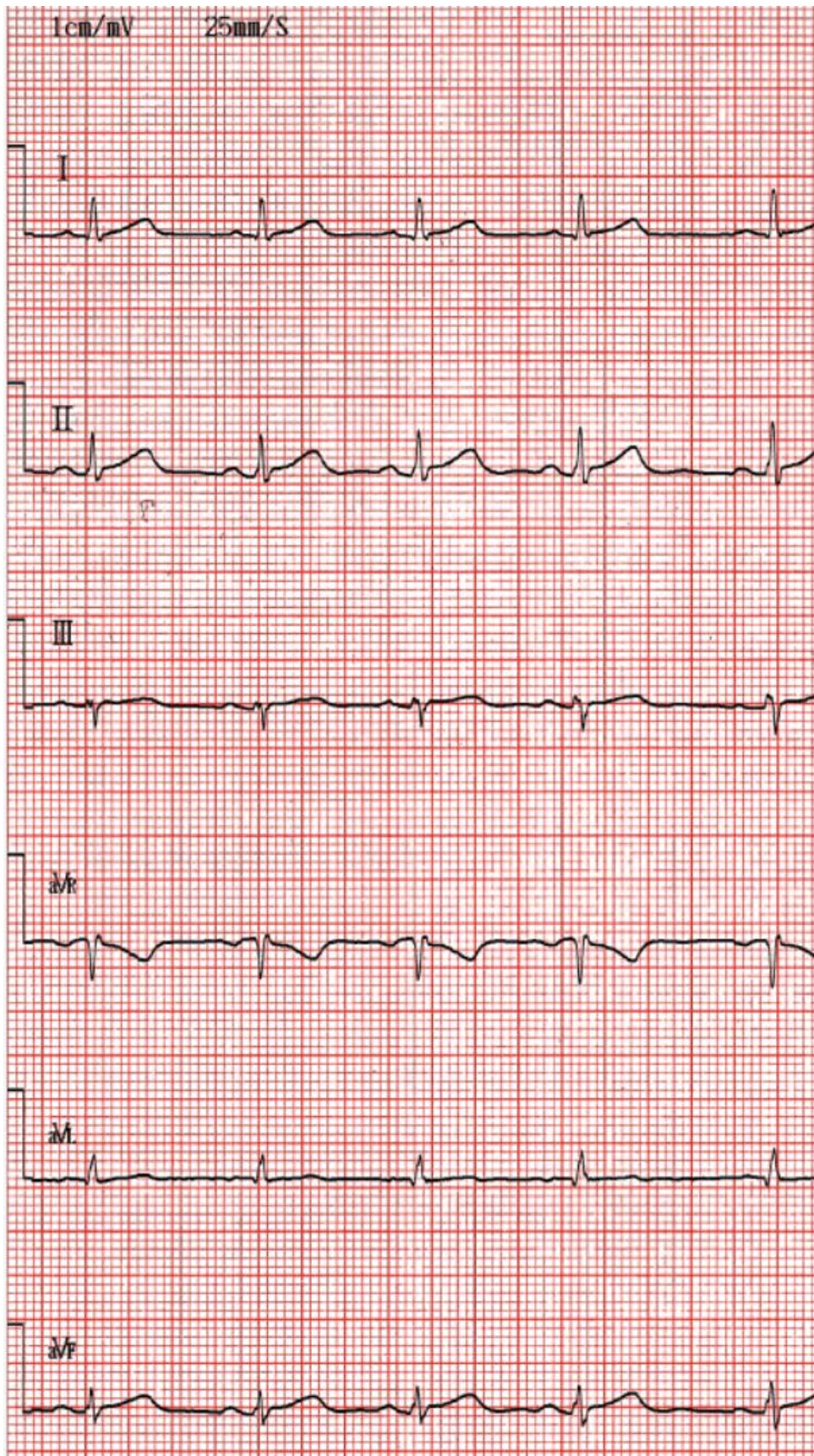
17, σε κάθε απαγωγή στην αρχή, εμφανίζεται ένας παλμός πλάτους 1mV για λόγους οπτικής βαθμονόμησης.



Εικόνα 15: Προκάρδιες απαγωγές
[<https://repository.kallipos.gr/handle/11419/1836>]



Εικόνα 16: Κεντρικό ηλεκτρόδιο του Wilson
[<https://repository.kallipos.gr/handle/11419/1836>]



Εικόνα 17: Συνδυασμός πρότυπες απαγωγές, Einthoven και Goldberger
[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Electrocardiogram_12derivations_male_23yo_Japanese.png]



Εικόνα 18: 12 πρότυπες απαγωγές

[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:ECG-LoVa-2008-12-08_15-21.png]

Κάτι που δημιουργεί ασάφεια, είναι όταν ο αριθμός των απαγωγών, δεν αντιστοιχεί στον αριθμό των καλωδίων εισόδου που τοποθετούνται στον ασθενή. Ο μέγιστος αριθμός απαγωγών που εμφανίζονται σε ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα είναι συνήθως 12, πράγμα που σημαίνει ότι ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα 12 απαγωγών, θα έχει γενικά 10 ηλεκτρόδια. Αυτό, συμβαίνει γιατί εννέα επαφές ηλεκτροδίων, παρακολουθούν τα σήματα της καρδιάς σε διάφορα μέρη του σώματος. Το δέκατο, που ονομάζεται ηλεκτρόδιο του δεξιού ποδιού (RL), εφαρμόζεται για να μειώσει την τάση κοινής λειτουργίας. Τα άλλα εννέα ηλεκτρόδια εισόδου, είναι του αριστερού χεριού (LA), του δεξιού χεριού (RA), του αριστερού ποδιού (LL) και των έξι θωρακικών ηλεκτροδίων, που ονομάζονται V1 έως V6.

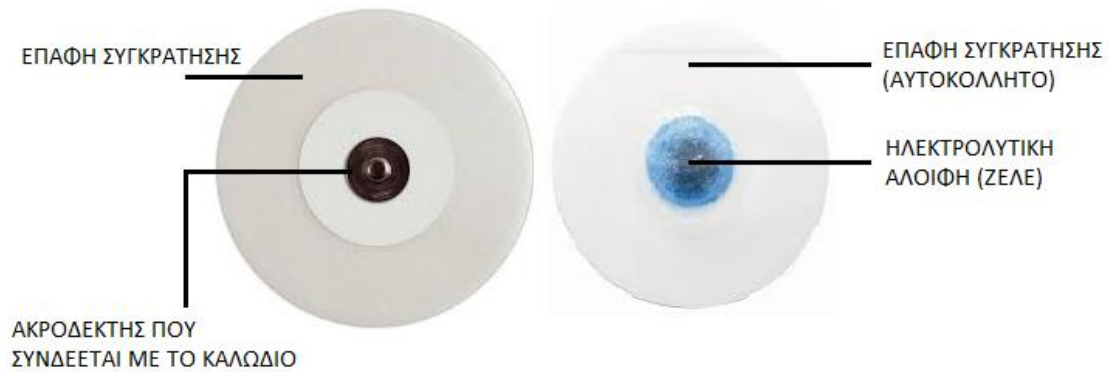
2.5 Ηλεκτρόδια απαγωγής βιοσήματος

Ένας γενικός ορισμός του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, είναι η διαδικασία της καταγραφής των τάσεων, των ηλεκτρικών ρευμάτων και των δυναμικών που παράγονται χάριν στην ηλεκτρική διέγερση της καρδιάς. [1] Για την απαγωγή αυτών των ηλεκτρικών σημάτων που προέρχονται από την καρδιά και συντελούν το ηλεκτροκαρδιογράφημα, χρησιμοποιούνται αισθητήρες, ονομαζόμενοι ηλεκτρόδια.

Τα ηλεκτρόδια, χωρίζονται σε διάφορες κατηγορίες ανάλογα με τον τρόπο χρήσης τους. Αρχικά διαφέρουν ως προς το σχήμα και το μέγεθός τους, αναλόγως με το ιατρικό σήμα που επιδιώκεται να γίνει καταγραφή. Διακρίνονται στις παρακάτω κατηγορίες: επιφανειακά, σφηνοειδή, βελονοειδή κ.α. Για παράδειγμα, εάν γίνει η καταγραφή με την μέθοδο της απαγωγής κατά Goldberger, επειδή η τοποθέτηση των ηλεκτροδίων γίνεται στα άκρα των χεριών και του ποδιού, χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια «δαγκάνες», όπως αυτά της Εικόνας 20, με σκοπό την σταθεροποίησή τους κατά την διάρκεια της μέτρησης. Μία άλλη περίπτωση, είναι στις 6 απαγωγές που εφαρμόζονται τα ηλεκτρόδια στην εμπρόσθια θωρακική περιοχή, που χρησιμοποιούνται ηλεκτρόδια «αναρρόφησης», Εικόνα 21, για να παραμένουν τα ηλεκτρόδια σταθερά στο σημείο που έχουν τοποθετηθεί, κατά την διάρκεια της εξέτασης. Τα πιο σύνθητες που έχουν επικρατήσει για νοσοκομειακή χρήση, είναι αισθητήρες ηλεκτρικής δύναμης (electrical

potential sensor) και τοποθετούνται είτε στην επιφάνεια του δέρματος, είτε στα άκρα του σώματος, είτε στην θωρακική περιοχή του εξεταζόμενου.

Πέραν όμως από την καταγραφή σήματος στην επιφάνεια του δέρματος με τα επιφανειακά ηλεκτρόδια, μπορεί να γίνει καταγραφή και με ενδοϊστικά ηλεκτρόδια, απευθείας από το μυοκάρδιο με την χρήση καθετήρα, αλλά και από άλλα εσωτερικά σημεία του οργανισμού, όπως τον οισοφάγο. [2] Ωστόσο, με την χρήση επιφανειακών ηλεκτροδίων, όπως αυτά της Εικόνας 19, καθιστούν την διαδικασία της καταγραφής του ηλεκτροκαρδιογραφήματος πιο προσιτή μιας και γίνεται με αναίμακτο τρόπο, συγκριτικά με άλλους τύπους ηλεκτροδίων. Τα ηλεκτρόδια αυτά, στην επιφάνεια τους, έχουν ένα ειδικό ζελέ, για καλύτερη εφαρμογή στην επιφάνεια του δέρματος και για αύξηση της αγωγιμότητας. Επίσης, πριν από την χρήση των ηλεκτροδίων, εάν υπάρχει αυξημένη τριχοφυΐα σε εκείνη την περιοχή, γίνεται αφαίρεση της τρίχας με τοπικό ξύρισμα, διότι οι τρίχες φέρουν επιπλέον ηλεκτρική αντίσταση, μειώνοντας την αγωγιμότητα. Ακόμη, καθαρίζεται καλά η περιοχή στην οποία θα εφαρμοστούν, με την χρήση οινόπνευματος, για απομάκρυνση παραγόντων όπως νεκρά κύτταρα της επιδερμίδας και σκόνης. [1] Αυτό συμβαίνει, για να μειωθούν όσο περισσότερο γίνεται τυχόν θόρυβοι από αυτούς τους παράγοντες, καθώς και να μειωθεί όσο περισσότερο γίνεται η ηλεκτρική αντίσταση που δημιουργούν.

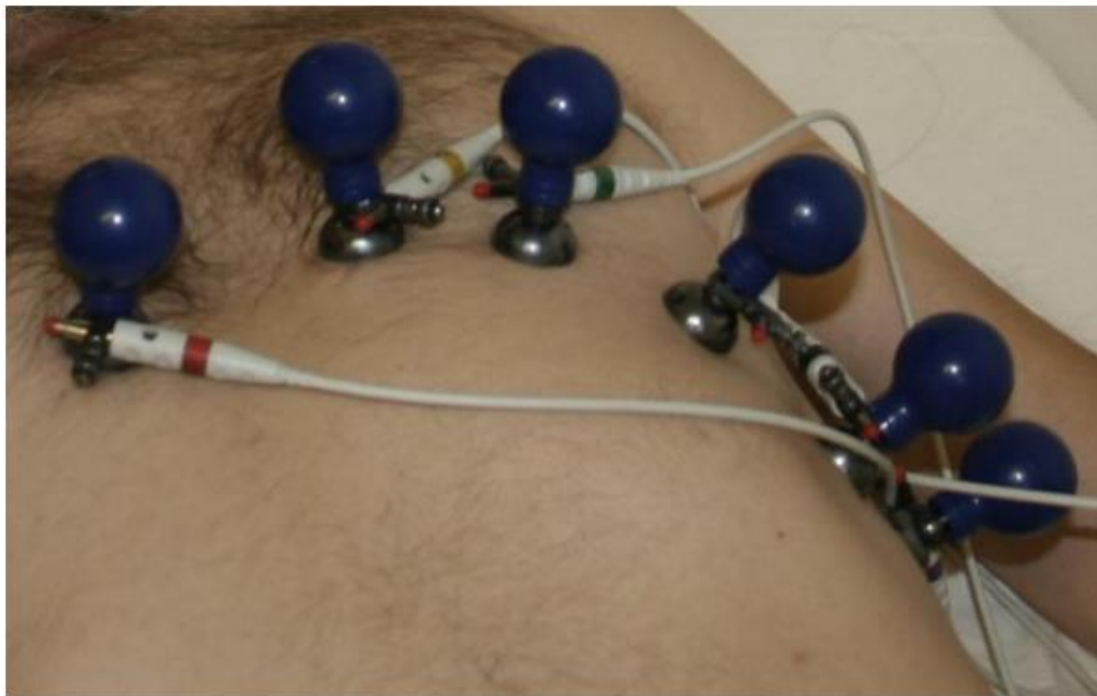


Εικόνα 19: Ηλεκτρόδια επαφής



Εικόνα 20: Ηλεκτρόδια «δαγκάνες»

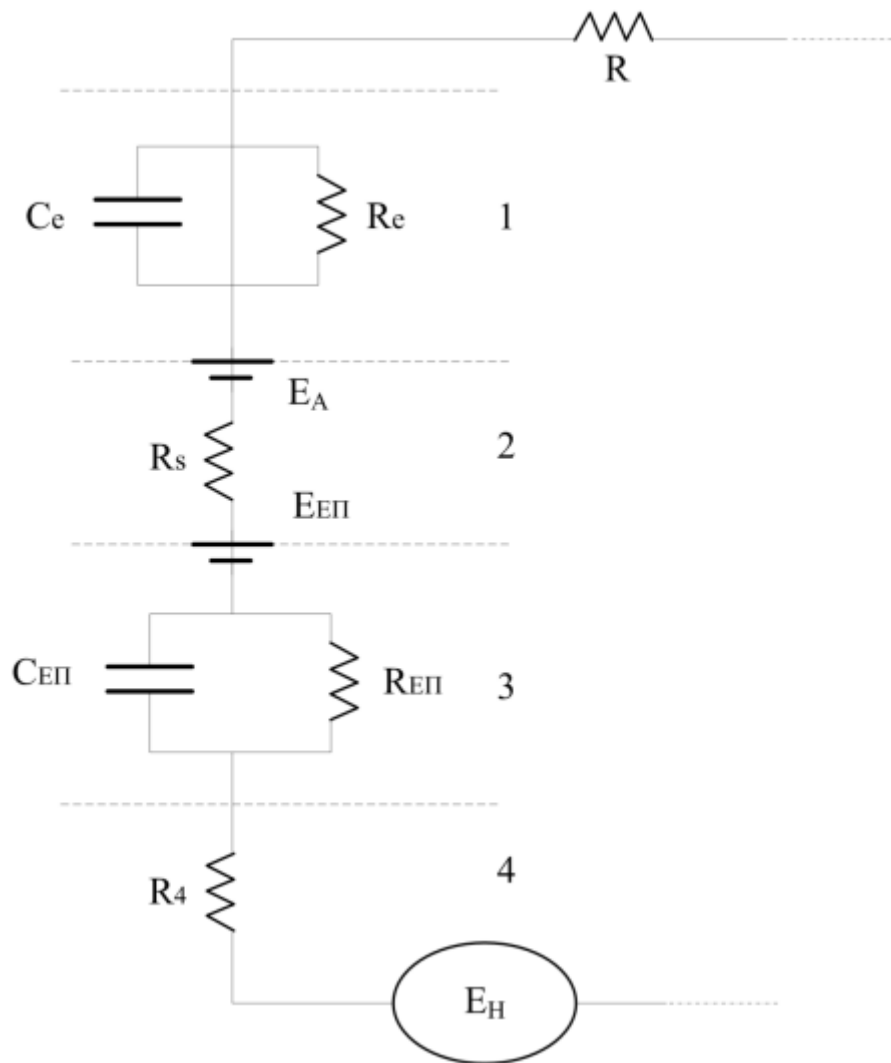
https://commons.wikimedia.org/wiki/Category:ECG_devices%23/media/File:BTL-Elektroda_L_leve_zapesti.jpg



Εικόνα 21: Ηλεκτρόδια «αναρρόφησης» τοποθετημένα στην θωρακική περιοχή για προκάρδιες απαγωγές

[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:BTL-Umisteni_hrudnich_elektrod.jpg]

Μελετώντας τα ηλεκτρόδια επαφής, ως προς το ηλεκτρικό ισοδύναμο κύκλωμά τους, παρατηρείται ότι υπάρχουν τέσσερις βαθμίδες. [9] Αρχικά, στο πάνω μέρος, βρίσκεται το ηλεκτρόδιο, το οποίο έχει μία αντίσταση R_e και μία χωρητικότητα C_e ως πυκνωτής. Αυτό, συμβαίνει καθότι τα ηλεκτρόδια, όταν διαρρέονται από ρεύμα, οι ιδιότητες τους αλλάζουν και εμφανίζουν αντιστάσεις διαρροής και χωρητικότητας ως προς την ροή του ρεύματος. Στην συνέχεια, στην δεύτερη βαθμίδα, υπάρχει ένα στρώμα αέρα, τριχών και σκόνης, όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, το οποίο δημιουργεί μία αντίσταση R_s . Εξαιτίας αυτών των παραγόντων, δημιουργείται μία διαφορά δυναμικού ανάμεσα στα στρώματα αέρα E_a και επιφάνειας E_{ep} , οφειλόμενη στην κερατίνη της επιδερμίδας. Σε αυτή την βαθμίδα είναι που εφαρμόζεται και η ηλεκτρολυτική αλοιφή (ζελέ). Με την χρήση αυτής της αλοιφής, μειώνονται σημαντικά οι παράμετροι E_{ep} , R_{ep} , C_{ep} . Αμέσως μετά, στην τρίτη βαθμίδα, είναι η επιδερμίδα με αντιστοιχία ύπαρξης μιας αντίστασης R_{ep} και μιας χωρητικότητας C_{ep} ως πυκνωτής, εξαιτίας του επιφανειακού δυναμικού E_{ep} που οφείλεται στην επιδερμίδα. Τέλος, στην τέταρτη βαθμίδα, βρίσκεται το δέρμα και ο υποδόριος ιστός, εμφανίζοντας μία αντίσταση R_4 . Η E_h , είναι η διαφορά δυναμικού η οποία εμφανίζεται λόγω των ιόντων νατρίου (Na^+) και καλίου (K^+), στα οποία οφείλεται και το ηλεκτρικό σήμα που παράγεται από την καρδιακή λειτουργία και αντίστοιχα καταγράφεται από το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Παρακάτω, στην Εικόνα 22, φαίνεται σχηματικά το ηλεκτρικό ισοδύναμο του ηλεκτροδίου.



Εικόνα 22: Ηλεκτρικό ισοδύναμο ηλεκτροδίου

[<https://repository.kallipos.gr/handle/11419/1834>]

Η καταγραφή του βιοϊατρικού σήματος της ηλεκτρικής διέγερσης της καρδιάς, βασίζεται στο δεδομένο ότι το ανθρώπινο σώμα παρουσιάζει υψηλή ηλεκτρική αγωγιμότητα. Γι' αυτόν τον λόγο, χρησιμοποιούνται αισθητήρες ηλεκτροδίων επιφάνειας, καθώς τα ηλεκτρικά σήματα που παράγονται από την καρδιακή λειτουργία διαχέονται και φθάνουν μέχρι την επιφάνεια του δέρματος, όπου και καταγράφονται. Επιπρόσθετα, πέραν από τους διαφορετικούς τύπους ηλεκτροδίων, υπάρχουν και διαφορετικοί τρόποι τοποθέτησης αυτών στο ανθρώπινο σώμα.

Σε αυτό το σημείο αξίζει να επισημανθεί ότι τα ηλεκτρόδια που είναι σήμερα ευρέως διαδεδομένα στο εμπόριο για κλινική χρήση, συνίστανται από υλικό αποτελούμενο από χλωριούχο άργυρο (Ag/AgCl). Η πλειονότητα των ηλεκτροκαρδιογράφων που χρησιμοποιούνται τα τελευταία έτη σε κλινικές και νοσοκομεία, λειτουργεί με ηλεκτρόδια τέτοιου τύπου, παρά το γεγονός ότι ο χλωριούχος άργυρος δεν αποτελεί ιδιαίτερα καλό αγωγό του ηλεκτρισμού. Ωστόσο έχει την δυνατότητα να αγγίζει με αξιοσημείωτη ακρίβεια τις ιδιότητες που έχουν τα πλήρως μη πολώσιμα ηλεκτρόδια. Σε ιδανικές συνθήκες, ένα μη πολώσιμο ηλεκτρόδιο, είναι αυτό το οποίο επιτρέπει την ανταλλαγή ηλεκτρικού φορτίου μεταξύ δύο επιφανιών χωρίς να φέρει κάποια

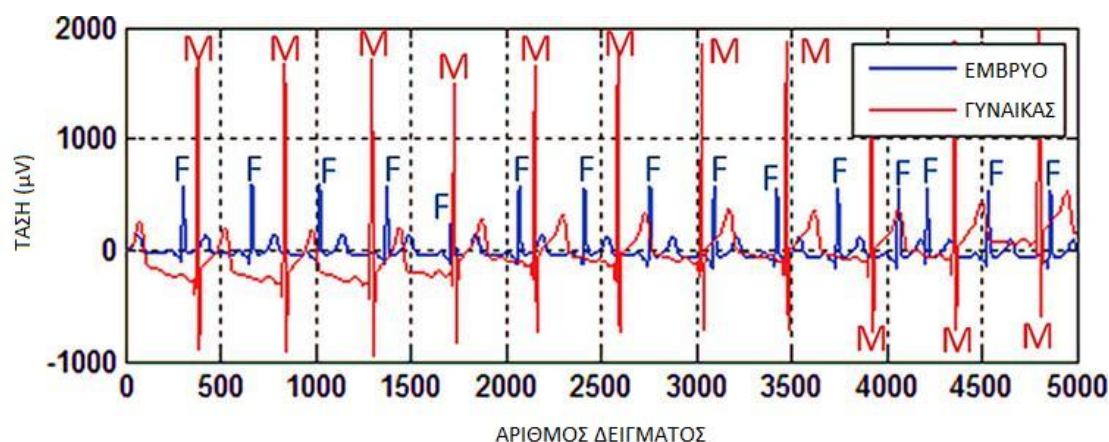
αντίσταση. Σε αντίθεση το πολώσιμο ηλεκτρόδιο είναι εκείνο, που σε ιδανικές συνθήκες, δεν επιτρέπει την μετακίνηση του ηλεκτρικού φορτίου.

Η χρήση αυτού του είδους των ηλεκτροδίων, είναι εφικτή καθώς η εξέλιξης της τεχνολογίας των υλικών μας έχει δώσει την δυνατότητα να παράγουμε φθηνά αναλώσιμα ηλεκτρόδια, τα οποία έχουν ικανοποιητική αγωγιμότητα και σε συνδυασμό με την υψηλή αντίσταση εισόδου των βιοενυσχητών, δίνουν ικανοποιητικά αποτελέσματα. Έτσι, γίνεται εφικτή την αντικατάσταση των ηλεκτροδίων που παράγονταν από ευγενή μέταλλα, όπως είναι για παράδειγμα η πλατίνα και ο χρυσός, τα οποία συμπεριφέρονται ως πλήρως πολώσιμα ηλεκτρόδια με καλές ιδιότητες αγωγιμότητας και χημικής σταθερότητας, τα οποία τα καθιστούν ικανά να χρησιμοποιούνται σε βιομετρήσεις. [9] Εντούτοις, δεν είναι βιώσιμη η χρήση τους από οικονομικής άποψης, λόγω του υψηλού κόστους τους, καθώς τα ηλεκτρόδια είναι αναλώσιμα, τα οποία πρέπει να αλλάζουν μετά το πέρας της κάθε εξέτασης από ασθενή σε ασθενή. Εν κατακλείδι, συμπεραίνεται ότι η αντικατάσταση του χρυσού και της πλατίνας από τα ηλεκτρόδια αργύρου, τα οποία είναι φθηνότερα, αλλά δίνουν εξίσου ικανοποιητικά αποτελέσματα, κατέστησε εφικτή την διενέργεια της εξέτασης του ηλεκτροκαρδιογραφήματος σε μεγάλο μέρος του πληθυσμού, καθώς ο ασθενής, αλλά και το νοσοκομείο, δεν χρειάζεται να πληρώσουν υπέρογκα αντίτιμα για την διεξαγωγή της εξέτασης και την αγορά των αναλωσίμων, αντίστοιχα.

2.6 Εξειδικευμένη περίπτωση ηλεκτροκαρδιογραφήματος κήσης

Μία πιο εξειδικευμένη χρήση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, είναι η εφαρμογή του σε μία κυοφορούσα γυναίκα, με σκοπό την ανάλυση της καρδιακής λειτουργίας του εμβρύου, ώστε να παρατηρηθούν τυχόν καρδιακές δυσλειτουργίες. Αποτελεί τον καταλληλότερο τρόπο για την παρακολούθηση του εμβρυακού καρδιακού παλμού, κατά την διάρκεια της πέμπτης εβδομάδας κήσης. Είναι πολύ σημαντική μία τέτοια ιατρική πληροφορία, καθώς εάν υπάρχει κάποια ανωμαλία με απόκλιση από το φυσιολογικό, υπάρχει μεγάλος κίνδυνος ακόμη και για αιτία θανάτου του εμβρύου.

Το ηλεκτροκαρδιογράφημα ενός ενήλικα, συγκριτικά με αυτό του εμβρύου παρουσιάζει σημαντικές διαφορές. Αρχικά, ο ρυθμός των παλμών σε ένα έμβρυο, είναι πολύ μεγαλύτερος, καθώς κυμαίνεται κοντά στους 150 παλμούς το λεπτό και πολλές φορές έχει και διαφορετικό ρυθμό. Επιπλέον, το ηλεκτρικό σήμα από την καρδιακή λειτουργία του εμβρύου είναι ασθενέστερο, με τις κορυφές των παλμών να εμφανίζουν μικρότερο πλάτος, με απόρροια να επικαλύπτεται ο εμβρυακός παλμός από αυτόν της μητέρας, όπως φαίνεται και στην Εικόνα 23. [1] Αυτό, έχει σαν αποτέλεσμα να καθιστά το σήμα από το έμβρυο δυσδιάκριτο, δημιουργώντας πιθανόν προβλήματα στην διάγνωση του. Ωστόσο, εκτός από τον προαναφερθέντα λόγο, υπάρχουν και άλλοι θόρυβοι που δυσκολεύουν την διάγνωση ενός τέτοιου καρδιογραφήματος. Ένας βασικός θόρυβος, που υπάρχει και στο ΗΚΓ των ενηλίκων, είναι η τυχόν κίνηση είτε από την μητέρα, είτε από το ίδιο το έμβρυο. Τέλος, υπάρχει και ο θόρυβος από το σήμα της εγκεφαλικής λειτουργίας του εμβρύου, το οποίο μπορεί να συγχέεται με το σήμα που προέρχεται από την καρδιακή λειτουργία.



Εικόνα 23: Σύγκριση εμβρυακού καρδιογραφήματος με αυτό της μητέρας του

2.7 Ηλεκτροκαρδιογράφος

Η συσκευή από την οποία εξάγεται το καρδιογράφημα, ονομάζεται ηλεκτροκαρδιογράφος. Υπάρχουν πολλές υλοποιήσεις και παραλλαγές ηλεκτροκαρδιογράφων, αλλά τα βασικά κομμάτια και η αρχή λειτουργίας τους παραμένει σταθερή σε όλες τις συσκευές, με την δυνατότητα μέτρησης ηλεκτροκαρδιογραφήματος.

Αρχικά, στο σύμπλεγμα του ηλεκτροκαρδιογράφου, πέραν από την συσκευή που καταλήγει το ηλεκτρικό σήμα, συμπεριλαμβάνονται και τα ηλεκτρόδια, με τα οποία γίνεται η απαγωγή του ηλεκτρικού σήματος. Έπειτα, υπάρχει η συσκευή, στην οποία εισάγεται το ηλεκτρικό σήμα, ενισχύεται, φιλτράρεται, επεξεργάζεται και ψηφιοποιείται για να το εξάγει στον ηλεκτρονικό υπολογιστή. Αυτό ωστόσο, δεν σημαίνει ότι επειδή μπορεί το σήμα να δέχεται κάποιου είδους επεξεργασία, δεν επεξεργάζεται και μετέπειτα, εάν αυτό είναι απαραίτητο και χρειάζεται για την εξαγωγή της ζητούμενης ιατρικής πληροφορίας. Τέλος ένα σύστημα καταγραφής της καρδιακής λειτουργίας μπορεί να είναι μια ολόκληρη συσκευή, όπως αυτή που έχει το τμήμα καρδιολογικής σε ένα νοσοκομείο, αλλά μπορεί να είναι και ένα τμήμα ή αλλιώς μια μονάδα (module) σε ένα μόνιτορ παρακολούθησης ζωτικών σημάτων ασθενή, το οποίο καταλαμβάνει πολύ μικρότερο χώρο.

Η βασική δομή συσκευής με δυνατότητα καταγραφής των διαφορών απαγωγών τάσεων ξεκινά με τα ηλεκτρόδια και το κύκλωμα αναγνώρισης των ηλεκτροδίων. Έπειτα, ακολουθούν τα κυκλώματα προστασίας για τα συστήματα της ενίσχυσης. Πολύ σημαντικά είναι τα κυκλώματα προστασίας, καθώς πρέπει να προστατευτούν οι μετέπειτα ενισχυτικές διατάξεις ακόμα και από στιγμιαίες υψηλές τάσεις που μπορεί να προκληθούν. Τέτοιου είδους κυκλώματα, υλοποιούνται με την χρήση διόδων, με αποτέλεσμα, σε μία υψηλή τάση, ουσιαστικά να γειώνεται το ηλεκτρόδιο. Ακολουθούν τα συστήματα της προενίσχυσης και της τελικής ενίσχυσης, που έπειτα το σήμα καταλήγει στο καταγραφικό για να αποτυπωθεί στην οθόνη ή σε μιλιμετρέ χαρτί (graph paper). Ταυτόχρονα, στην διαδικασία της προενίσχυσης, το σήμα μετατρέπεται σε ψηφιακό μέσω ενός αναλογικοψηφιακού μετατροπέα, για να απεικονιστεί το βιοσήμα της καρδιάς είτε στον ηλεκτρονικό υπολογιστή, είτε στην οθόνη του ηλεκτροκαρδιογράφου. Τέλος, αφού έχει μετατραπεί σε ψηφιακό σήμα, πλέον υπάρχει η δυνατότητα από την υπολογιστική μονάδα, να αποθηκευτεί, επεξεργαστεί και να απεικονιστεί.

Η αρχή λειτουργίας ενός αναλογικού ηλεκτροκαρδιογράφου, είναι ότι αφού γίνει η απαγωγή των τάσεων από την δερματική επιφάνεια του ανθρώπινου σώματος, καταλήγει μετά τα κυκλώματα ενίσχυσης και φιλτραρίσματος, στον τελικό ενισχυτή. Αφού ενισχυθεί και εκεί, στην έξοδο εμφανίζεται μία τάση, ανάλογη με την καρδιακή λειτουργία. Στο σημείο εκείνο, υπάρχει μια βελόνα και κάτω από την βελόνα μετακινείται το ρολό χαρτιού, στο οποίο γίνεται η καταγραφή. Έτσι, όταν γίνεται η καταγραφή, η βελόνα κουνιέται, εξαιτίας της τάσης που προκύπτει από την καρδιακή λειτουργία, με αποτέλεσμα να αποτυπώνεται στο κατάλληλο βαθμονομημένο χαρτί, το καρδιογράφημα.

Παραπάνω, αναλύθηκε η αρχή λειτουργίας ενός αναλογικού ηλεκτροκαρδιογράφου, που χρησιμοποιεί βελόνα για την καταγραφή του βιοσήματος. Ωστόσο, υπάρχουν και άλλες παραλλαγές. Αρχικά, υπάρχουν διαφορετικοί τύποι αναλογικών καρδιογράφων, όπου κάποιοι χρησιμοποιούν βελόνα με μελάνι και άλλοι βελόνα που θερμαίνεται και χρησιμοποιούν θερμογραφικό χαρτί. Έπειτα, υπάρχουν και συσκευές που δεν χρησιμοποιούν βελόνα, αλλά ένα σύστημα φακών, σε συνδυασμό με φωτοευαίσθητο χαρτί. Στην συνέχεια, υπάρχουν και οι σύγχρονοι ηλεκτροκαρδιογράφοι, που δεν το εκτυπώνουν εκείνη την ώρα, αλλά το αποθηκεύουν σε έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή, και αν χρειαστεί να εκτυπωθεί, τότε εκτυπώνεται από τον ηλεκτρονικό υπολογιστή. Τέλος, υπάρχει και μία άλλη κατηγορία ηλεκτροκαρδιογράφων, που είναι τα καρδιοσκόπια. Η λειτουργία των καρδιοσκοπίων, είναι να απεικονίζουν σε πραγματικό χρόνο το ηλεκτροκαρδιογράφημα χωρίς να εκτυπώνεται κάπου ή να αποθηκεύεται. Η χρησιμότητα τους είναι να βοηθούν στην άμεση αντίληψη των κρίσιμων παραμέτρων στο βιοσήμα της καρδιάς. Για παράδειγμα, χρησιμοποιείται στα χειρουργεία, στην ΜΕΘ και σε άλλα επείγουσα ιατρικά περιστατικά, που δεν υπάρχει λόγος καταγραφής, γιατί δεν γίνεται κάποια εξέταση, αλλά εκείνη την στιγμή χρειάζεται να παρακολουθείται η λειτουργία της καρδιάς σε πραγματικό χρόνο. Αυτό, δεν σημαίνει ότι τα καρδιοσκόπια, δεν μπορούν να διαθέτουν αποσπώμενη κάρτα μνήμης, ώστε να αποθηκεύεται το ηλεκτροκαρδιογράφημα για περαιτέρω ανάλυση και επεξεργασία.

Όπως προαναφέρθηκε, πλέον, στις περισσότερες φορές των περιπτώσεων, το σήμα ψηφιοποιείται. Αυτό, συμβαίνει είτε για να γίνει σε πραγματικό χρόνο η απεικόνιση του ηλεκτροκαρδιογραφήματος στην οθόνη ενός ηλεκτρονικού υπολογιστή, είτε για να αποθηκευτεί σε έναν σκληρό δίσκο ή μια εξωτερική κάρτα μνήμης, για να αποθηκευτεί σαν ιατρικό ιστορικό αρχείο ή για να γίνει περαιτέρω ανάλυση και επεξεργασία στο σήμα. Όπως προκύπτει λοιπόν, η ψηφιοποίηση πλέον είναι απαραίτητη και αναγκαία. Για να συμβεί ωστόσο αυτή η διαδικασία, χωρίς να αλλοιωθεί το βιοιατρικό σήμα της καρδιάς, πρέπει να γίνει με τον σωστό τρόπο και να προσεχθούν κάποιοι σημαντικοί παράγοντες, όπως αυτός του ρυθμού της δειγματοληψίας. Το σήμα, μετά την προενίσχυση, εισέρχεται στον αναλογικοψηφιακό μετατροπέα, ο οποίος το δειγματοληπτεί. Όπως θα αναλυθεί και παρακάτω, η μεγαλύτερη συχνότητα που περνάει από έναν ηλεκτροκαρδιογράφο είναι περίπου στα 150 Hz, αναλόγως πάντα και την υλοποίηση του συστήματος. Για αυτόν τον λόγο, ο ρυθμός δειγματοληψίας, πρέπει να είναι τέτοιος, ώστε να μπορέσει να απεικονιστεί και η μεγαλύτερη συχνότητα. Άρα σύμφωνα με το θεώρημα του Shannon, η ελάχιστη συχνότητα δειγματοληψίας, πρέπει να είναι τουλάχιστον στα 300 Hz ανά δειγματοληπτούμενο διάυλο. [2] Ωστόσο, μια συχνή συχνότητα δειγματοληψίας που χρησιμοποιείται στην πράξη είναι 1 kHz.

Όσον αφορά την βασική δομή των κυκλωμάτων του ηλεκτροκαρδιογράφου, στην αρχή υπάρχει ένα βαθυπερατό φίλτρο, συνήθως στα 150 Hz. Τα βαθυπερατά φίλτρα, είναι αυτά που επιτρέπουν να περνούν μόνο τις χαμηλές συχνότητες, δηλαδή τις συχνότητες

που στην συγκεκριμένη περίπτωση, είναι κάτω από 150 Hz. Όλες τις άλλες τις αποκόπτουν. Αυτό συμβαίνει, διότι με αυτό τον τρόπο, αποκόπτονται οι ανεπιθύμητες τάσεις υψηλής συχνότητας που δεν έχουν βιολογική προέλευση, άρα δεν βοηθάνε στην διάγνωση της εξέτασης, καθώς δεν έχουν καμία διαγνωστική αξία. Τέτοιου είδους υψηλών τάσεων, μπορεί να προκληθούν είτε από κάποια άλλη ηλεκτρική συσκευή υψηλής συχνότητας που μπορεί να είναι συνδεδεμένη στον ασθενή, όπως για παράδειγμα μία συσκευή διαθερμίας, είτε από άλλες ηλεκτρικές συσκευές που λειτουργούν και βρίσκονται στον ίδιο χώρο. Έπειτα ακολουθεί η προενίσχυση κέρδους 20-30, δηλαδή ενισχύει το σήμα κατά 20 με 30 φορές. Αυτός ο ενισχυτής, έχει την μορφή ενός ενισχυτή οργανολογίας. Το σημαντικό με τα κυκλώματα ενίσχυσης στον καρδιογράφο, είναι να μην προσθέτουν ηλεκτρικό θόρυβο στο βιοσήμα που εισάγεται σε αυτές τις διατάξεις, για να μην προκύψει αλλοίωσή του από τον ίδιο τον ηλεκτροκαρδιογράφο. Ένα πολύ βασικό χαρακτηριστικό του προενισχυτή, είναι ότι ο λόγος απόρριψης κοινού σήματος (common mode rejection ratio - CMRR), με βάση αμερικανικά πρότυπα, πρέπει να είναι μεγαλύτερος των 86 dB (μονάδα μέτρησης - decibel). Όσο μεγαλύτερο CMRR έχει η προενίσχυση, τόσο καλύτερο το αποτέλεσμα στο τελικό σήμα. Όσο υψηλότερο το CMRR, τόσο μεγαλύτερη η ενίσχυση του σήματος της διαφοράς των ηλεκτροδίων, με ταυτόχρονη καταστολή του κοινού σήματός τους. Για παράδειγμα, ένας ιδανικός προενισχυτής, θα έπρεπε να είχε άπειρο CMRR. [10] Στην συνέχεια, υπάρχει ένα υπερπαρατό φίλτρο. Η λειτουργία του είναι να αποκόπτει την διαφορική τάση επαφής, που έχει ενισχυθεί από τον προενισχυτή, η οποία τάση μπορεί να υπερκαλύπτει το βιοσήμα της καρδιάς. Αυτό, συμβαίνει επειδή ο προενισχυτής, δεν είναι ένας ιδανικός ενισχυτής, με αποτέλεσμα να μην εξαλείφουν το κοινό σήμα των ηλεκτροδίων στην είσοδο. Έτσι, ενισχύεται πέραν από το διαφορικό σήμα (που είναι και το επιθυμητό) και το σήμα των τάσεων επαφής, που έχουν αναφερθεί στο κεφάλαιο των ηλεκτροδίων. Ακολουθεί ο τελικός ενισχυτής ή αλλιώς ενισχυτής διαύλου, όπου στην έξοδο του, το σήμα, συναντά την τελευταία διάταξη που είναι ένα ακόμη βαθυπερατό φίλτρο. Ο τελικός ενισχυτής υπάρχει, για να ενισχύει το τελικό σήμα, το οποίο πλέον μετά από τις διατάξεις που αναφέρθηκαν, είναι απαλλαγμένο από παράσιτα αλλοίωσης σήματος και είναι έτοιμο για να μπορέσει να καταγραφεί. Το τελικό βαθυπερατό φίλτρο, που βρίσκεται έπειτα από τον τελικό ενισχυτή, χρησιμεύει για να μειώσει τις ηλεκτρομυογραφικές παρεμβολές. Μπορεί να έχει περίπου συχνότητα αποκοπής κοντά στα 40 Hz. Τις περισσότερες φορές είναι ενσωματωμένο στον ενισχυτή οργανολογίας και μπορεί να ενεργοποιηθεί και να απενεργοποιηθεί αναλόγως την περίπτωση. Εξαιτίας του ότι κόβει αρκετά χαμηλές συχνότητες, συχνότητες που περιέχουν βιοιατρικό σήμα, αλλά σε ανεκτό επίπεδο, χωρίς να καταστρέφουν την χρήσιμη ιατρική πληροφορία, ενεργοποιείται μόνο όταν οι παρεμβολές από την κίνηση των μυών είναι έντονες και επηρεάζουν το διαγνωστικό σήμα. Για αυτόν τον λόγο υπάρχει και η λειτουργία της ενεργοποίησης/ απενεργοποίησης, καθώς όταν δεν υπάρχουν έντονες μυϊκές παρεμβολές, το φίλτρο αυτό λειτουργεί αρνητικά στην ποιότητα του τελικού σήματος.

Υπάρχουν δύο είδη ηλεκτροκαρδιογράφων, όσον αφορά τις ταυτόχρονες απαγωγές που μπορούν να καταγράψουν. Η πρώτη κατηγορία, είναι οι απλοί με μόνο ένα δίαυλο ή αλλιώς κανάλι και ονομάζονται μονοκαναλικοί. Η δεύτερη κατηγορία, είναι αυτοί που έχουν παραπάνω από δύο κανάλια και ονομάζονται πολυκαναλικοί. Όσα κανάλια έχει ένας ηλεκτροκαρδιογράφος, τόσες και οι απαγωγές που μπορεί να απεικονίσει συγχρόνως. Ωστόσο, αυτό δεν σημαίνει ότι ένας μονοκαναλικός ηλεκτροκαρδιογράφος δεν μπορεί να απεικονίσει διαφορετικές απαγωγές, απλώς όχι ταυτόχρονα. Το προτιμότερο όμως σε μια μέτρηση της καρδιακής λειτουργίας, είναι να καταγράφονται

και οι 12 απαγωγές τουλάχιστον διαδοχικά. Για αυτόν τον λόγο, οι μονοκαναλικοί, διαθέτουν έναν μεταγωγό, που επιτρέπει την εναλλαγή σε πραγματικό χρόνο από μία απαγωγή σε μία άλλη. [2] Έτσι, γίνεται κανονικά η τοποθέτηση όλων των ηλεκτροδίων για τις 12 απαγωγές και κατά την διάρκεια της εξέτασης, γίνεται η εναλλαγή της απαγωγής που θα καταγραφεί με την βοήθεια του μεταγωγού. Υπάρχουν και κάποιοι πολυκαναλικοί, σε πειραματικά συστήματα που μπορούν συγχρόνως να απάγουν μέχρι και 64 απαγωγές με την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων να γίνεται με την βοήθεια ειδικής ζώνης ή φανέλας που περιέχει τα ηλεκτρόδια πάνω της. Σε έναν πολυκαναλικό ηλεκτροκαρδιογράφο, για κάθε ηλεκτρόδιο, υπάρχει και το αντίστοιχο κύκλωμα προενίσχυσης, ωστόσο, όλες οι απαγωγές καταλήγουν σε ένα κοινό κύκλωμα τελικής ενίσχυσης και ψηφιοποίησης.

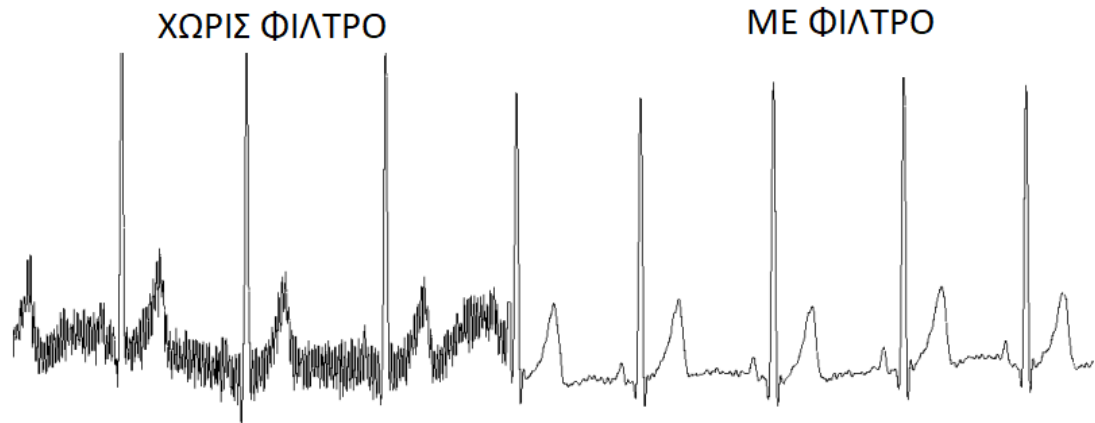
2.8 Προβλήματα που εντοπίζονται σε ένα ηλεκτροκαρδιογράφημα και η αντιμετώπισή τους

Τα προβλήματα που συναντώνται στην εξέταση και την παρακολούθηση του καρδιογραφήματος, χωρίζονται στις εξής κατηγορίες, στο κομμάτι της φυσιολογίας της καρδιάς συνδυαστικά με τον τρόπο της εξέτασης και στο κομμάτι του θορύβου είτε από εξωγενείς παράγοντες, είτε εξαιτίας του εξεταζόμενου.

Το πρώτο κομμάτι που έχει να κάνει με την φυσιολογία, αφορά ότι η ιατρική πληροφορία που απορρέει από το καρδιογράφημα, δεν εμπεριέχει πληροφορίες για δομικά προβλήματα της καρδιάς, κατασκευαστικές ανωμαλίες και μηχανικά προβλήματα, παρά μόνο ανιχνεύει την ηλεκτρική λειτουργία της. [1] Για παράδειγμα, αν υπάρχει κάποιο πρόβλημα στις βαλβίδες της καρδιάς, το ηλεκτροκαρδιογράφημα δεν μπορεί να το εντοπίσει και να το απεικονίσει στο μόνιτορ.

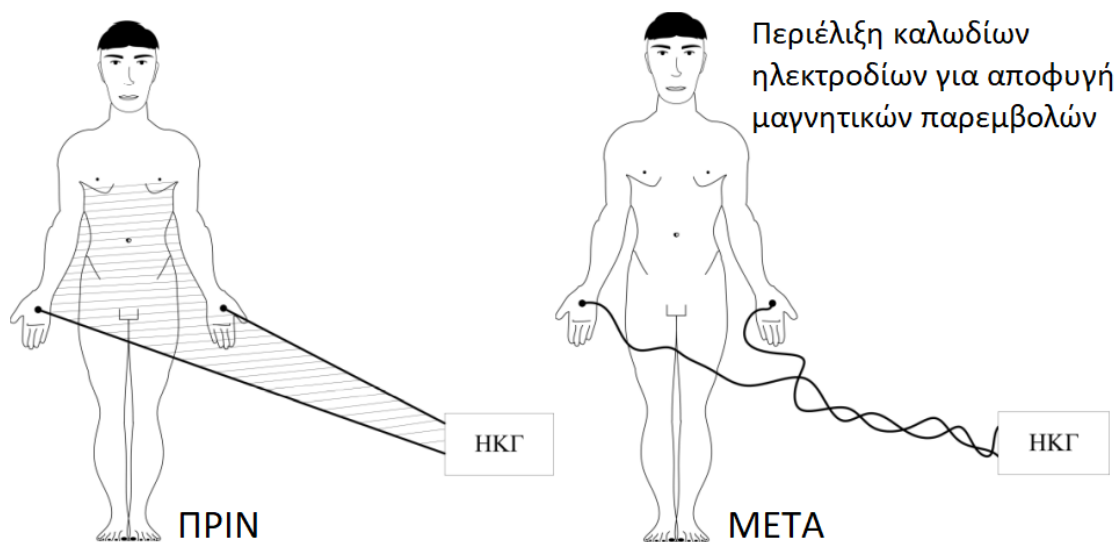
Το δεύτερο, είναι ο θόρυβος που προστίθεται στο σήμα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Αυτός ο θόρυβος μπορεί να οφείλετε στον ηλεκτρονικό θόρυβο του μηχανήματος, αλλά τα πιο πιθανά σενάρια θορύβου, είναι η μη καλή επαφή των ηλεκτροδίων με την δερματική περιοχή του εξεταζόμενου ή είτε η ακούσια, είτε η εκούσια κίνηση των μυών, που δίνουν παραπλανητικό ηλεκτρικό σήμα, με αποτέλεσμα να αλλοιώνεται η ιατρική πληροφορία. Όπως έχει προαναφερθεί, τα πιο σύνηθες ηλεκτρόδια για την απαγωγή του βιοσήματος, είναι τα επιδερμικά ηλεκτρόδια, που συμπεριφέρονται σχεδόν όπως τα ιδανικά πολώσιμα ηλεκτρόδια, υλικού χλωριούχου αργίλου Ag/AgCl. [2] Στην χρήση αυτών των ηλεκτροδίων, δημιουργούνται αδιάκοπες τάσεις, μη επιθυμητές, μεταξύ του ηλεκτροδίου και του ιστού. Το πρόβλημα που δημιουργείται, είναι ότι ένα σήμα ηλεκτροκαρδιογραφήματος, είναι της τάξεως του 1mV. Αυτές οι ανεπιθύμητες τάσεις που δημιουργούνται, αγγίζουν και τα 300mV, με αποτέλεσμα να υπερκαλύπτεται το σήμα το οποίο εμπεριέχει την χρήσιμη ιατρική πληροφορία και την αχρηστεύει.

Ένας επιπρόσθετος ηλεκτρικός θόρυβος, είναι αυτός που δημιουργείται από ηλεκτρομαγνητικά πεδία, τα οποία οφείλονται στην τροφοδοσία ρεύματος των 50 Hz, παρεμβολές από τηλεόραση, ραδιόφωνο, ακόμα και από ελαττωματικούς λαμπτήρες φθορισμού. [2] Μία απλή λύση, για να ξεπεραστεί αυτό το πρόβλημα των παραπάνω παράσιτων, είναι να περιπλεχτούν τα καλώδια από τα ηλεκτρόδια μεταξύ τους, όπως φαίνεται στην Εικόνα 25. Για την αντιμετώπιση του προβλήματος που δημιουργεί η συχνότητα των 50 Hz της τροφοδοσίας, εφαρμόζεται είτε αναλογικά, είτε ψηφιακά ένα ζωνοφρακτικό φίλτρο, όπως φαίνεται στην Εικόνα 24, το οποίο αποκόπτει την συχνότητα αυτή.



Εικόνα 24: Χρήση ζωνοφρακτικού φίλτρου για την αντιμετώπιση του προβλήματος της τάσης δικτύου

[<https://repository.kallipos.gr/handle/11419/1836>]

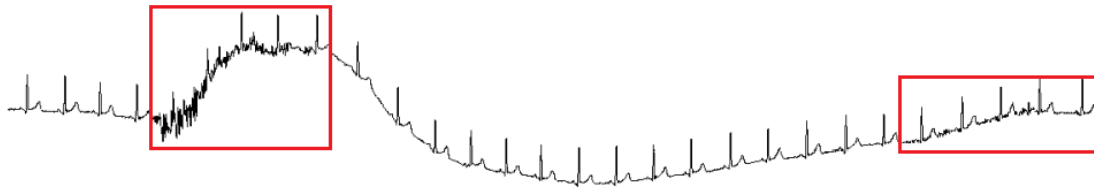


Εικόνα 25: Λύση για την ελαχιστοποίηση μαγνητικών παρεμβολών

[<https://repository.kallipos.gr/handle/11419/1836>]

Ακόμη ένας παράγοντας, που αλλοιώνει την χρήσιμη ιατρική πληροφορία στους επιδερμικούς αισθητήρες, είναι η μετακίνηση του σώματος του εξεταζόμενου, όπως φαίνεται στην Εικόνα 26. Αυτή η μετακίνηση μπορεί να είναι εκούσια από τον ίδιο τον ασθενή, αλλά και ακούσια, διότι κατά την διάρκεια της εξέτασης, ο μυς μπορεί να πραγματοποιήσει κάποια συστολή. Κάτι τέτοιο, ιδικά αν είναι πολύ κοντά στην τοποθεσία εφαρμογής του ηλεκτροδίου, παραμορφώνει τελείως το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Συγκεκριμένα, εάν η κίνηση του μυός είναι πολύ ισχυρή, τότε αλλοιώνεται τελείως η πληροφορία και δεν διακρίνεται καθόλου το βιοιατρικό σήμα της καρδιάς, όπως παρουσιάζεται στην Εικόνα 27. Μέχρι ένα βαθμό, στην αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος, βοηθάει το βαθυπερατό φίλτρο που βρίσκεται πριν την προενίσχυση στα 150 Hz. Αυτό το φίλτρο αποκόπτει τις υψηλές συχνότητες, πάνω από τα 150 Hz, που δεν έχουν κάποια βιολογική προέλευση, άρα και χρήσιμη ιατρική πληροφορία. Σε περίπτωση που δεν αρκεί αυτό, κάποιες φορές, μπορεί να προστεθεί στο τέλος με την τελική ενίσχυση και ένα ακόμα βαθυπερατό φίλτρο στα 40 Hz, το οποίο κόβει όλες τις συχνότητες μεγαλύτερες από τα 40 Hz, κάτι το οποίο σημαίνει ότι αφαιρεί αρκετή χρήσιμη πληροφορία, αλλά συνεχίζει η πληροφορία να

μην αλλοιώνεται και να μπορεί να προσφέρει για ιατρική διάγνωση. Το μεγάλο πρόβλημα, για παράδειγμα πάνω σε αυτό τον παράγοντα, είναι όταν χρειάζεται να γίνει καταγραφή της ηλεκτρικής καρδιακής λειτουργίας, ταυτόχρονα με ένα τεστ κοπώσεως. Ακόμη, ένα γεγονός που αχρηστεύει την ιατρική πληροφορία είναι αυτό της αποξήρανσης της ηλεκτρολυτικής αλοιφής. Εάν συμβεί κάτι τέτοιο, τότε γίνεται υπερβολικά υψηλή η αντίσταση εισόδου και δεν επιτρέπει την απαγωγή της τάσης το συγκεκριμένο ηλεκτρόδιο. Μια λύση σε αυτό το ζήτημα, είναι το κύκλωμα ελέγχου των ηλεκτροδίων, για πιθανή ζημιά ή ελάττωμα των ηλεκτροδίων.



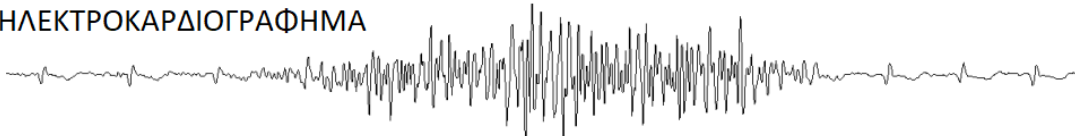
Εικόνα 26: Παρεμβολή από την τάση επαφής σε ηλεκτροκαρδιογράφημα

[<https://repository.kallipos.gr/handle/11419/1836>]

ΗΛΕΚΤΡΟΜΥΟΓΡΑΦΗΜΑ



ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΗΜΑ



Εικόνα 27: Μυϊκή παρεμβολή σε ηλεκτροκαρδιογράφημα

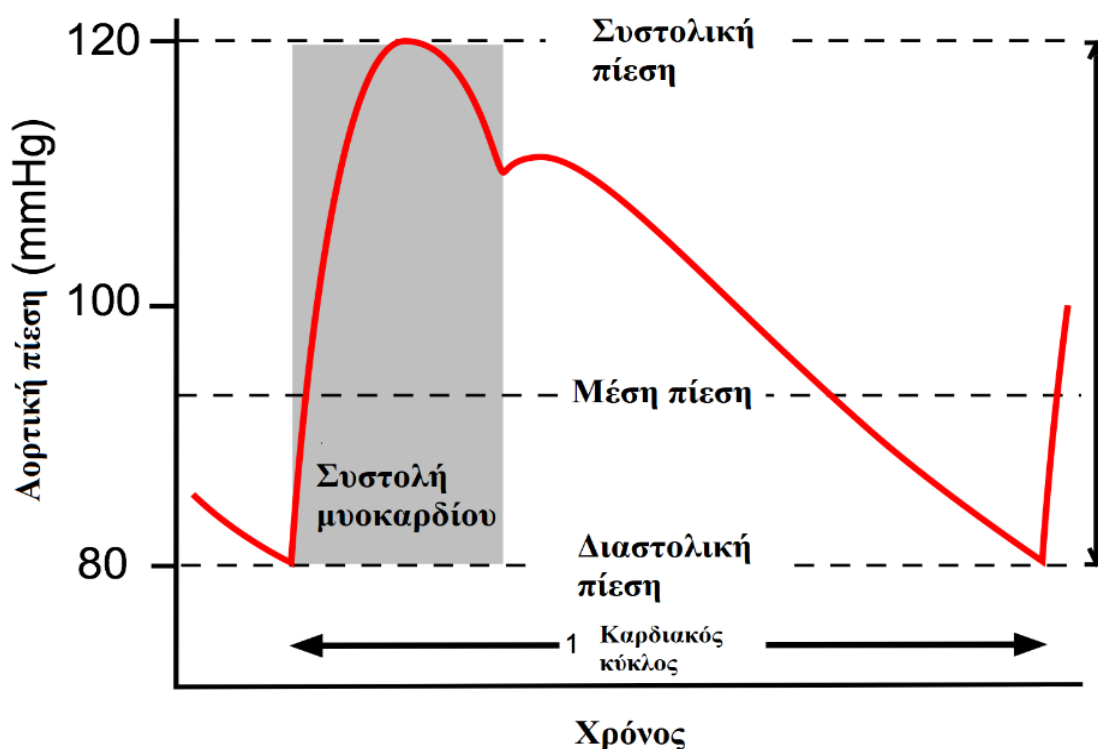
[<https://repository.kallipos.gr/handle/11419/1836>]

Τέλος, ένας ακόμη παράγοντας, που δίνει ψευδείς και αλλοιωμένες μετρήσεις, είναι το πρόβλημα που εμφανίζουν οι βρόγχοι γείωσης. Αυτό συμβαίνει, όταν ένας ασθενής κάνει ηλεκτροκαρδιογράφημα και μαζί με αυτή την μέτρηση, είναι συνδεδεμένος και με άλλες ιατρικές ηλεκτρικές συσκευές, όπου η κάθε μία έχει την δική της γείωση. Αυτό συμβαίνει, διότι οι συσκευές μπορεί να μην είναι συνδεδεμένες στην ίδια τροφοδοσία, με αποτέλεσμα να βρίσκονται σε διαφορετικό δυναμικό. Αυτό το πρόβλημα που δημιουργείται από τους βρόγχους γείωσης, είναι πολύ δύσκολο στο να αναγνωριστεί και να διαγνωστεί. Το ρεύμα των διαφορετικών γειώσεων, που περνάει μέσω του ασθενή, για να καταλήξει σε μία άλλη γείωση, πέραν ότι είναι επικίνδυνο για τον ίδιο τον ασθενή, ανιχνεύεται και από τις απαγωγές. Αν ο ενισχυτής δεν έχει ικανοποιητικά υψηλό CMRR, για να απορρίψει το κοινό σήμα, τότε αυτό ενισχύεται και αλλοιώνει το τελικό σήμα.

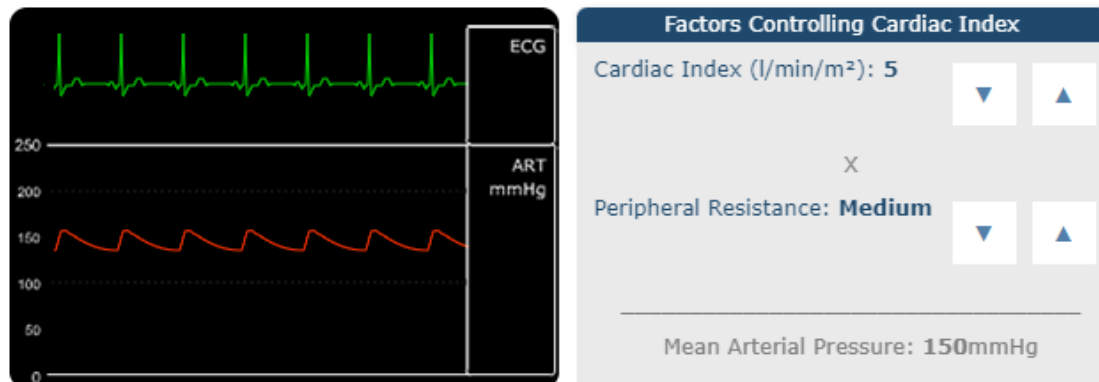
3 Η αρτηριακή πίεση του αίματος και το πιεσόμετρο

3.1 Εισαγωγή στην αρτηριακή πίεση του αίματος

Η μέτρηση της πίεσης του αίματος, είναι ακόμα μια σημαντική παράμετρος που μετριέται στους εξεταζόμενους και μπορεί να διαθέσει σημαντική ιατρική πληροφορία για την κατάστασή του. Η αρτηριακή πίεση, είναι μια βασική μέτρηση της αιμοδυναμικής κατάστασης, δηλαδή της μελέτης των δυνάμεων που ασκούνται μέσα στο κυκλοφορικό σύστημα. Η αρτηριακή πίεση αναφέρεται με τρεις τιμές, την συστολική, την διαστολική και τη μέση πίεση. Η συστολική πίεση, είναι η πίεση που ασκεί το αίμα στο τοίχωμα των αιμοφόρων αγγείων, στο τέλος της συστολής των κοιλιών. Η διαστολική πίεση, είναι η πίεση που ασκεί το αίμα στα τοιχώματα των αιμοφόρων αγγείων, στο τέλος της χαλάρωσης – διαστολής. Η μέση πίεση, είναι η πίεση από την οποία καθορίζεται ο παράγοντας για το μέσο ρυθμό ροής του αίματος μέσω των αγγείων. [11] Σε ορισμένες μετρήσεις, η μέτρηση της αρτηριακής πίεσης γίνεται μέσω κυματομορφής, όπως θα αναφερθεί και παρακάτω και για την επεμβατική αλλά και την μη επεμβατική μέθοδο. Στην παλμική κυματομορφή, η μέγιστη πίεση είναι συστολική, η ελάχιστη πίεση είναι η διαστολική και η μέση πίεση είναι η περιοχή κάτω από την καμπύλη κυματομορφής-χρόνου, διαιρεμένη με το χρονικό διάστημα για έναν ή περισσότερους παλμούς, όπως παρουσιάζεται στην Εικόνα 28. Παρακάτω, στην Εικόνα 29, απεικονίζεται η αρτηριακή πίεση συγκριτικά με το καρδιογράφημα, όσον αφορά τον ίδιο εξεταζόμενο. Τα γραφήματα στην εικόνα αποτελούν αποτελέσματα από εξομοιωτή.



Εικόνα 28: Γραφική παράσταση αρτηριακής πίεσης
[<https://www.cvphysiology.com/Blood%20Pressure/BP002>]



Εικόνα 29: Αντιστοίχιση αρτηριακής πίεσης με το καρδιογράφημα
 [http://pie.med.utoronto.ca/CA/CA_content/CA_cardiacPhys_bloodPressure.html]

Στην ταλαντωμετρική τεχνική, οι ταλαντώσεις ξεκινούν πριν από τη συστολική πίεση και συνεχίζονται μετά η διαστολική πίεση. Στην περίπτωση αυτή, η μέση αρτηριακή πίεση αντιστοιχεί στο μέγιστο πλάτος της ταλάντωσης. Στην ακουστική – ακροαστική μέθοδο, οι ήχοι φάσης I συσχετίζονται με τη συστολική πίεση και οι ήχοι της φάσης V συσχετίζονται με τη διαστολική πίεση. Στην συνέχεια θα γίνει αναλυτική περιγραφή όλων των μεθόδων. Όταν η πίεση του αίματος είναι υπερβολικά χαμηλή, ονομάζεται υπόταση και όταν η πίεση είναι συστηματικά υψηλή, ονομάζεται υπέρταση. Η μακροχρόνια υπέρταση, που είναι πιο συχνή από τη μακροχρόνια υπόταση, αποτελεί παράγοντα κινδύνου για πολλές ασθένειες όπως αυτές της καρδιοπάθειας, του εγκεφαλικού επεισοδίου και της νεφρικής ανεπάρκειας.

Η παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης, κατά την διάρκεια μιας εγχείρησης, είναι μια αναγκαία διαδικασία, λόγω των απότομων διακυμάνσεων της αιμοδυναμικής κατάστασης του ασθενή, που προκύπτουν από χειρουργική διέγερση, αναισθησία, πόνο, αιμορραγία κ.α. Αυτό, την καθιστά και μια από τις βασικές μετρήσεις που μπορεί να απεικονίσει ένα μόνιτορ, καθώς τα μόνιτορ βρίσκονται και χρησιμοποιούνται σε κάθε χειρουργική επέμβαση. Με βάση τον τρόπο που διεξάγεται η μέτρηση χωρίζεται σε δύο κατηγορίες, την μέτρηση της πίεσης του αίματος με μη επεμβατικές μεθόδους (non-invasive blood pressure - NIBP) και την μέτρηση με επεμβατικές μεθόδους (invasive blood pressure - IBP). Οι μετρήσεις μπορεί να διαφέρουν μεταξύ επεμβατικών και μη επεμβατικών μεθόδων. Σε αρκετά μόνιτορ παρακολούθησης ζωτικών σημάτων σε ασθενή, υπάρχουν και οι δύο δυνατότητες μέτρησης της αρτηριακής πίεσης του αίματος, που ανάλογα με το περιστατικό και τις συνθήκες, υπάρχει και η αντίστοιχη επιλογή. Η μονάδα μέτρησης για την αρτηριακή πίεση είναι τα χιλιοστά υδραργύρου (mmHg) και ορίζεται ως μανομετρική μονάδα της πίεσης. Η μέτρηση της πίεσης, με την βοήθεια μανομέτρου, σε χιλιοστά υδραργύρου, εκφράζει τη δύναμη που ασκεί το αίμα σε μια περιοχή του τοιχώματος του αγγείου για να ανυψώσει τη στήλη υδραργύρου κατά έναν ορισμένο αριθμό χιλιοστών. Παρόλο που η κλασσική μονάδα μέτρησης για την αρτηριακή πίεση είναι τα χιλιοστά υδραργύρου (mmHg), σε κάποιες περιοχές του πλανήτη, χρησιμοποιείται και το kilopascal (kPa) ως μονάδα μέτρησης της πίεσης και ισοδυναμεί με 7,5 mmHg. [11] Η μεμονωμένη συσκευή που μετρά την αρτηριακή πίεση ονομάζεται πιεσόμετρο ή αλλιώς σφυγμανόμετρο. Υπάρχουν τα αναλογικά και τα ψηφιακά πιεσόμετρα. Αποτελούνται από μία φουσκωτή περιχειρίδα, από έναν μηχανισμό φουσκώματος της περιχειρίδας και τα αναλογικά από ένα μανόμετρο υδραργύρου, [12] ενώ τα ψηφιακά από τον μετατροπέα και το σύστημα επεξεργασίας και απεικόνισης του βιοσήματος.

Ως αρτηριακή πίεση, ορίζεται η δύναμη που ασκείται από το αίμα στα τοιχώματα των αγγείων. Η αρτηριακή πίεση, αναφέρεται στην πίεση του αίματος, εντός των αρτηριών του κυκλοφορικού συστήματος. Όπως προαναφέρθηκε, η αρτηριακή πίεση χωρίζεται σε συστολική και διαστολική. Αυτό συμβαίνει, διότι οι δύο τιμές που προκύπτουν και περιγράφουν την αρτηριακή πίεση, οφείλονται στην συστολή και στην διαστολή του μυοκαρδίου κατά τον καρδιακό κύκλο. Στην διαδικασία της συστολής του μυοκαρδίου (κοιλιακή συστολή), το αίμα οδηγείται από την κοιλία προς την πνευμονική αρτηρία και την αορτή, με αποτέλεσμα να αυξάνεται η πίεση εντός αυτών των αρτηριών, καθώς αλλάζει απότομα η ροή του αίματος σε αυτές. Κατά την διάρκεια της διαδικασίας της κοιλιακής συστολής, η μέγιστη αρτηριακή πίεση που κατορθώνεται, ορίζεται ως συστολική αρτηριακή πίεση. Μετά την διαδικασία της συστολής, επέρχεται η διαδικασία της διαστολής του μυοκαρδίου με την χαλάρωση των κοιλίων. Σε αυτή την διαδικασία, οι κοιλίες γεμίζουν με αίμα για την επόμενη σύσπαση της καρδιάς, με αποτέλεσμα η αρτηριακή πίεση να μειώνεται. Κατά την διάρκεια της διαδικασίας της κοιλιακής διαστολής, η ελάχιστη αρτηριακή πίεση που εμφανίζεται, ορίζεται ως συστολική αρτηριακή πίεση. Είναι η πίεση του αίματος που ασκείται στα τοιχώματα της αρτηρίας μετά την σύσπαση του καρδιακού μυ.

Η δυσλειτουργία που εμφανίζεται, μέσω της συστολικής και διαστολικής πίεσης, οφείλεται στην ανεπάρκεια που εμφανίζει η αριστερή κοιλία. Όταν υπάρχει πρόβλημα με την συστολική πίεση, κυρίως οφείλεται στο μειωμένο κλάσμα εξώθησης του αίματος και στον διευρυμένο θάλαμο της αριστερής κοιλίας. Σε αντίθεση, το πρόβλημα στην διαστολική πίεση, οφείλεται στην αυξημένη αντίσταση στην διαδικασία γεμίσματος της κοιλίας από αίμα και στις αυξημένες πιέσεις πλήρωσης. Η κλινική εικόνα που προκαλεί η συστολική δυσλειτουργία, που προκύπτει από την ανεπάρκεια της αριστερής κοιλίας, είναι η διευρυμένη εικόνα της καρδιάς. Η κλινική εικόνα που παρουσιάζει η διαστολική δυσλειτουργία, είναι η πνευμονική συμφόρηση, συνοδευόμενη από μια ελαφρώς διευρυμένη κοιλία. [13] Οι δύο παραπάνω δυσλειτουργίες, ανήκουν σε μια ευρύτερη κατηγορία προβλήματος της καρδιάς, που ονομάζεται χρόνια καρδιακή ανεπάρκεια (Chronic heart failure - CHF), με τις περισσότερες φορές να σχετίζεται με την κακή πρόγνωση. Η δυσκολία στην πρόγνωση, καθώς και στην θεραπευτική αντιμετώπιση αυτών των δυσλειτουργιών, οφείλεται στην διαφορετική παθοφυσιολογία αυτών των δύο. Το φαινόμενο να εμφανίζεται μόνο συστολική δυσλειτουργία είναι αρκετά σπάνιο, καθώς τις περισσότερες φορές στους ασθενείς με χρόνια καρδιακή ανεπάρκεια, κυριαρχεί η συστολική δυσλειτουργία. Ωστόσο, μέχρι κάποιο βαθμό υπάρχει και η διαστολική δυσλειτουργία. Η διαστολική δυσλειτουργία πολλές φορές, προηγείται της συστολικής δυσλειτουργίας και εκπροσωπεί μια πρώιμη μορφή καρδιακής ανεπάρκειας, η οποία δεν περιβάλλεται πάντα από κλινικά συμπτώματα. Εντούτοις, η ύπαρξη της συστολικής δυσλειτουργίας, δηλώνει το γεγονός ότι υπάρχει καρδιακή ανεπάρκεια και πολλές φορές σε προχωρημένο στάδιο. [14] Τέλος, μια άλλη παράμετρος που υπολογίζεται, είναι η μέση αρτηριακή πίεση, που καθορίζεται από την συστολική και διαστολική αρτηριακή πίεση. Είναι η κύρια πίεση που κινεί το αίμα και διαμορφώνει την ροή του, ώστε να βρεθεί σε όλα τα όργανα του σώματος και σε όλους τους ιστούς.

Η μέση τιμή της αρτηριακής πίεσης (mean arterial pressure -MAP), υπολογίζεται από τον συνδυασμό της συστολικής αρτηριακής πίεσης (systolic blood pressure -SBP) και της διαστολικής αρτηριακής πίεσης (diastolic blood pressure - DBP) από τον παρακάτω τύπο: $MAP = \frac{2}{3} * DBP + \frac{1}{3} * SBP$. Όπως φαίνεται και από τον τύπο, στην μέση αρτηριακή πίεση, η διαστολική πίεση παίζει μεγαλύτερο ρόλο κατά 1/3 από την συστολική πίεση. Αυτό συμβαίνει επειδή στον καρδιακό κύκλο, τα 2/3 του,

καταναλώνονται στην διαδικασία της διαστολής. [14] Ένα τυπικό εύρος μέσης αρτηριακής πίεσης, για έναν υγιή άνθρωπο, είναι 70-110, με κατώτερη τιμή για την μέση τιμή να είναι 60, [14] η οποία απαραίτητη για την αιμάτωση των ζωτικών οργάνων του οργανισμού για την πρόληψη της ισχαιμίας.

Μια ακόμη σημαντική ορολογία για την μελέτη της ροής του αίματος, είναι η αιμοδυναμική, η οποία εξηγεί την φυσική που καθορίζει την πορεία του αίματος μέσα στα αγγεία. Την ροή (Q) του αίματος μέσα στα αγγεία, την καθορίζουν δύο παράγοντες. Ο πρώτος παράγοντας, είναι η πίεση (ΔP) που ασκείται ώστε να προωθηθεί το αίμα μέσα στα αγγεία. Αυτή η πίεση εκφράζεται, ως η διαφορά μεταξύ αρτηριακής και φλεβικής πίεσης. Ο δεύτερος παράγοντας, είναι η αντίσταση (R) που φέρει το ίδιο το αγγείο στο αίμα. Έτσι, η ροή υπολογίζεται από τον τύπο $Q = \frac{\Delta P}{R}$. Μεταξύ των δύο παραγόντων που επηρεάζουν την ροή του αίματος, σημαντικότερο ρόλο φέρει η αντίσταση του αγγείου. Αυτό, συμβαίνει, διότι η διαφορά μεταξύ της φλεβικής και αρτηριακής πίεσης μένει σχεδόν σταθερή και μεταβάλλεται ελαφρώς εντός ενός μικρού εύρους. Έτσι, αυτός ο παράγοντας που επηρεάζει κατά κύριο λόγο, είναι η αντίσταση (R) που εξαρτάται από πολλές ξεχωριστές μεταβλητές. Κάποιοι από τους παράγοντες που εξαρτάται η αντίσταση του αγγείου, είναι η ροή του αίματος αν είναι στρωτή ή τυρβώδης, κάποια από τα χαρακτηριστικά του αίματος, όπως την πυκνότητα και το ιξώδες, η οργάνωση του αγγειακού δικτύου (σε σειρά ή παράλληλα) και από τα χαρακτηριστικά των ίδιων των αγγείων, όπως το μήκος τους και η ακτίνα τους. Την μεγαλύτερη βαρύτητα, από τα παραπάνω που αναφέρθηκαν για την διαμόρφωση της αντίστασης, την έχουν το μήκος του αγγείου, η ακτίνα του και το ιξώδες του αίματος. [14] Όπως προκύπτει και από τον παρακάτω τύπο, η αντίσταση του αγγείου είναι ανάλογη με το μήκος του αγγείου και το ιξώδες του αίματος και αντιστρόφως ανάλογη με την ακτίνα της τέταρτης ισχύος, $R \propto \eta * \frac{L}{r^4}$, όπου R είναι η αντίσταση, η είναι το ιξώδες, L το μήκος του αγγείου και r η ακτίνα του. [14] Από τον παραπάνω τύπο, προκύπτει ότι η αντίσταση αλλάζει δραματικά από την μεταβολή της ακτίνας του αγγείου, μιας και υψώνεται στην τέταρτη δύναμη, άρα και η ροή του αίματος μέσα σε αυτό.

Όταν παρουσιάζεται σε έναν άνθρωπο αυξημένη αρτηριακή πίεση, σηματοδοτεί πιθανούς μελλοντικούς κινδύνους, τόσο για καρδιαγγειακές παθήσεις, όσο και την εμφάνιση νεφρικής νόσου. Αυτό, συμβαίνει, διότι η αρτηριακή πίεση έχει μια λογαριθμική γραμμική συσχέτιση με τις καρδιαγγειακές παθήσεις και τη χρόνια νεφρική νόσο. Για αυτό τον λόγο, για την παρακολούθηση αυτής της παραμέτρου και για την έγκαιρη ιατρική περίθαλψη, για την αποφυγή μελλοντικών παθήσεων, υπάρχουν και έχουν θεσμοθετηθεί κάποια όρια. Τα όρια αυτά παρουσιάζονται αναλυτικότερα στην παρακάτω Εικόνα 30, τα οποία αναγράφονται με βάση το Ευρωπαϊκό περιοδικό καρδιολογίας του 2018, για την αντιμετώπιση της υπέρτασης. [15] Με βάση ένα άρθρο που δημοσιεύτηκε το 2016, στο ιατρικό περιοδικό The Lancet, τα όρια τίθενται στα 140 χιλιοστά υδραργύρου (mmHg) για την συστολική αρτηριακή πίεση και στα 90 χιλιοστά υδραργύρου (mmHg) για την διαστολική αρτηριακή πίεση. [16] Αυτό το όριο υποδεικνύει ότι πάνω από αυτές τις τιμές υπάρχει υπέρταση. Ωστόσο, για τις τιμές της μέσης φυσιολογικής πίεσης, δεν υπάρχουν απόλυτες τιμές, καθώς αναλόγως με το φύλο και την ηλικία αυτές οι τιμές διαμορφώνονται διαφορετικά. Για παράδειγμα, για τους άνδρες, η μέση τιμή για την συστολική πίεση είναι 127 χιλιοστά υδραργύρου (mmHg) και για την διαστολική πίεση 78,7 χιλιοστά υδραργύρου (mmHg), ενώ για τις γυναίκες 122,3 χιλιοστά υδραργύρου (mmHg) και 76,7 χιλιοστά υδραργύρου (mmHg) αντίστοιχα. Η συγκεκριμένη μελέτη, έγινε με βάση

μετρήσεων που πάρθηκαν από ενήλικες άνω των 18 ετών. Στις μετρήσεις υπολογίζονται δεδομένα από το 1975 έως και το 2015, για 200 χώρες. Η κατηγοριοποίηση των δεδομένων, έγινε με βάση την γεωγραφία των περιοχών και με το εθνικό εισόδημα. Η μελέτη αυτή έγινε για να προκύψει μία μέση τιμή για την συστολική και διαστολική πίεση ενός φυσιολογικού ατόμου. Η έρευνα βασίστηκε σε 1479 μελέτες, οι οποίες περιείχαν δεδομένα για μετρήσεις αρτηριακής πίεσης από 19,1 εκατομμύρια ανθρώπους άνω των 18 ετών. Ωστόσο, οι μέσες τιμές, με βάση την έρευνα, δεν παραμένουν σταθερές κατά την διάρκεια αυτών των χρόνων, καθώς αλλάζουν αναλόγως με τις περιοχές και τις οικονομικές και κοινωνικές συνθήκες της εκάστοτε περιοχής. Σε μια χώρα που υπάρχει πληθυσμός χαμηλού και μεσαίου εισοδήματος, αυξάνεται η μέση τιμή της φυσιολογικής αρτηριακής πίεσης (τα όρια παραμένουν σταθερά). Τις τελευταίες τέσσερις δεκαετίες, τα υψηλότερα επίπεδα αρτηριακής πίεσης παγκοσμίως έχουν μετατοπιστεί από χώρες υψηλού εισοδήματος σε χώρες χαμηλού εισοδήματος, όπως στην Αφρική και τη Νότια Ασία, ενώ η αρτηριακή πίεση ήταν επίμονα υψηλή στην Ανατολική και Κεντρική Ευρώπη.

Πίνακας τιμών ορίων πίεσης

Κατηγορία	Συστολική (mmHg)		Διαστολική (mmHg)
Βέλτιστη	<120	και	<80
Κανονική	120-129	και/ή	80-84
Υψηλά Φυσιολογική	130-139	και/ή	85-89
Επίπεδο 1 υπέρτασης	140-159	και/ή	90-99
Επίπεδο 2 υπέρτασης	160-179	και/ή	100-109
Επίπεδο 3 υπέρτασης	≥180	και/ή	≥110
Μεμονωμένη συστολική υπέρταση	≥140	και	<90

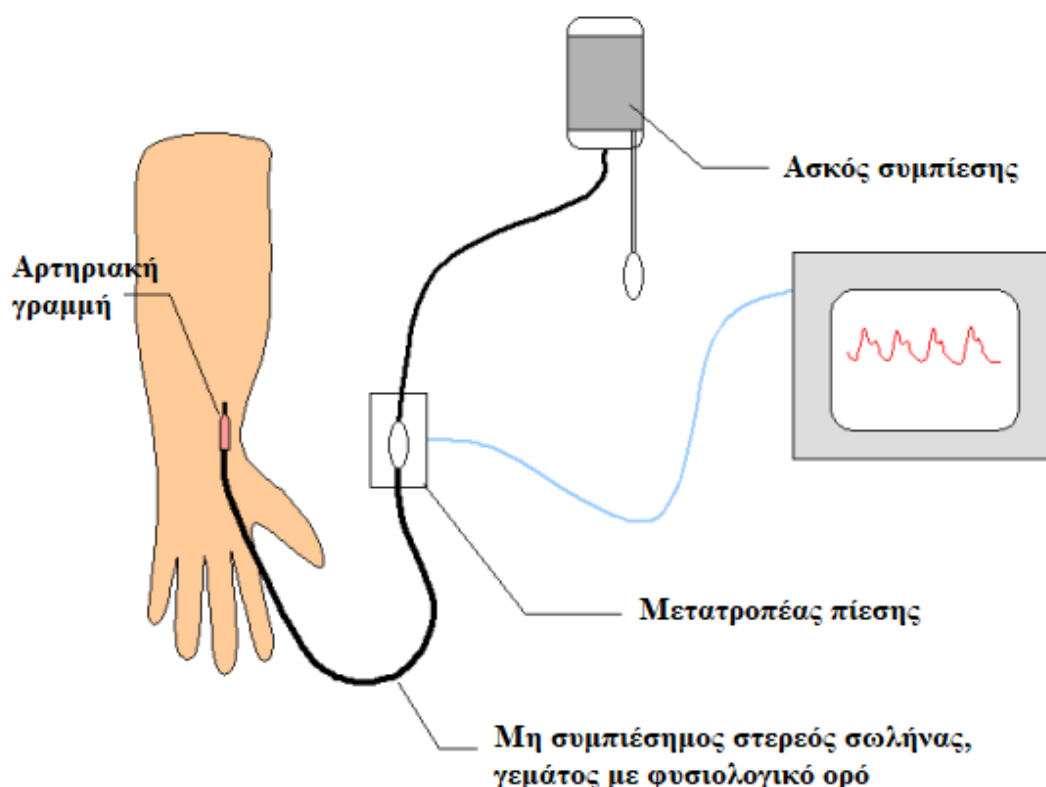
Εικόνα 30: Πίνακας τιμών ορίων πίεσης
[<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30165516/>]

3.2 Λειτουργία αισθητήρων πίεσης

Όπως αναφέρθηκε και στο κεφάλαιο 1.3, οι αισθητήρες που χρησιμοποιούνται για την καταγραφή βιοσημάτων, είναι κυρίως μετατροπείς. Ο ρόλος του μετατροπέα, είναι η μετατροπή της κυματομορφής πίεσης σε ηλεκτρικό σήμα, ώστε να μπορεί να ενισχυθεί, να επεξεργαστεί και να απεικονιστεί στην οθόνη του υπολογιστικού συστήματος. Στην περίπτωση της μέτρησης αρτηριακής πίεσης αίματος, ο μετατροπέας που χρησιμοποιείται, μετατρέπει μια μορφή κύματος της πίεσης, αποτελούμενη από δυναμική και κινητική ενέργεια, σε ηλεκτρική ενέργεια ή αλλιώς στο ονομαζόμενο ηλεκτρικό σήμα. Στην κλινική χρήση, υπάρχουν δύο τύποι μετατροπέων για την μέτρηση της πίεσης, ένας για την μη επεμβατική μέθοδο και ένας για την επεμβατική μέθοδο.

Στην περίπτωση της μέτρησης με επεμβατικό τρόπο, μετριέται η σταθερή διακύμανση της αρτηριακής πίεσης. Για την επιτυχία αυτής της μέτρησης χρησιμοποιείται αρτηριακός καθετήρας, ο οποίος εν συνεχεία συνδέεται με έναν μετατροπέα πίεσης. Έπειτα, η αρτηριακή παλμική πίεση (η διαφορά μεταξύ συστολικής και διαστολικής πίεσης), μέσω του καθετήρα που είναι συνδεδεμένος με σωλήνα που εμπεριέχει

φυσιολογικό ορό, μεταδίδεται κατά μήκος του καθετήρα και μεταβάλλει το διάφραγμα του σωλήνα. Αυτό συμβαίνει διότι ο σωλήνας αποτελείται από εύκαμπτο υλικό, ικανό στο να μεταβάλλεται εύκολα το διάφραγμά του, ακόμα και σε μικρές αλλαγές της αρτηριακής πίεσης του αίματος. Ανάλογα με το αν συστέλλεται ή διαστέλλεται το διάφραγμα, μεταβάλλεται και η αντίσταση του μετατροπέα, έχοντας ως απόρροια να παράγεται και να μεταβάλλεται ηλεκτρικό ρεύμα, το οποίο οδηγείται στην συσκευή μέτρησης της πίεσης, για να επεξεργαστεί, φιλτραριστεί και να απεικονιστεί ως κυματομορφή. [12] Στην Εικόνα 31, παρουσιάζεται σχηματικά, ο αρτηριακός καθετηριασμός με την βοήθεια μετατροπέα πίεσης. Η όλη αρχή του αισθητήρα πίεσης, ακολουθεί το πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο, στο οποίο συμβαίνει μια αξιοσημείωτη αλλαγή στην ηλεκτρική αντίσταση ενός ημιαγωγού, ως απόκριση στη φυσική παραμόρφωση. Υπάρχουν δύο τρόποι σύνδεσης αισθητήρα. Ο πρώτος, είναι όταν ένας μικροσκοπικός αισθητήρας τοποθετείται μέσα στον ασθενή, στο άκρο ενός καθετήρα, απευθείας στο σημείο της μέτρησης. Ο δεύτερος τρόπος, είναι η χρήση μανόμετρου, συνδεδεμένο με τον καθετήρα και με έναν μορφοτροπέα, ο οποίος μπορεί να βρίσκεται σε απόσταση από το σημείο της μέτρησης. [17] Συνήθως, χρησιμοποιείται περισσότερο ο τρόπος με το μανόμετρο, καθώς στον άλλον που τοποθετείται ο αισθητήρας στην άκρη του καθετήρα, αν και είναι πιο ακριβής, ανεβάζει το κόστος του συστήματος λόγω της μεγαλύτερης πολυπλοκότητάς του. Επίσης, ο αισθητήρας στην άκρη του καθετήρα δεν μπορεί να βαθμονομηθεί εκ νέου στον ασθενή εάν χρειαστεί. Επομένως, τα συστήματα μανομετρικών μετατροπέων, είναι περισσότερο διαδεδομένα για κλινική χρήση.



Εικόνα 31: Σχεδιάγραμμα αρτηριακού καθετηριασμού

[https://medschool.cuanschutz.edu/docs/librariesprovider74/general-surgery-grand-rounds-presentations/2010-2011/aug-9-shock-hemodynamics-monitoring-goldberg.pdf?sfvrsn=685c44b9_2]

Οι πιεζοηλεκτρικοί μετατροπείς, χρησιμοποιούνται σε ένα μεγάλο εύρος σε κλινική χρήση, διότι είναι φθηνοί στην κατασκευή τους, έχουν μικροσκοπικό μέγεθος, διαθέτουν υψηλή ευαισθησία, καθώς εμφανίζουν μεγάλη αλλαγή στην αντίσταση ως απόκριση σε μια μικρή παραμόρφωση του διαφράγματος και είναι ανθεκτικοί σε μηχανικούς κραδασμούς. Το πρόβλημα με αυτούς τους μετατροπείς, εντοπίζεται στο ότι είναι ακριβείς μόνο σε ένα σχετικά στενό εύρος θερμοκρασίας. Για την ανίχνευση της αλλαγής της αντίστασης, χρησιμοποιείται μια γέφυρα Wheatstone. [17] Ακόμη, οι μετατροπείς πίεσης, απαιτούν μηδενική εξισορρόπηση στην ατμοσφαιρική πίεση πριν από τη χρήση τους και σε τακτά χρονικά διαστήματα κατά την διάρκεια της χρήσης τους, για να αντισταθμίζεται η μηδενική μετατόπιση.

Η κυματομορφή του σήματος της αρτηριακής πίεσης, επηρεάζεται άμεσα από τον συντονισμό και την απόσβεση. [12] Συντονισμός, είναι όταν ένα σύστημα ταλαντώνεται με το μέγιστο πλάτος του, διότι έχει ασκηθεί στο σύστημα δύναμη με παρόμοια συχνότητα, αυτής της φυσικής συχνότητας του συστήματος. Φυσική συχνότητα, ονομάζεται η συχνότητα του συστήματος που ταλαντώνεται ελεύθερα. Η απόσβεση, έχει να κάνει με την μείωση του πλάτους του σήματος που συνοδεύει και την μείωση της ενέργειας στο σύστημα το οποίο ταλαντώνεται.

Ο συντονισμός δημιουργείται, όταν η συχνότητα των ταλαντώσεων στο ανθρώπινο οργανισμό ταυτίζεται με τη φυσική συχνότητα του συστήματος του μορφοτροπέα, με αποτέλεσμα να προκαλούνται ταλαντώσεις μεγάλου πλάτους. Έτσι, ο συντονισμός μπορεί να παραμορφώσει και να αλλοιώσει το σήμα, καθώς παράγει υπερβολική ενίσχυση του σήματος, με αποτέλεσμα αυτό να αποτυπώνεται σε μεγαλύτερη από την πραγματική συστολική πίεση, σε μικρότερη από την πραγματική διαστολική πίεση και αυξημένη την παλμική πίεση που αναφέρθηκε στο κεφάλαιο 3.2, κάτι που οδηγεί σε υπερεκτίμηση της συστολικής πίεσης και υποεκτίμηση της διαστολικής πίεσης. [12] Το κλασσικό σύστημα αισθητήρα μανομετρικής πίεσης που χρησιμοποιείται στην κλινική πράξη, θεωρείται ότι είναι ένα δυναμικό σύστημα δεύτερης τάξης, ανάλογο με μια μπάλα που αναπηδά. [17] Ένα σύστημα δεύτερης τάξης, χαρακτηρίζεται από τρεις μηχανικές παραμέτρους, την ελαστικότητα – ακαμψία (του σωλήνα διασύνδεσης και του διαφράγματος του μετατροπέα), την μάζα του διαφράγματος και τον όγκο – πυκνότητα του ρευστού που ταλαντώνεται στο σύστημα και της τριβής ή ιξώδες έλξης, δηλαδή της αντίστασης που εμφανίζεται στην κίνηση, καθώς το υγρό ταλαντώνεται. Η φυσική συχνότητα ενός συστήματος μορφοτροπέα δεύτερης τάξης, είναι ανάλογη της ακαμψίας του και αντιστρόφως ανάλογη με τη μάζα του. Για να αντιμετωπιστεί λοιπόν το πρόβλημα του συντονισμού, στα συστήματα μέτρησης αρτηριακής πίεσης με επεμβατικό τρόπο, εφαρμόζεται δύναμη με μεγαλύτερη συχνότητα, από την φυσική συχνότητα του συστήματος. Το παραπάνω επιτυγχάνεται με την μείωση του μήκους του σωλήνα, με την μείωση της πυκνότητας του ρευστού εντός του σωλήνα ή και με την αύξηση της διαμέτρου του σωλήνα.

Η απόσβεση, μπορεί επίσης να αλλοιώσει το σήμα. Η απόσβεση, είναι η διαδικασία κατά την οποία, απορροφάται μέρος της ενέργειας των κινούμενων ταλαντώσεων μέσα στο σύστημα μέτρησης, μειώνοντας έτσι το πλάτος τους. [17] Ο παράγοντας απόσβεσης, είναι ένας δείκτης της τάσης ενός συστήματος μορφοτροπέα να αντιστέκεται στην ταλάντωση. Η αυξημένη απόσβεση, θα εμφανιστεί με μείωση της συστολικής και αύξηση της διαστολικής αρτηριακής πίεσης. Η εμφάνιση της απόσβεσης στο σήμα, μπορεί να οφείλεται στην τριβή του υγρού με τον σωλήνα, στις συνδέσεις σωλήνων και την παρουσία στροφίγγων, στις τσακίσεις του καθετήρα, στην παρουσία φυσαλίδων εντός του σωλήνα, στους θρόμβους αίματος της αρτηρίας, στον

αρτηριακό αγγειοσπασμό και στο μεγάλο μέγεθος του καθετήρα. Απεναντίας, η μειωμένη απόσβεση, εμφανίζει χαρακτηριστικά ενός συστήματος συντονισμού, με τα πλάτη συγκριτικά με τις πραγματικές τιμές να είναι αυξημένα για την συστολική πίεση και μειωμένα για την διαστολική πίεση. [12] Ένας βασικός παράγοντας που επηρεάζει την απόσβεση, είναι η διάμετρος της σωλήνωσης, σε σημείο που με στενότερη σωλήνωση κατά 33% αυξάνεται η απόσβεση κατά 135%. [17] Από αυτό, απορρέει το συμπέρασμα ότι την μεγαλύτερη επίδραση στην απόδοση ενός τέτοιου συστήματος την έχει η διάμετρος των σωληνώσεων. Η απόσβεση λοιπόν, οδηγεί σε υπερεκτίμηση της συστολικής πίεσης και υποεκτίμηση της διαστολικής πίεσης.

Για την παρακολούθηση του σήματος και της ανάλυσης της κυματομορφής, χρησιμοποιείται η ανάλυση Fourier. Ανάγονται από σύνθετες σε απλές κυματομορφές, ως άθροισμα από ημίτονα, συνημίτονα και αύξουσων αρμονικών. Το άθροισμα των πρώτων οκτώ έως δέκα αρμονικών μιας κυματομορφής αρτηριακής πίεσης του αίματος, δίνει μια αποδεκτή αναπαράσταση του σχήματός της. Το ελάχιστο εύρος ζώνης, είναι το ελάχιστο εύρος συχνοτήτων, στο οποίο η μέτρηση από ένα σύστημα μορφοτροπέα είναι επαρκής, ώστε να αναπαράγει τις πρώτες οκτώ έως δέκα αρμονικές του σήματος, με ακριβή ηλεκτρονική αναπαράσταση του σχήματος της κυματομορφής της πίεσης. Για να επιτευχθεί κάτι τέτοιο σε μια μέτρηση της πίεσης, πρέπει η συχνότητα να είναι ίση τουλάχιστον με 8 φορές τη θεμελιώδη συχνότητα της αναμενόμενης καρδιακής συχνότητας. Παράδειγμα, για έναν άνθρωπο που έχει 90 παλμούς ανά λεπτό, μια θεμελιώδης συχνότητα είναι τα 1,5 Hz με ελάχιστο εύρος ζώνης τα 12 Hz. Έτσι, οι πρώτες οκτώ αρμονικές θα περιλαμβάνουν ημίτονα με συχνότητα 1,5, 3, 4,5, 6, 7,5, 9, 10,5 και 12 Hz. [17] Αρκετά συστήματα παρακολούθησης της αρτηριακής πίεσης, για να αντιμετωπίσουν καρδιακούς παλμούς έως 180 παλμούς ανά λεπτό, σχεδιάζονται έτσι ώστε η βασική συχνότητα να διαμορφώνεται στα 3 Hz και το ελάχιστο εύρος ζώνης να είναι στα 24 Hz. Η απόκριση συχνότητας, είναι η υψηλότερη συχνότητα στην οποία μπορεί να εκτεθεί το σύστημα και πρέπει να είναι ίση ή μεγαλύτερη από το ελάχιστο εύρος ζώνης. Η απόκριση συχνότητας του συστήματος, εξαρτάται από τη συχνότητα συντονισμού του και την απόσβεση. Το ιδανικό σύστημα, έχει συχνότητα συντονισμού αρκετά υψηλότερη από τις προς μέτρηση συχνότητες. Στα περισσότερα μανομετρικά συστήματα, το συνολικό σύστημα μέτρησης, που αποτελείται από μετατροπέα, στρόφιγγες, σωλήνα και καθετήρα, έχει αρκετά χαμηλότερη συχνότητα συντονισμού, με αποτέλεσμα η απόσβεση να παίζει καθοριστικό ρόλο για να μπορέσει να αυξηθεί η ακρίβεια. Τα βέλτιστα αποσβεσμένα συστήματα μπορούν να αναπαράγουν με ακρίβεια συχνότητες έως και 67% της συχνότητας συντονισμού.

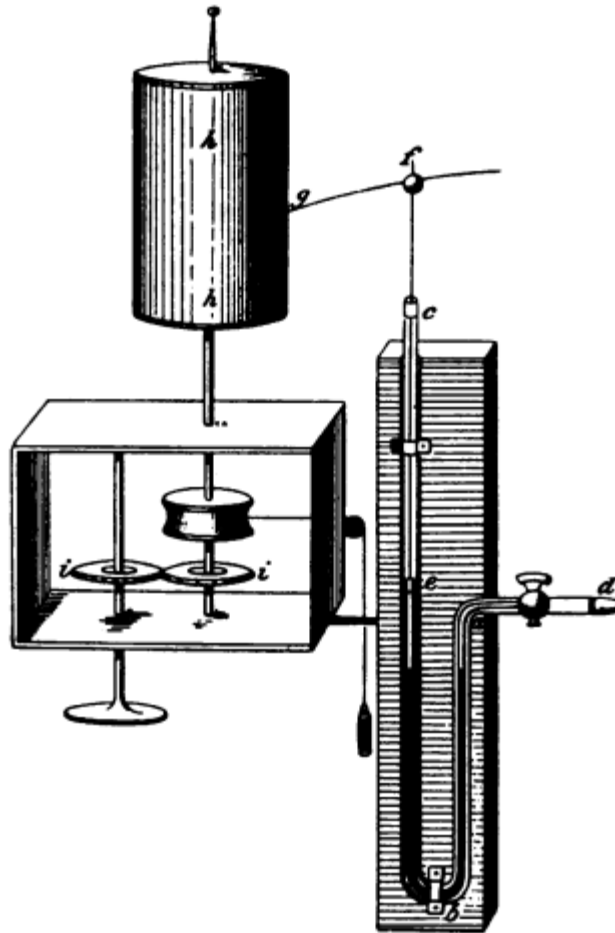
Ένας μετατροπέας πίεσης, για να μπορεί να μετράει με ακρίβεια, πρέπει να μηδενιστεί και να βαθμονομηθεί. Ο μηδενισμός, πραγματοποιείται για την εξάλειψη της επίδρασης της ατμοσφαιρικής πίεσης στο σύστημα του μετατροπέα. Έπειτα, η διαδικασία της βαθμονόμησης, αφού έχει επέλθει ο μηδενισμός, βοηθά στην εξάλειψη της επίδρασης της ατμοσφαιρικής πίεσης στο σύστημα, ώστε το σήμα το οποίο θα εκλαμβάνεται από την δύναμη της αρτηριακής πίεσης, να προέρχεται αποκλειστικά από τον εξεταζόμενο. Μετά την διαδικασία του μηδενισμού και της βαθμονόμησης του μετατροπέα, για την διαδικασία της μέτρησης, ο μετατροπέας πρέπει να τοποθετηθεί στο κατάλληλο επίπεδο, ώστε να παρθούν οι μετρήσεις με ακρίβεια. Το συνηθέστερο επίπεδο είναι αυτό της καρδιάς, ωστόσο μπορεί να χρησιμοποιηθεί και το επίπεδο του εγκεφάλου, εάν χρειάζεται ακρίβεια στην μέτρηση της εγκεφαλικής αιμάτωσης. Η τοποθεσία του μετατροπέα είναι καθοριστικής σημασίας, καθώς μετρά και την πίεση που ασκείται από το ίδιο το υγρό που βρίσκεται εντός του σωλήνα. [12] Για

παράδειγμα, εάν βρίσκεται σε χαμηλότερο επίπεδο συγκριτικά με το επίπεδο της καρδιάς, πέραν από την μέτρηση της δύναμης της αρτηριακής πίεσης, θα μετρήσει και την υδροστατική πίεσης που προέρχεται από το υγρό εντός του σωλήνα, ανάμεσα από τον μετατροπέα και την καρδιά. Το διαγνωστικό λάθος που μπορεί να προκύψει από την πίεση που δημιουργείται από το υγρό εντός του σωλήνα, είναι αρκετά σημαντικό, καθώς η αρτηριακή πίεση μεταβάλλεται κατά 7.4 χιλιοστόμετρα υδραργύρου (mmHg), για κάθε 10 εκατοστά λάθος τοποθέτησης του μετατροπέα, συγκριτικά με το επίπεδο που μετριέται. [12] Αυτό θα έχει σαν αποτέλεσμα, εάν ο μετατροπέας τοποθετηθεί 10 εκατοστά πιο κάτω από το επίπεδο της καρδιάς, το σύστημα θα μετρήσει πίεση 7.4 χιλιοστόμετρα υδραργύρου (mmHg) υψηλότερη από αυτήν που θα μετρούσε εάν είχε τοποθετηθεί στο επίπεδο της καρδιάς.

3.3 Ιστορική αναδρομή της μελέτης αρτηριακής πίεσης

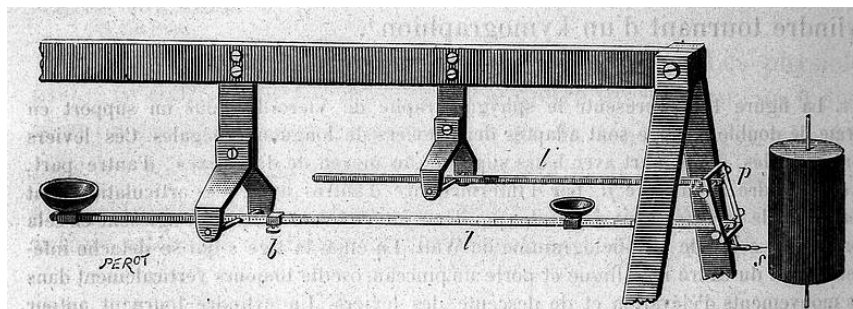
Σε αυτή την παράγραφο, θα γίνει ανάλυση των χειρωνακτικών τεχνικών μέτρησης της αρτηριακής πίεσης μέσω ιστορικής αναδρομής. Η εξέλιξη της κλινικής σφυγμομανομετρίας έχει καταγραφεί αναλυτικά μέσα από τα βήματα που έχουν γίνει κατά την διάρκεια των χρόνων, μέχρι να καταλήξει στην σημερινή μέθοδο της σφυγμομανομετρίας. Η σημερινή μέθοδος με την χρήση περιχειρίδας, της συμπίεσης βραχιόνιου αρτηρίας και ακρόαση πάνω από τον οπίσθιο βόθρο, για τον προσδιορισμό της συστολικής και της διαστολικής πίεσης, έχει διαμορφωθεί μέσα από μια σειρά ιδεών που αποτελούσαν τρόπο καταγραφής της αρτηριακής πίεσης στο πέρας του χρόνου. Η πρώτη απλή μέθοδος, μέσω της ψηλάφησης του παλμού λαμβάνει χώρα για πρώτη φορά στην Αίγυπτο. Ωστόσο, η πραγματική μέτρηση της πίεσης πρωτοεμφανίστηκε στα μέσα του δέκατου όγδοου αιώνα με τα πειράματα του Stephen Hales, στον οποίο και αποδίδεται η ανακάλυψη της αρτηριακής πίεσης. Το 1733, δημοσιεύεται ένας τόμος, ονόματι «Αιμοστατικός», [18] όπου καταγράφει τις παρατηρήσεις του πάνω στα πρώτα πειράματα σχετικά με την αρτηριακή πίεση. Ένα από αυτά τα πειράματα είχε να κάνει με άνοιγμα της αριστερής χιαστής αρτηρίας ενός αλόγου, χρησιμοποιώντας έναν χάλκινο σωλήνα και έναν γυάλινο, ώστε να παρατηρήσει την ροή του αίματος. Αυτό που παρατήρησε, ήταν η παλμική άνοδος και η πτώση του αίματος που υποδήλωνε την παρουσία αρτηριακής πίεσης και παλμικής πίεσης. Αργότερα, συνέχισε τις έρευνές του μελετώντας την ικανότητα των κοιλιών καθώς και άλλα χαρακτηριστικά της κυκλοφορίας του αίματος.

Ο επόμενος που συνέχισε την μελέτη της αρτηριακής πίεσης, είναι ο Poiseuille το 1828, μόλις έναν αιώνα μετά, με την χρήση ενός μανομέτρου υδραργύρου, μελετώντας την αντίσταση του αίματος εντός του καρδιαγγειακού συστήματος. Αυτή η μελέτη για την μέτρηση της αρτηριακής πίεσης μέσω ενός μανόμετρο υδραργύρου, το 1928 του χάρισε το χρυσό μετάλλιο της Βασιλικής Ακαδημίας Ιατρικής. Το πείραμά του ήταν η σύνδεση του μανομέτρου με έναν σωληνίσκο γεμάτο με ανθρακικό κάλιο, το οποίο δρούσε ως αντιπηκτικό και ο σωληνίσκος εισήχθη απευθείας σε μια αρτηρία στο πειραματόζωο. Το πείραμα αυτό, παραχώρησε την δυνατότητα στον Carl Ludwig, να αναπτύξει τον κυματογράφο το 1847, που απεικονίζεται στην Εικόνα 32, μια γραφική μέθοδο καταγραφής κλινικών δεδομένων. [18] Ο Ludwig εφάρμοσε τις ακόλουθες τροποποιήσεις στον προ υπάρχοντα εξοπλισμό του Poiseuille, ενώ παρέμειναν τα ίδια ο σωληνίσκος και το μανόμετρο υδραργύρου, προστέθηκε ένας πλωτήρας με προσαρμοσμένο επάνω του έναν στυλό στο ύψος του υδραργύρου και το στυλό είχε την χρήση να γράφει σε ένα περιστρεφόμενο κύλινδρο καταγραφής.



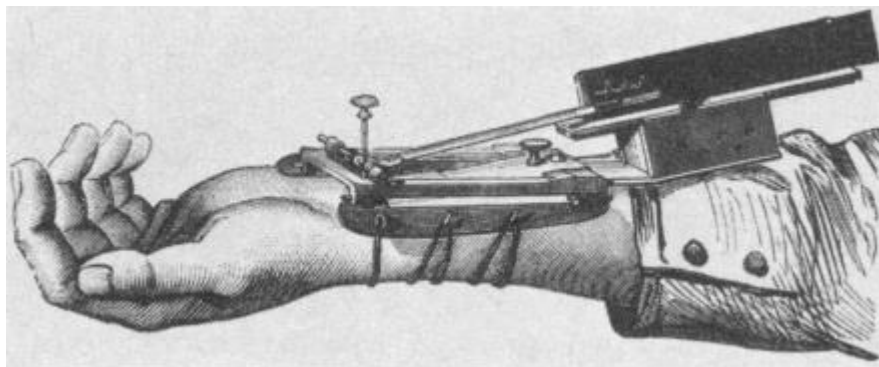
Εικόνα 32: Κυματογράφος του Carl Ludwig
 [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Carl_F._W._Ludwig%27s_sphygmograph_Wellcome_L0012233.jpg]

Πάνω σε αυτήν την συσκευή καταγραφής φυσιολογικών παραμέτρων, βασίστηκε ο σφυγμογράφος, που αναπτύχθηκε από τον Vierordt το 1855, η πρώτη συσκευή που παρακολούθησε τον παλμό με την χρήση γραφικής ύλης. [18] Μέχρι το 1855 δεν είχε ανακαλυφθεί άλλη μέθοδος για την μέτρηση της αρτηριακής πίεσης, εκτός από την επεμβατική μέθοδο της παρακέντησης μιας αρτηρίας. Η συσκευή του Vierordt, χρησιμοποίησε μη επεμβατική μέθοδο, μετρώντας την αντίθετη πίεση που θα ήταν απαραίτητη για να σταματήσει ο παλμός σε μια αρτηρία, χρησιμοποιώντας ένα βάρος στην ακτινωτή αρτηρία, προσαρτημένο στο μοχλό ενός σφυγμογράφου, όπως φαίνεται στην Εικόνα 33.



Εικόνα 33: Σφυγμανόμετρο Vierordt
 [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Wood_engraving:_Vierordt%27s_sphygmograph._Wellcome_L0012231.jpg]

Το 1860, ο σφυγμογράφος βελτιώνεται από τον Etienne Jules Marey, τόσο στην τεχνική της καταγραφής, όσο και στην μεγαλύτερη ακρίβεια της μέτρησης της αρτηριακής πίεσης. [18] Η συσκευή χρησιμοποιούσε έναν βραχίονα, ο οποίος ήταν κλεισμένος σε έναν γυάλινο θάλαμο γεμάτο με νερό, που στην συνέχεια ήταν συνδεδεμένος τόσο με έναν σφυγμογράφο, όσο και με έναν κυμογράφο που κατέγραφε τους αρτηριακούς παλμούς στο χέρι. Η συσκευή αυτή παρουσιάζεται στην Εικόνα 34. Ακόμη, ο θάλαμος συνδέθηκε με ένα μανόμετρο και με μια κινούμενη δεξαμενή νερού, για να μπορεί να μεταβάλλεται η πίεση σε αυτόν. Ο προσδιορισμός της αρτηριακής πίεσης έγινε σημειώνοντας πρώτα την πίεση που δίνεται από το μανόμετρο υδραργύρου, στην οποία σημειώθηκε η μεγαλύτερη απόσταση από κορυφή σε κορυφή μεταξύ σφυγμογραφικών ιχνών και στην συνέχεια αυξάνοντας σταδιακά την πίεση ανυψώνοντας τη δεξαμενή. Η πίεση στην οποία δεν γινόταν άλλη κίνηση του σφυγμογράφου καταγράφηκε ως συστολική πίεση. Ο σημερινός αυτοματοποιημένος εξοπλισμός μέτρησης της αρτηριακής πίεσης στις χειρουργικές αίθουσες χρησιμοποιεί την ταλαντωτομετρική αρχή που σημειώθηκε, για πρώτη φορά από τον Marey, το 1885 πριν από την εμφάνιση της ακροαστικής μεθόδου. [11] Έπειτα από αυτή την συσκευή, ακολούθησαν μανόμετρα, που κάναν χρήση βάρους συνδεδεμένο με ελατήρια. Ωστόσο, παρατηρήθηκε ότι η απαιτούμενη δύναμη που χρειαζόταν ώστε να μεταβληθεί η θέση του ελατηρίου στο μανόμετρο, δεν εξαρτιόταν μόνο από την πίεση του αίματος, αλλά και από την αντίσταση που φέρει το αρτηριακό τοίχωμα, με αποτέλεσμα να μην εδραιωθούν σαν συσκευές μέτρησης της αρτηριακής πίεσης.

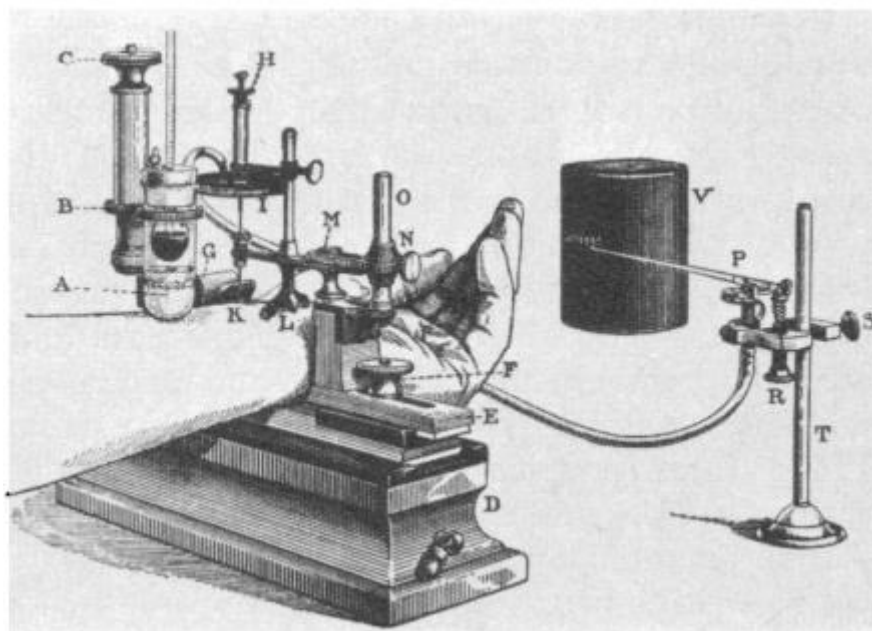


Εικόνα 34: Σφυγμανόμετρο Marey

[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Sphygmomanometer_van_Marey1.jpg]

Η πρώτη μέτρηση της αρτηριακής πίεσης με ακρίβεια, έγινε από τον χειρουργό Faivre, το 1856, ο οποίος συνέδεσε μια αρτηρία με ένα υδραργυρικό μανόμετρο, με αποτέλεσμα να καταφέρει να καταγράψει σε πραγματικό χρόνο τις τιμές της αρτηριακής πίεσης. Όμως, αυτού του τύπου της επεμβατικής μεθόδου, για την μέτρηση αρτηριακής πίεσης, δεν μπορούσε να καθιερωθεί για μετρήσεις ρουτίνας σε ευρεία χρήση. Ο επόμενος στη ιστορία που εμφανίστηκε και κατάφερε να καταγράψει μετρήσεις αρτηριακής πίεσης, χωρίς επεμβατική μέθοδο, είναι ο Samuel Siegfried Karl Ritter von Basch, [18] με την χρήση μιας συσκευής που χρησιμοποιούσε ένα δοχείο από καουτσούκ, γεμάτο με νερό, με τις άκρες του συνδεδεμένες με ένα μανόμετρο υδραργύρου. Η συσκευή παρουσιάζεται στην Εικόνα 35. Οποιαδήποτε πίεση εμφανιζόταν, μέσω του νερού, μεταδίδονταν και αυξανόταν αντίστοιχα της πίεσης, ο υδράργυρος εντός του σωλήνα, για να καταγραφεί εντέλει η συστολική πίεση. Το θετικό με αυτή την νέα παραλλαγή της συσκευής, ήταν η ευκολία στην χρήση του, η απλότητά του και ότι δεν είχε δυσκίνητα μέρη. Ωστόσο, το σημαντικότερο ήταν η ακρίβεια της συσκευής, συγκριτικά με τους προκάτοχούς της, καθώς πραγματοποιήθηκαν συγκριτικά πειράματα σε σκύλο με αυτή την μέθοδο και με την

μέθοδο της παρακέντησης στην καρωτίδα και τα αποτελέσματα συμφωνούσαν μεταξύ τους σε σημαντικό βαθμό. Αυτή η συσκευή, χρησιμοποιήθηκε για τις πρώτες έρευνες, όσον αφορά την αιμοδυναμική παθολογία. Η τελική παραλλαγή για αυτή την συσκευή, ήρθε το 1889, από τον Potain, ο οποίος αντί για νερό στο δοχείο, χρησιμοποίησε συμπιεσμένο αέρα, για να γίνει πιο εύκολη η χρήση του σε κλινικό περιβάλλον. Η ιστορική αναδρομή κλείνει με τον Scipione Riva-Rocci και Korotkoff, των οποίων η μέθοδος τους για την μη επεμβατική μέτρηση της αρτηριακής πίεσης χρησιμοποιείται ακόμα και σήμερα, καθώς η ακουστική μέθοδος μέτρησης και πολλές σημερινές συσκευές βασίζονται στις τεχνικές αυτών των δύο προσώπων.



Εικόνα 35: Σφυγμανόμετρο Von Basch

[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Engraving:_sphygmomanometer_Wellcome_L0012234.jpg]

Ο πρώτος στην ιστορία που εμφανίζεται με την αποφρακτική μέθοδο με την χρήση περιχειρίδας, είναι ο Scipione Riva-Rocci, το 1895. [18] Αυτή η πρώτη προσπάθεια μέτρησης της αρτηριακής πίεσης βασίστηκε στην αρχή της αγγειακής εκφόρτωσης, βασισμένη στην αρχή που καθιέρωσε ο Vierordt και βελτιώθηκε με τη σειρά της από τους Marey και von Basch. Αρχικά, εφαρμόζεται μια εξωτερική πίεση, με την χρήση περιχειρίδας, στο άνω άκρο του σώματος, σε έναν από τους μεγάλους κλάδους της αορτής, στο βραχιόνιο, όπως φαίνεται στην Εικόνα 36, η οποία συμπιέζει και επιφέρει έμμεση κατάρρευση στο αγγείο. Έπειτα από την έμμεση κατάρρευση του αγγείου, υπάρχει μια ισορροπία μεταξύ της εξωτερικής δύναμης που ασκείται και του αγγείου. Σταδιακά, έρχεται η διαδικασία της απελευθέρωσης του αγγείου από την εξωτερική δύναμη που του ασκούνταν μέχρι πρότινος, φτάνοντας πλέον η τάση στα τοιχώματα του αγγείου να είναι μηδενική, η οποία τάση ισούται με αυτή του αγγείου όταν βρίσκεται σε διαδικασία εκτόνωσης. Αυτό, έχει ως αποτέλεσμα, να μπορεί να γίνει αντιληπτή με γυμνό μάτι η δραστηριότητα της αρτηρίας, την στιγμή που ανοίγει και κλείνει. Από αυτό, μπορεί να προκύψει ιατρική πληροφορία, εστιάζοντας στο αγγείο στην επιφάνεια του δέρματος και σε δεύτερη μοίρα, με την ψηλάφηση του παλμού σε εκείνη την δερματική περιοχή. Η καταγραφή της πίεσης στην περιχειρίδα έγινε με την χρήση ενός μανόμετρου υδραργύρου. Η στάθμη του υδραργύρου αυξάνονταν έως ότου ο ακτινωτός παλμός δεν μπορούσε πλέον να ψηλαφηθεί. Όταν η πίεση απελευθερώθηκε αργά, το επίπεδο υδραργύρου στο μανόμετρο έπεσε και η ένδειξη

στην οποία εμφανίστηκε ξανά ο παλμός λήφθηκε ως η συστολική αρτηριακή πίεση. Η αλλαγή που έφερε αυτή η παραλλαγή στην αρτηριακή μέτρηση του Riva-Rocci, ήταν ότι η βραχιόνιος αρτηρία συμπιεζόταν εξίσου με την ίδια πίεση από όλες τις πλευρές, εξαλείφοντας έτσι τη μονόπλευρη πίεση της τεχνικής von Basch. Όμως, υπήρχε ένα πρόβλημα που προκαλούσε ελαφρώς ανακρίβεια στις ενδείξεις. Το πρόβλημα δημιουργούταν από το μέγεθος της περιχειρίδας, που ήταν 5 εκατοστά, διότι την στιγμή που φούσκωνε δεν είχε όλη η περιχειρίδα επαφή με το δέρμα, εξαιτίας κάποιων γωνιών που εμφανίζονταν. Το πρόβλημα ήρθε να το λύσει ο von Recklinghausen το 1901, με την αλλαγή των 5 εκατοστών της περιχειρίδας, χρησιμοποιώντας μια των 12 εκατοστών. [18] Αυτή η μέθοδος, είχε αρκετά καλή ακρίβεια για την μέτρηση της συστολικής πίεσης, αλλά δεν μπορούσε να προσδιορίσει με ακρίβεια την διαστολική πίεση. Για αυτόν τον λόγο, άρχισε να χρησιμοποιείται η ταλαντωμετρική μέθοδος, ώστε να καταγράφονται και η συστολική, αλλά και η διαστολική πίεση. Η μέθοδος αυτή, παρατηρούσε τις ταλαντώσεις που μεταδίδονταν στην στήλη του υδραργύρου. Κάποιες ταλαντώσεις όταν εμφανίζονταν, καθόριζαν τη συστολική πίεση και η παρουσία διακυμάνσεων και μεταβολών από μεγάλες σε μικρές ταλαντώσεις καθόριζαν τη διαστολική πίεση. Ο Hill και ο Barnard κατάφεραν να λύσουν αυτό το πρόβλημα με το να επινοήσουν μια συσκευή μανομέτρου που διέθετε βελόνα η οποία ήταν αρκετά ευαίσθητη ώστε να καταγράφει τη διαστολική φάση.



Εικόνα 36: Τοποθέτηση περιχειρίδας στο βραχιόνιο

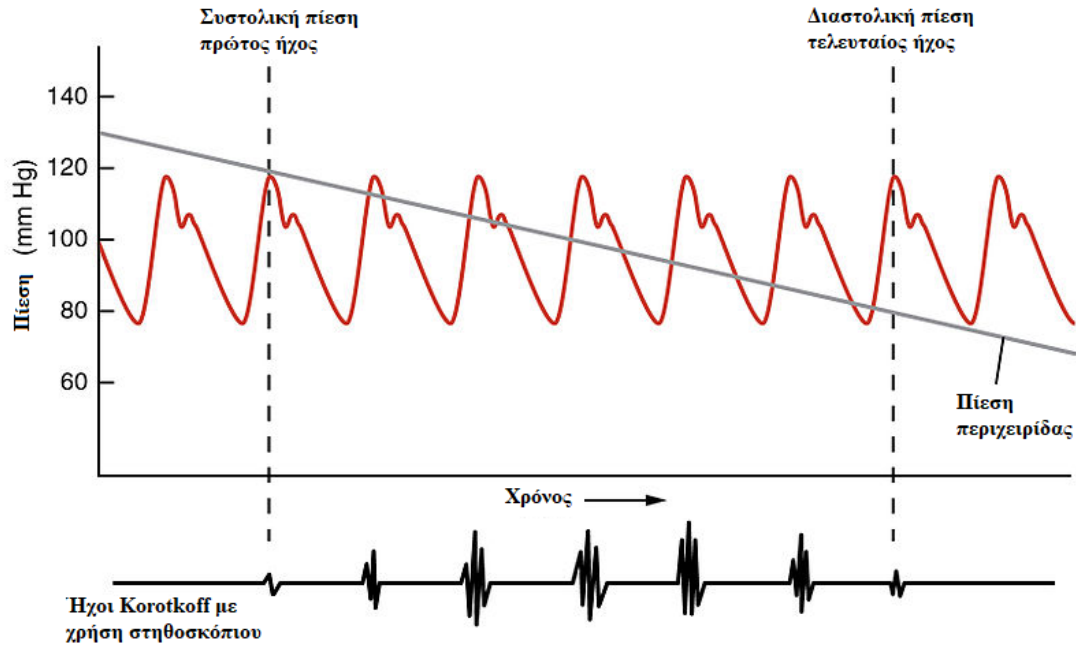
[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Blood_pressure_measurement.JPG]

Στην συνέχεια, το 1905 ο Korotkoff, ένας Ρώσος χειρουργός, εφάρμοσε την μέθοδο της ακουστικής - ακρόασης [18], επάνω στην προ υπάρχουσα τακτική μέτρησης της αρτηριακής πίεσης του Riva-Rocci, μία μέθοδο που υπάρχει και χρησιμοποιείται μέχρι και σήμερα. Παρατήρησε, ότι πάνω από την περιχειρίδα του Riva-Rocci τοποθετώντας ένα στηθοσκόπιο στην βραχιόνιο αρτηρία, μπορούσαν να ακουστούν ήχοι σαν κτύποι, την στιγμή που η περιχειρίδα ξεφούσκωνε σταδιακά, Εικόνα 37. Αυτοί οι ήχοι, οφείλονταν στο αίμα που έρεε προς την αρτηρία. Σε αυτή την μέθοδο, η περιχειρίδα τοποθετείται και φουσκώνει στην περιοχή του βραχιόνιου και ένα στηθοσκόπιο τοποθετείται στην βραχιόνια αρτηρία, στην περιοχή που βρίσκεται η άρθρωση του αγκώνα. Στην αρχή, η πίεση που ασκείται από την περιχειρίδα αυξάνεται με απότομους ρυθμούς, μέχρι να σταματήσει η ροή του αίματος κάτω από αυτή. Εκείνη την στιγμή, στο στηθοσκόπιο δεν ακούγονται καθόλου ήχοι. Η εξωτερική πίεση που ασκείται στον

βραχίονα μειώνεται σταδιακά. Κατά την διάρκεια της μείωσης της πίεσης, στο στηθοσκόπιο ακούγονται 5 ήχοι. Αυτοί οι ήχοι ονομάζονται ήχοι Korotkoff και αποτελούν τις 5 φάσεις της διαδικασίας αποσυμπίεσης της περιχειρίδας. Από αυτούς, οι 2 είναι που εμπεριέχουν την χρήσιμη ιατρική πληροφορία. Ο πρώτος ήχος που αφορά την συστολική πίεση, εντοπίζεται στην πρώτη φάση (στην αρχή) και ακούγονται κάποιοι κτύποι. Ο δεύτερος ήχος που αφορά την διαστολική πίεση, εντοπίζεται στην πέμπτη φάση (στο τέλος) και ακούγονται κάποιοι κτύποι πιο θολοί. Παρακάτω στην Εικόνα 38, παρουσιάζεται γραφική αναπαράσταση της αρτηριακής πίεσης σε αντιστοιχία με τους ήχους Korotkoff. Από την πρώτη μέχρι και την τελευταία φάση, μεσολαβούν οι ήχοι της δεύτερης, τρίτης και τέταρτης φάσης αντίστοιχα, που αποτελούν την σταδιακή αλλαγή στους ήχους ώστε να καταλήξουν στον θολό ήχο. Έτσι καθώς ο υδράργυρος στο μανόμετρο πέφτει, στο σημείο που ακούγεται ο πρώτος κτύπος σημειώνεται και η μέγιστη αρτηριακή πίεση το οποίο υποδεικνύει ότι έχει ξεκινήσει και πάλι η ροή του αίματος κάτω από την περιχειρίδα. Στην συνέχεια, όσο συνεχίζει να υφίσταται η πτώση του υδραργύρου στο μανόμετρο, ακούγονται οι ενδιάμεσοι ήχοι των ενδιάμεσων φάσεων και στο τέλος οι κτύποι εξασθενούν – θολώνουν και εντέλει εξαφανίζονται, το οποίο υποδεικνύει την πλήρη αποκατάσταση της ροής του αίματος. Την στιγμή λοιπόν, που ακούγονται και οι τελευταίοι θολοί κτύποι της τελικής φάσης, η ένδειξη στο μανόμετρο αντιστοιχεί στην ελάχιστη αρτηριακή πίεση, δηλαδή την πίεση που έχει ξεπεράσει την πίεση που ασκείται από την περιχειρίδα. [18] Αυτή η μέθοδος του Korotkoff, ονομάστηκε ακουστική μέθοδος μέτρησης συστολικής και διαστολικής αρτηριακής πίεσης. Η σπουδαιότητα της ανακάλυψης αυτής της μεθόδου, αλλά και η συνεισφορά της στην ιατρική κοινότητα, οφείλεται στο ότι ο Korotkoff κατάφερε να μετρά και να προσδιορίζει την αρτηριακή πίεση με ακρίβεια αλλά και με ευκολία. Στην Εικόνα 39, απεικονίζεται το σφυγμανόμετρο του Korotkoff. Αυτή η μέθοδος, έχει αλλάξει ελάχιστα τα τελευταία 100 χρόνια από την εμφάνισή της και συνεχίζει να είναι μια απλή και φθηνή μέθοδος για τη λήψη της αρτηριακής πίεσης. Στην σημερινή εποχή, οι μετρήσεις με τα ηλεκτρονικά πιεσόμετρα, βασίζονται στην ακουστική μέθοδο, καθώς υπάρχει ένας σερβοκινητήρας για να επιτυγχάνει την πίεση στην περιχειρίδα και με αισθητήρες να αναγνωρίζονται αυτοί οι κτύποι που δημιουργούνται από την ροή του αίματος.

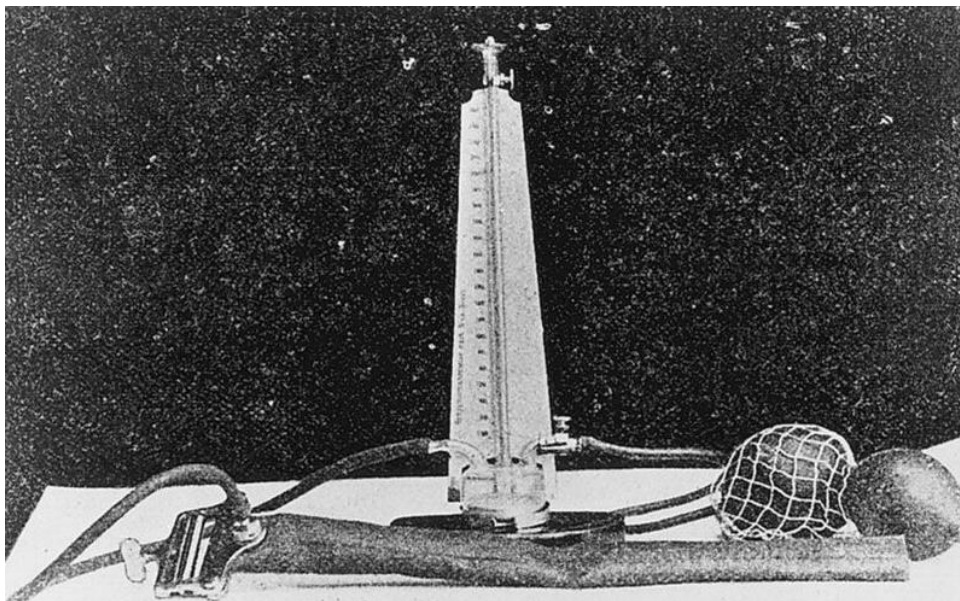


Εικόνα 37: Ακουστική μέθοδος με την χρήση στηθοσκόπιου
 [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Emile_Spengler_et_Charles_Laubry.jpg]



Εικόνα 38: Γραφική αναπαράσταση της αρτηριακής πίεσης σε αντιστοιχία με τους ήχους Korotkoff

[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:2111_Blood_Pressure_Graph.jpg]



Εικόνα 39: Σφυγμανόμετρο Korotkoff

[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Sphygmomanometer_used_by_Korotkoff.jpg]

3.4 Μη επεμβατική αρτηριακή πίεση

Οι κυριότεροι μέθοδοι για την μη επεμβατική παρακολούθηση της πίεσης, είναι η ψηλάφηση, η ακρόαση και η ταλαντοσιμετρία. Η βασική του αρχή, είναι ότι ένας θάλαμος αέρος (περιχειρίδα) πιέζει ομοιόμορφα την αρτηρία στην οποία γίνεται η μέτρηση και καθώς αποσυμπιέζεται, γίνεται η καταγραφή των ήχων ή των σφυγμών. Το μέγεθος της περιχειρίδας, είναι αυτό που καθορίζει την ομοιόμορφη συμπίεση στην αρτηρία. Για παράδειγμα, μεγαλύτερες από ότι θα έπρεπε περιχειρίδες οδηγούν σε υποεκτίμηση της αρτηριακής πίεσης. Το ιδανικό μήκος μιας περιχειρίδας είναι το 80%

της περιμέτρου του βραχίονα και το ιδανικό πλάτος της είναι το 40% της περιμέτρου του βραχίονα. Σε περιπτώσεις ασθενών που είναι αιμοδυναμικά ασταθείς, προτιμάται η ταλαντωμετρική μέθοδος (εάν δεν είναι απαραίτητη η επεμβατική μέθοδος), καθώς η ψηλάφηση και η ακρόαση αδυνατούν να αποδώσουν με σωστή εκτίμηση την συστολική πίεση. Επιπλέον ρόλο πέραν του μεγέθους της περιχειρίδας, παίζει και ο ρυθμός με τον οποίο ξεφουσκώνει η περιχειρίδα (εκτός από τα παλμομετρικά που γίνεται αυτόματα). Αυτό συμβαίνει, γιατί με πολύ αργούς ρυθμούς ξεφουσκώματος (2 mmHg ανά δευτερόλεπτο και λιγότερο), η ένταση των ήχων Korotkoff μειώνεται, με αποτέλεσμα οι διαστολικές πιέσεις να απεικονίζονται ελαφρώς υψηλότερες. [19] Ο γενικά συνιστάμενος ρυθμός ξεφουσκώματος είναι 2 έως 3 mmHg ανά δευτερόλεπτο. Από την άλλη πλευρά, αν οι ρυθμοί είναι γρηγορότεροι από όσους θα έπρεπε και η περιχειρίδα ξεφουσκώνει πολύ σύντομα, τότε η καταγραφή θα είναι ψευδώς υψηλή όσον αφορά την συστολική πίεση.

Όσον αφορά την θέση που θα πρέπει να έχει ο ασθενής για να γίνει η μέτρηση, δεν υπάρχει σωστή και λάθος. Αν και οι περισσότερες κατευθυντήριες οδηγίες συνιστούν να κάθεται ο εξεταζόμενος, στις τακτικές μετρήσεις δεν παίζει κάποιο ρόλο η θέση, καθιστός ή σε οριζόντια διάταξη (ξαπλωμένος). Σε μια έρευνα 245 ατόμων διαφορετικών ηλικιών, διαπιστώθηκε ότι οι συστολικές πιέσεις ήταν ίδιες και στις δύο θέσεις. [20] Ωστόσο, οι μετρήσεις της αρτηριακής πίεσης επηρεάζονται από τη θέση του χεριού. Συγκεκριμένα, εμφανίζεται μια προοδευτική αύξηση της πίεσης περίπου 5 έως 6 mmHg, όταν ο βραχίονας μετακινείται προς τα κάτω, από την οριζόντια σε κάθετη θέση. [19] Αυτές οι αλλαγές στην πίεση, οφείλονται εξαιτίας της υδροστατικής πίεσης.

Η πλέον σύνηθες τεχνική, για την μέτρηση της αρτηριακής πίεσης με μη επεμβατικές μεθόδους, είναι η ταλαντωμετρική ή αλλιώς παλμομετρική τεχνική (Oscillometric Measurement), που χρησιμοποιείται κατά κόρον και στις οικιακές αλλά και στις κλινικές συσκευές. Σήμερα, χρησιμοποιείται στα ηλεκτρονικά πιεσόμετρα που χρησιμοποιούν περιχειρίδα και είναι για οικιακή χρήση. Η περιχειρίδα φουσκώνεται σε πίεση πολύ μεγαλύτερη από τη συστολική πίεση και στη συνέχεια αφήνεται να ξεφουσκώσει σταθερά 2-3mm ανά δευτερόλεπτο. [21] Μετριέται μέσω παλμογράφου το πλάτος της ταλάντωσης του όγκου αίματος συναρτήσει της εξωτερικής πίεσης. Στη συνέχεια υπολογίζεται η αρτηριακή πίεση μέσω ενός εμπειρικού αλγορίθμου είτε του μέγιστου πλάτους (MAA), είτε των παραγώγων, είτε του σταθερού λόγου. Μέσα σε ένα θάλαμο πίεσης, παράγεται πίεση κατά την διάρκεια κάθε καρδιακού παλμού. Το πλάτος κάθε παλμού διαφέρει αναλόγως με την πίεση του θαλάμου. Εξαιτίας του φαινομένου της ταλάντωσης, κατά την διάρκεια που η περιχειρίδα ξεφουσκώνει, υπολογίζεται η συστολική, διαστολική αρτηριακή πίεση και η μέση αρτηριακή πίεση. Εντός της περιχειρίδας, υπάρχει ένας αισθητήρας που περιβάλλεται από αέρα. Αυτός ο αισθητήρας, ανιχνεύει και μετρά ηλεκτρονικά τις ταλαντώσεις που πραγματοποιούνται. Στην συσκευή που είναι συνδεδεμένη η περιχειρίδα, υπάρχει ένας μικροεπεξεργαστής που δίνει εντολές για το πότε να φουσκώσει και να ξεφουσκώσει με σταδιακό τρόπο η περιχειρίδα. Η συστολική αρτηριακή πίεση οφείλεται στην αρχή της διαδικασίας, όπου λαμβάνουν μέρος ταχέως αυξανόμενες ταλαντώσεις κατά την διάρκεια που η περιχειρίδα φουσκώνει. Η διαστολική αρτηριακή πίεση οφείλεται στην γρήγορη επιβράδυνση των ταλαντώσεων που λαμβάνουν μέρος στην διαδικασία που η περιχειρίδα σταδιακά ξεφουσκώνει. [22] Η μέση αρτηριακή πίεση που μετριέται, οφείλεται στο σημείο που εμφανίζεται το μέγιστο πλάτος της ταλάντωσης στην διάρκεια που τα τοιχώματα της αρτηρίας αποφορτίζονται τελείως και στην μικρότερη πίεση που ασκείται από την περιχειρίδα.

Πλέον, οι περισσότερες συσκευές μέτρησης πίεσης που χρησιμοποιούνται και υπάρχουν στα χειρουργεία σε παγκόσμια κλίμακα, είναι αυτοματοποιημένες που βασίζονται στην ταλαντομετρική μέθοδο, όσον αφορά τις μη επεμβατικές μεθόδους μέτρησης αρτηριακής πίεσης. Αποτελούνται από περιχειρίδα με αισθητήρα που μετρά τις ταλαντώσεις ηλεκτρονικά. Ο αυτοματισμός, προσφέρει πολλά πλεονεκτήματα συγκριτικά με τις χειροκίνητες μεθόδους. Αρχικά, εξαιρείται η υποκειμενικότητα του κλινικού ιατρού με τη δυνατότητα επίτευξης επαναλαμβανόμενων αποτελεσμάτων. Έπειτα εξαιτίας της δυνατότητας λήψης πολλαπλών μετρήσεων με εύκολο, ανέξοδο, ανώδυνο και γρήγορο τρόπο, υπάρχει εξοικονόμηση χρόνου τόσο στους κλινικούς ιατρούς όσο και στους χρήστες που παίρνουν μόνοι τους τις μετρήσεις από το σπίτι τους, συγκριτικά με το χρόνο που θα χρειαζόταν για να λάβουν αποτελέσματα χειροκίνητα. Μια συσκευή που μετρά την αρτηριακή πίεση με την ταλαντομετρική μέθοδο, έχει ακρίβεια από τα 5 έως 10 χιλιοστά του υδραργύρου (mmHg). Ένας από τους λόγους, που στα σημερινά ταλαντομετρικά πιεσόμετρα παρατηρείται μια μεγάλη διακύμανση τιμών μεταξύ των διαφορετικών συσκευών, οφείλεται στο ότι οι αλγόριθμοι που χρησιμοποιούνται από τα λογισμικά για να προσδιορίσουν την διαστολική και την συστολική πίεση είναι κατοχυρωμένοι με δίπλωμα ευρεσιτεχνίας, με αποτέλεσμα να μην υπάρχει δυνατότητα από τους κατασκευαστές να μελετήσουν και να συγκρίνουν τους αλγορίθμους μεταξύ τους. Επίσης, στις περιπτώσεις των χρηστών ταλαντομετρικών πιεσόμετρων που το χρησιμοποιούν στο σπίτι τους υπάρχει και το πρόβλημα του μεγέθους της περιχειρίδας. Οι περισσότεροι δεν γνωρίζουν την σωστή επιλογή για το μέγεθος της, με αποτέλεσμα να λαμβάνονται λανθασμένες μετρήσεις εξαιτίας λανθασμένου μεγέθους περιχειρίδας ή αν η εφαρμογή αυτής, είναι πολύ χαλαρή. [11] Οι δημοφιλείς μέθοδοι τα τελευταία χρόνια για την δημιουργία αλγορίθμων, περιλαμβάνουν γραμμικά ή πολυωνυμικά μοντέλα, προσαρμογή γενικευμένης καμπύλης ή προσαρμογή ασύμμετρων συναρτήσεων Gauss ή Lorentzian. [21] Η προσαρμογή καμπύλης μπορεί επίσης να συμπληρωθεί χρησιμοποιώντας τεχνητό νευρωνικό δίκτυο ή ασαφή λογική.

Κατά την διάρκεια της μέτρησης, μπορεί να προκύψουν σφάλματα και επιπλοκές. Οι δύο τεχνικές που αναφέρθηκαν προηγουμένως, δηλαδή η χειρωνακτική τεχνική και η τεχνική με χρήση παλμομετρίας, χρησιμοποιούν ένα κοινό χαρακτηριστικό με αποτέλεσμα να υπάρχουν στις δύο τεχνικές και κοινά προβλήματα. Το κοινό αυτό χαρακτηριστικό είναι η περιχειρίδα. Σημαντικό ρόλο για την ακρίβεια της μέτρησης παίζει ρόλο το μέγεθος της περιχειρίδας. Εάν αυτό το μέγεθος είναι μεγαλύτερο από αυτό που πρέπει, τότε οι μετρήσεις θα είναι ψευδείς, καθώς θα μετριέται ψευδής χαμηλή αρτηριακή πίεση, μιας και οι μετρήσεις της ταλάντωσης θα είναι χαμηλές. Σε αντίθετη περίπτωση, εάν το μέγεθος είναι μικρότερο από αυτό που πρέπει, τότε οι μετρήσεις θα είναι ψευδής διότι θα μετριέται υψηλότερη αρτηριακή πίεση από την πραγματική. Το κατάλληλο πλάτος μιας περιχειρίδας απαιτείται να είναι κατά προσέγγιση το 46% της περιφέρειας του βραχίονα. [22] Η British Hypertension Society (BHS) συνιστά ότι εάν η περιφέρεια του βραχίονα υπερβαίνει τα 33 cm, πρέπει να χρησιμοποιείται μια μεγάλη περιχειρίδα για ενήλικες [19] (πλάτος 12,5 έως 13 cm και μήκος 35 cm).

Ένας άλλος τρόπος καταπολέμησης εμφάνισης σφαλμάτων, είναι η σωστή τοποθέτηση της περιχειρίδας στο βραχίονα. Όσο πιο μακριά ασκείται η πίεση στο αγγείο από την αορτή, τόσο πιο ψευδή τα αποτελέσματα, με την συστολική να είναι αυξημένη και την διαστολική μειωμένη συγκριτικά με την πραγματικότητα. Ωστόσο, η μέση αρτηριακή πίεση παραμένει σταθερή. Επίσης, πρέπει να μην πιέζονται τα οστά αλλά το αγγείο κατά την διαδικασία στην οποία η περιχειρίδα φουσκώνει και ασκεί πίεση. Εκτός από

τα σφάλματα και τα προβλήματα που οφείλονται στην περιχειρίδα, υπάρχουν και άλλα πράγματα που μπορούν να επηρεάσουν τις μετρήσεις και να προκύψουν εσφαλμένες ενδείξεις. Ένα από αυτά, είναι ο ίδιος ο ασθενής, που μπορεί να έχει θέματα με την υγεία του και να επηρεάζουν την αρτηριακή πίεση, όπως η χρόνια υπέρταση, αρρυθμίες και παχυσαρκία. Μία άλλη πηγή σφαλμάτων όσον αφορά τις μετρήσεις, είναι η τυχαία κίνηση του ασθενή – εξεταζόμενου ή η κίνηση που μπορεί να προκληθεί από κάποιον γιατρό που θα ακουμπήσει ακούσια την περιχειρίδα. Τέλος, εάν η μέτρηση γίνεται με συνεχή δειγματοληψία, για την απεικόνιση κυματομορφής των παλμών σε πραγματικό χρόνο, μπορεί να δημιουργήσει προβλήματα στον ασθενή, όπως δυσφορία, λόγω συνεχόμενης πίεσης στο άκρο του και κατ' επέκταση να προκύψει πρόβλημα στις μετρήσεις του παλμικού οξύμετρου, εάν υπάρχει και είναι συνδεδεμένο στο ίδιο άκρο. [22] Για να μην εμφανίζεται το τελευταίο πρόβλημα, συνηθίζεται το παλμικό οξύμετρο να συνδέεται στο ένα άκρο και το πιεσόμετρο στο άλλο.

Η κυριότερη χρήση της μέτρησης αρτηριακής πίεσης του αίματος με μη επεμβατικές μεθόδους, είναι κατά την διάρκεια αναισθησίας των ασθενών που χρειάζεται η παρακολούθηση των ζωτικών σημάτων τους. Με βάση τα πρότυπα που έχουν θεσμοθετηθεί από την Αμερικανική Εταιρεία Αναισθησιολόγων (American Society of Anesthesiologists), κατά την διάρκεια της αναισθησίας, το λιγότερο ανά 5 λεπτά, πρέπει να παρέχονται μετρήσεις για την αρτηριακή πίεση του αίματος. [22] Αυτό, με μη επεμβατικές μεθόδους μπορεί να γίνει με δύο τρόπους. Ο πρώτος τρόπος, είναι με περιοδικές μετρήσεις, στις οποίες ανά τακτά χρονικά διαστήματα μετριέται και απεικονίζεται η συστολική και η διαστολική αρτηριακή πίεση για μια σειρά καρδιακών παλμών. Ο δεύτερος, είναι με συνεχείς μετρήσεις, απεικονίζοντας την αρτηριακή πίεση ως κυματομορφή σε πραγματικό χρόνο, δίνοντας πληροφορίες αναλυτικότερα από παλμό σε παλμό.

Ο πρώτος άνθρωπος που ασχολήθηκε με την τεχνική της συνεχούς δειγματοληψίας για την μέτρηση της αρτηριακής πίεσης, ήταν ο φυσιολόγος Jan Renaz, στην δεκαετία του 1970, με μια μη επεμβατική μέθοδο μέτρησης που μπορούσε να προσφέρει τα οφέλη της συνεχούς παρακολούθησης, χωρίς όμως τον κίνδυνο του αρτηριακού καθετηριασμού. Ο Renaz χρησιμοποίησε τη μέθοδο της περιχειρίδας, η οποία χρησιμοποιεί την ιδέα της «αγγειακής εκφόρτωσης». [11] Η σκέψη του βασίστηκε στο ότι μπορεί να προσδιορίσει την πίεση που ασκείται από το κυκλοφοριακό σύστημα του αίματος, με την μέτρηση μιας πίεσης με αντίθετη φορά προς το κυκλοφοριακό, η οποία εμποδίζει την κατάρρευση, σε αντίθεση με την περιχειρίδα που την προκαλεί με έμμεσο τρόπο. Αυτή η τεχνική, αποτελεί τον συνδυασμό της λογικής της περιχειρίδας με την εξωτερική άσκηση πίεσης και της φωτοπληθυσμογραφίας. Στην τεχνική Renaz, χρησιμοποιείται μία περιχειρίδα με αέρα, μικρού μεγέθους, η οποία τοποθετείται στην μεσαία φάλαγγα του άνω άκρου. Εντός της περιχειρίδας, υπάρχει το σύστημα της φωτοπληθυσμογραφίας. Υπάρχει μια πηγή φωτός από την μία πλευρά και από την άλλη ένας δέκτης που ανιχνεύει την υπέρυθη ακτινοβολία. Η αρτηρία του δακτύλου, διαπερνάτε από την υπέρυθη δέσμη και φθάνει στον ανιχνευτή, παράγοντας ένα σήμα, ανάλογο με τον όγκο του αίματος στην περιοχή του δακτύλου. Η περιχειρίδα, βοηθάει στο να κρατά σταθερό τον όγκο του αίματος στην περιοχή του δακτύλου με το να φουσκώνει και να ξεφουσκώνει σε γρήγορους ρυθμούς. Συνοψίζοντας, η αρχή λειτουργίας για την τεχνική Renaz, χρησιμοποιεί την περιχειρίδα δακτύλου για να ασκείται πίεση και μετέπειτα χαλάρωση σε γρήγορους ρυθμούς, με σκοπό να επιτυγχάνεται ο σταθερός όγκος στην περιοχή του δακτύλου, μεταβάλλοντας την κατεύθυνση της ροής, η οποία μετέπειτα απεικονίζεται ως κυματομορφή της παλμικής πίεσης, εκφράζοντας την αρτηριακή πίεση του αίματος. Υπάρχουν και άλλες τεχνικές

συνεχούς μέτρησης της αρτηριακής πίεσης [22] όπως η τεχνική της αρτηριακής τονομετρίας (Arterial Tonometry) και η τεχνική του φωτομετρικού χρόνου διέλευσης (Photometric Transit Time - PTT).

3.4.1 Εναλλακτικοί τρόποι διάγνωσης με μη επεμβατικό τρόπο

Το υπερηχοκαρδιογράφημα, είναι ένας ακόμη εναλλακτικός τρόπος για την διάγνωση της συστολικής και διαστολικής δυσλειτουργίας με μη επεμβατικό τρόπο. Η απόδοση της συστολικής λειτουργίας της κοιλίας, μπορεί να ποσοτικοποιηθεί, όπως προαναφέρθηκε με την παράμετρο του κλάσματος εξώθησης της αριστερής κοιλίας και με την ανάλυση της περιφερικής κίνησης του αίματος εντός των τοιχωμάτων. Η απόδοση της διαστολικής λειτουργίας της κοιλίας μπορεί να εκτιμηθεί για παράδειγμα, από τον καθυστερημένο χρόνο χαλάρωσης, όπως και με τον αυξημένο χρόνο χαλάρωσης. [13] Επιπρόσθετες λεπτομέρειες, για την μελέτη των πιέσεων πλήρωσης της μιτροειδούς βαλβίδας, μπορούν να ληφθούν από παραμέτρους όπως, η ταχύτητα της πνευμονικής φλεβικής ροής και την έγχρωμη ένδειξη υπερήχου M-mode του φαινομένου Doppler στο σημείο της εισροής αίματος της μιτροειδούς βαλβίδας. Ονομαστικά, υπάρχουν και άλλοι τρόποι, όπως η ραδιονουκλεϊδική αγγειογραφία για την εκτίμηση της διαστολικής δυσλειτουργίας, ωστόσο μόνο ο καθετηριασμός αριστερής κοιλίας επιτρέπει την αξιόπιστη αξιολόγηση της διαστολικής λειτουργίας της κοιλίας.

3.4.2 Ο καλύτερος τρόπος για την μέτρηση αρτηριακής πίεσης αίματος με μη επεμβατικό τρόπο

Ένας συνηθισμένος τρόπος για την μέτρηση της συστολικής και της διαστολικής αρτηριακής πίεσης με μη επεμβατικό τρόπο είναι το ηλεκτρονικό πιεσόμετρο που υπάρχει στα σπίτια. Οι περισσότεροι που χρειάζεται να παίρνουν μετρήσεις εκτός νοσοκομειακού χώρου, χρησιμοποιούν τα ηλεκτρονικά πιεσόμετρα στο σπίτι τους για να παρακολουθούνε τακτικά την πορεία της πίεσης του αίματός τους. Τα πιεσόμετρα του εμπορίου, περνάνε από κάποιες επίσημες οργανώσεις, όπως είναι η Ένωση για την Προώθηση των Ιατρικών Οργάνων (Association for the Advancement of Medical Instrumentation - AAMI) και η Βρετανική Εταιρεία Υπέρτασης (British Hypertension Society - BHS), για να βεβαιωθεί ότι τηρούν κάποια πρότυπα και μπορούν να μετρούν με σωστό τρόπο την πίεση. Οι μετρήσεις στην πίεση πρέπει να παρέχουν μεγάλη ακρίβεια, καθώς οι αποκλίσεις μόνο μερικών mmHg μπορεί να καθορίσουν το εάν συνιστάται ή όχι θεραπεία. Αυτή η ακρίβεια όμως στις τιμές, μπορεί να μην υφίσταται μιας και υπάρχει πιθανότητα οι περισσότεροι από τους μισούς ασθενείς να έχουν μέσο όρο σφάλματος μεγαλύτερο από 5 mmHg και οι περισσότεροι από ένας στους τέσσερις να έχουν μέσο όρο σφάλματος μεγαλύτερο από 10 mmHg. [23] Για αυτόν το λόγο, στην μέτρηση που γίνεται από ιατρικό προσωπικό, ο εξοπλισμός που χρησιμοποιείται για τη διάγνωση και τη θεραπεία μιας υπέρτασης πρέπει να έχει ακρίβεια και αξιοπιστία. Οι οργανώσεις AAMI και BHS συνιστούν τη ακουστική σφυγμανομετρία, ως το «χρυσό πρότυπο» για την διαδικασία της βαθμονόμησης για τα ηλεκτρικά – ταλαντωμετρικά πιεσόμετρα, με δύο εκπαιδευμένους χειριστές να καταγράφουν και στη συνέχεια να υπολογίζουν τον μέσο όρο των ατομικών εκτιμήσεων της συστολικής και της διαστολικής πίεσης.

Ο τρόπος μέτρησης, που έχει αποδείξει στο πέρας του χρόνου και έχει δοκιμαστεί για την ορθότητα και την ακρίβεια των μετρήσεων του, είναι με την μέθοδο της ακρόασης. Οι λόγοι που καθιστούν την μέτρηση της αρτηριακής πίεσης του αίματος με την τεχνική της ακρόασης κάνοντας χρήση στηθοσκοπίου είναι τρεις. Αρχικά, με βάση την

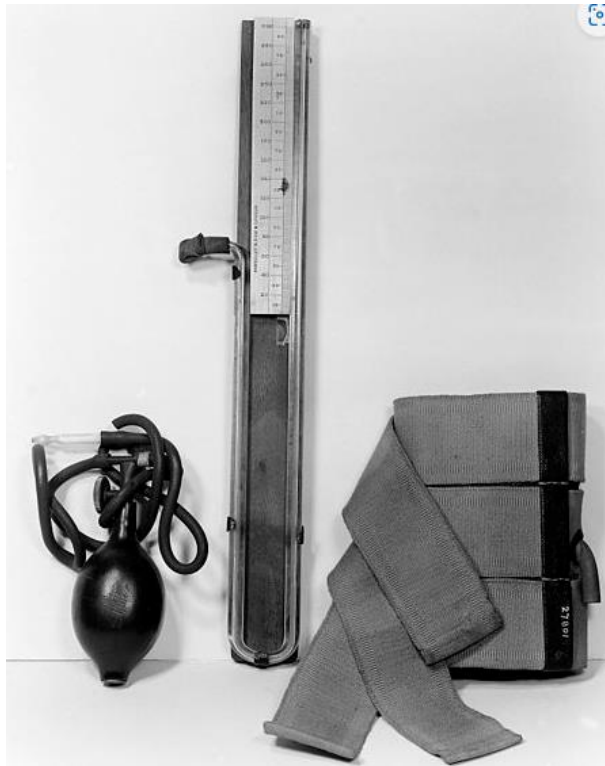
Αμερικανική Καρδιολογική Εταιρεία, έχει προταθεί αυτή η μέθοδος ως αυτή με την μεγαλύτερη ακρίβεια και αξιοπιστία για την μέτρηση της αρτηριακής πίεσης σε κλινικό περιβάλλον. [24] Έπειτα, ένας λόγος που τον καθιστά τον πιο αξιόπιστο τρόπο είναι ότι για την πιστοποίηση όλων των αυτόματων ηλεκτρικών πιεσόμετρων με την παλμομετρική μέθοδο, χρησιμοποιείται η μέθοδος με το στηθοσκόπιο. Από αυτό προκύπτει, ότι η ίδια μέθοδος είναι τόσο αξιόπιστη, που πλέον υιοθετεί έναν χαρακτήρα ως την πρότυπη μέθοδο, που με αυτή θα πρέπει να γίνεται η επικαιροποίηση της ακρίβειας των άλλων πιεσόμετρων. Μια μελέτη που διεξήχθη στο νοσοκομείο Σωτηρία στην Αθήνα [25], κατέληξε στο συμπέρασμα ότι υπήρχαν σφάλματα σε ευρέως χρησιμοποιούμενης συσκευής πιεσόμετρου με την μέθοδο της παλμομετρίας, της τάξεως του 10-18% στην συστολική και 5-8% στην διαστολική αρτηριακή πίεση του αίματος του ασθενή. Τέλος, πάνω από 100 χρόνια, αυτή η μέθοδος, αποτέλεσε το εργαλείο για την πρόβλεψη πρόωρου θανάτου. Η τεχνική με την χρήση στηθοσκοπίου, βοήθησε στην εύρεση ανδρών με υψηλό κίνδυνο πρόωρου θανάτου. Πάνω από εβδομήντα χρόνια, η μελέτη Framingham, έχει αποδείξει την ικανότητα της τεχνικής αυτής να προβλέπει μελλοντική βλάβη των τελικών οργάνων, καθώς και καρδιαγγειακές παθήσεις. Αυτή η μέθοδος χρησιμοποιείται από τον αμερικανικό οργανισμό Εθνική Έρευνα Εξέτασης Υγείας και Διατροφής (National Health and Nutrition Examination Survey – NHANES), ως πρότυπο, για την παρακολούθηση της γενικής εικόνας, όσον αφορά την κατάσταση της υγείας στην Αμερική, καθώς καμία συσκευή παλμογραφικής μεθόδου από τα πιεσόμετρα του εμπορίου δεν έχει αποδειχθεί να είναι ακριβής και αξιόπιστη. [26] Ωστόσο, για να θεωρηθεί πρότυπη η τεχνική που χρησιμοποιεί το στηθοσκόπιο και την ακρόαση για την μέτρηση της πίεσης, πρέπει να διεξάγεται από πιστοποιημένο και εκπαιδευμένο γιατρό.

Αν και η ακουστική μέθοδος, με την χρήση πιεσόμετρου που λειτουργεί με υδράργυρο, θεωρείται ως το «χρυσό πρότυπο» για τη μέτρηση της αρτηριακής πίεσης, η ευρεία εφαρμογή της απαγόρευσης της χρήσης υδραργύρου σε συσκευές που χρησιμοποιούν υδράργυρο, όπως τα θερμόμετρα υδραργύρου και τα σφυγμανόμετρα, έχει ως αποτέλεσμα την ελαχιστοποίηση αυτής της τεχνικής. [19] Επίσης, η ακρίβεια της σφυγμανομετρίας στην περίπτωση της ακουστικής μεθόδου, εξαρτάται από την ακουστική οξύτητα του χειριστή, το πλάτος και τη μορφή της κυματομορφής των ήχων Korotkoff και την ευαισθησία του στηθοσκοπίου. [21] Αυτό σημαίνει, ότι παρότι θεωρείται το χρυσό πρότυπο σαν μέθοδος, υπάρχουν αρκετοί παράγοντες που μπορούν να επηρεάσουν το αποτέλεσμα, ασχέτως με την μέθοδο αυτή καθ' αυτή. Αρχικά, την θέση κάλυψαν τα μανόμετρα ανεροειδούς. Αυτά παρουσίαζαν προβλήματα μικρότερης ακρίβειας και συχνά χρειάζονταν βαθμονόμηση. Εν τέλει, μέχρι και σήμερα την θέση τους στην αγορά και στο κλινικό περιβάλλον την έχουν πάρει οι συσκευές γνωστές ως «υβριδικά» πιεσόμετρα (ηλεκτρονικά πιεσόμετρα), που έχουν αναπτυχθεί ως αντικατάσταση των συσκευών υδραργύρου. Οι συσκευές αυτές, συνδυάζουν τα χαρακτηριστικά τόσο των ηλεκτρονικών, όσο και των ακουστικών συσκευών. Η στήλη υδραργύρου, αντικαθίσταται από έναν ηλεκτρονικό μετρητή πίεσης, παρόμοιο με τις ταλαντωτομετρικές συσκευές και η αρτηριακή πίεση λαμβάνεται με τον τρόπο όπως σε μια συσκευή υδραργύρου ή ανεροειδούς πιεσόμετρου, χρησιμοποιώντας πρακτικά τους ήχους Korotkoff.

3.5 Συσκευές που χρησιμοποιήθηκαν – χρησιμοποιούνται για την μη επεμβατική μέτρηση της αρτηριακής πίεσης

■ Σφυγμομανόμετρα υδραργύρου (Εικόνα 40). Τα τελευταία χρόνια έχει αλλάξει ελάχιστα ο σχεδιασμός, με την διαφορά ότι έγιναν πιο ανθεκτικά ώστε να μην σπάνε

και υπάρχει εύκολα διαρροή υδραργύρου. Θεωρείται ευρέως ως το «χρυσό πρότυπο» για τη μέτρηση της αρτηριακής πίεσης. Ωστόσο εξαιτίας των ανησυχιών για την ασφάλεια του υδραργύρου, σπανίζουν πλέον τέτοιου είδους συσκευές. [19] Ο αντικαταστάτης του πιεσόμετρου με την χρήση υδραργύρου αρχικά ήταν το ανεροειδές πιεσόμετρο και μετέπειτα το ηλεκτρονικό (παλμομετρικό) πιεσόμετρο.



Εικόνα 40: Πιεσόμετρο υδραργύρου

[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Early_sphygmomanometer_with_arm-band_by_Hawksley,_Wellcome_M0018411.jpg]

■Ανεροειδές σφυγμανόμετρα (Εικόνα 41). Μετά την απαγόρευση της χρήσης υδραργύρου σε συσκευές, η πρώτη συσκευή που εμφανίστηκε [19] για να αντικαταστήσει τα σφυγμομανόμετρα υδραργύρου και να καθιερωθεί στην αγορά ήταν τα ανεροειδές πιεσόμετρα.



Εικόνα 41: Ανεροειδές πιεσόμετρο

[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:1-Sphygmomanometer-aniroid_type.jpg]

■ Ηλεκτρικά – ταλαντωμετρικά πιεσόμετρα (Εικόνα 42). Οι πρώτες συσκευές που χρησιμοποιήθηκαν για την λήψη μετρήσεων στα σπίτια, χωρίς την παρουσία ιατρικού προσωπικού ήταν τα ανεροειδές πιεσόμετρα. Ωστόσο με την εξέλιξη της τεχνολογίας, σε συνδυασμό με την καθολική απαγόρευση των συσκευών που κάνουν χρήση του υδραργύρου, σε σύντομο χρονικό διάστημα επήλθε η αντικατάστασή τους από τις ηλεκτρονικές συσκευές μέτρησης αρτηριακής πίεσης. Με βάση μια έρευνα που διεξήγαγε το Gallup το 2005 [27], έγινε το πρώτο μεγάλο βήμα της εδραίωσης των ηλεκτρικών πιεσόμετρων στην αγορά έναντι των ανεροειδών. Συγκεκριμένα, η έρευνα παρουσιάζει την αλλαγή στην χρήση των συσκευών μέτρησης πίεσης το διάστημα 2000 με 2005. Σε μόλις μια πενταετία, το ποσοστό των ασθενών που άρχισαν να παρακολουθούν την πίεσή τους στο σπίτι και όχι σε κλινικό περιβάλλον αυξάνεται από 38% στο 55%, ενώ ταυτόχρονα οι ασθενείς που αποκτούν σε αυτή την πενταετία ηλεκτρονικό πιεσόμετρο φθάνουν το ποσοστό του 64% από το 49% που ήταν το 2000. Αυτό δείχνει, ότι η αυτοματοποίηση και η ευκολία που παρέχει ένα ηλεκτρονικό πιεσόμετρο, οδηγούσε με μεγαλύτερη άνεση τους ασθενείς να μετρούν την πίεσή τους από το σπίτι τους. Πλέον, η τυπική συσκευή που υπάρχει στα σπίτια για την μέτρηση της αρτηριακής πίεσης, είναι μια ταλαντωμετρική συσκευή, λόγω της απλότητας και της στιβαρότητάς της, που καταγράφει την πίεση από την βραχιόνιο αρτηρία. Μια επιπλέον ευκολία που παρέχουν αυτού του τύπου συσκευές, είναι ότι δεν παίζει καθοριστικό ρόλο η τοποθέτηση της περιχειρίδας, καθώς δεν χρησιμοποιεί μικρόφωνο για να καταγράφει τους ήχους του Korotkoff, ενώ παράλληλα συνεχίζει να είναι μια αξιόπιστη μέθοδος με αυτή της ακουστικής του Korotkoff. Ωστόσο, για να υπάρχει αυτή η ακρίβεια, η συσκευή θα πρέπει να φέρει τις κατάλληλες πιστοποιήσεις ότι έχει περάσει από τις απαραίτητες δοκιμές. Δύο από τα πιο γνωστά διεθνή πρότυπα πρωτόκολλα δοκιμών, όπως προαναφέρθηκε, είναι το Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI) των Ηνωμένων Πολιτειών και το British Hypertension Society (BHS) της μεγάλης Βρετανίας. Τα δύο αυτά πρωτόκολλα, ορίζουν την διεξαγωγή τριών μετρήσεων, από εξειδικευμένο ιατρικό προσωπικό και η συσκευή δοκιμάζεται, σε 85 άτομα που έχουν επιλεγεί τυχαία. Το πρωτόκολλο AAMI, απαιτεί η μέση διαφορά μεταξύ των δύο μεθόδων να μην υπερβαίνει το 5 mmHg με τυπική απόκλιση μικρότερη από 8 mmHg. Το πρωτόκολλο BHS, απαιτεί ότι μια συσκευή πρέπει να δίνει τουλάχιστον το 50% των μετρήσεων εντός 5 mmHg και 75% εντός 10 mmHg με τις δύο μεθόδους. [19] Παρόλο αυτά, ακόμη και μια συσκευή που έχει περάσει από αυτούς τους ελέγχους, είναι πιθανό να δίνει εσφαλμένα αποτελέσματα για κάποιους ανθρώπους. Αυτό συμβαίνει, γιατί στις δοκιμές αναλύουν τα δεδομένα σε πληθυσμιακή βάση και δεν δίνουν προσοχή σε μεμονωμένους παράγοντες.



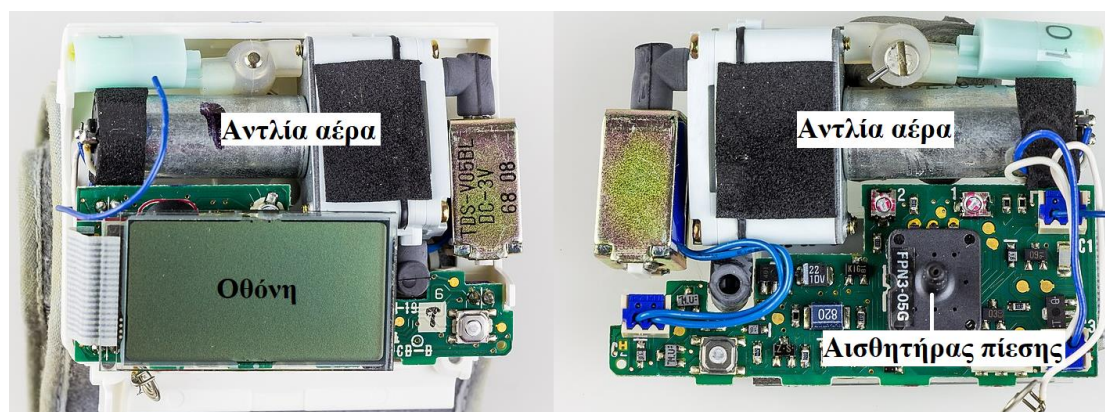
Εικόνα 42: Ταλαντωμετρικό – παλμομετρικό πιεσόμετρο (ηλεκτρονικό)
 [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:2020_Sfigmomanometr_elektroniczny.jpg]

■ Ηλεκτρονικά πιεσόμετρα καρπού (Εικόνα 43). Μια παραλλαγή των ηλεκτρονικών πιεσομέτρων είναι αυτά που εφαρμόζονται στον καρπό. Είναι μικρότερες συσκευές από αυτές που εφαρμόζονται στον βραχίονα. Ένα πλεονέκτημα τους είναι ότι εφαρμόζουν με μεγαλύτερη ευκολία σε άτομα με παχυσαρκία, καθώς η παχυσαρκία επηρεάζει σε πολύ μικρό βαθμό τον καρπό συγκριτικά με τον βραχίονα. Το πρόβλημα που εντοπίζεται σε αυτούς τους μετρητές, είναι η θέση του καρπού, αν είναι χαμηλά, υψηλά ή κοντά στην καρδιά. Εάν βρίσκεται κοντά στην καρδιά δεν υπάρχει πρόβλημα και οι μετρήσεις έχουν παρθεί με σωστό τρόπο. Ωστόσο, αυτό είναι δύσκολο να το γνωρίζει ένας γιατρός, που προσπαθεί να αξιολογήσει τα αποτελέσματα, και η ευθύνη έγκειται στον ασθενή να θυμάται αν όλες οι μετρήσεις έγιναν με αυτόν τον τρόπο. Στην Εικόνα 44, φαίνεται το εσωτερικό ενός ηλεκτρονικού πιεσομέτρου για τον καρπό.



Εικόνα 43: Πιεσόμετρο Καρπού

[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:NAIS_EW273CD-9955.jpg]



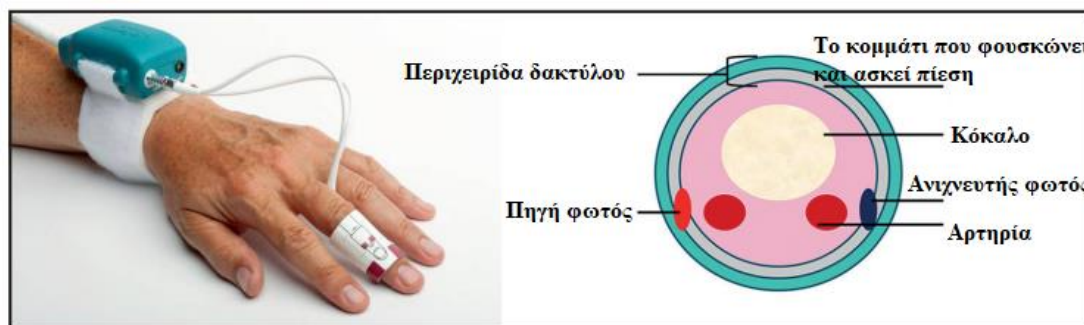
Εικόνα 44: Εσωτερικό Πιεσόμετρο Καρπού με και χωρίς οθόνη

[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:NAIS_EW273CD_-_cover_removed-9963.jpg]

[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:NAIS_EW273CD_-_cover_removed-9965.jpg]

■ Πιεσόμετρα δακτύλων (Εικόνα 45). Είναι η ανερχόμενη συσκευή για την μέτρηση της αρτηριακής πίεσης. Δεν έχει καθιερωθεί όπως οι ταλαντωσιμετρικές συσκευές, εξαιτίας της ανακρίβειας τους σχετικά με τα πιεσόμετρα του βραχίονιου. Το θετικό τους είναι η βολική εφαρμογή τους. Οι περισσότερες συσκευές αυτού του τύπου ακολουθούν την μέθοδο του Renaz. Ένα από τα συστήματα, που χρησιμοποιεί την

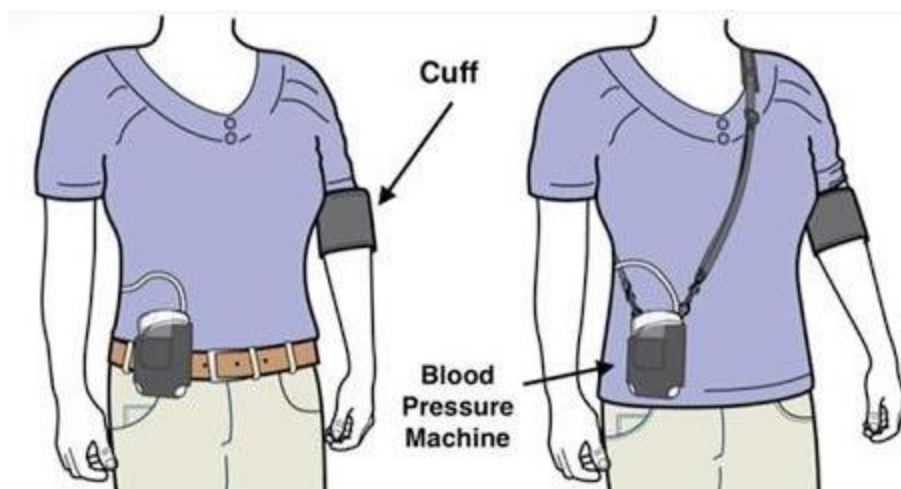
μέθοδο αυτή, είναι το μόνιτορ Nexfin™ που μετρά την πίεση των δακτύλων. Παρακάτω, στο Κεφάλαιο 3.8, γίνεται αναφορά και περιγραφή του συστήματος.



Εικόνα 45: Πιεσόμετρο δακτύλου (Μόνιτορ Nexfin™)

[<https://repository.ubn.ru.nl/handle/2066/203853>]

■ Περιπατητικό (ambulatory) πιεσόμετρο (Εικόνα 46). Την πρώτη εμφάνισή τους την κάνουν περίπου 50 χρόνια πριν. Με την βοήθεια της τεχνολογικής εξέλιξης, αυτά τα πιεσόμετρα διαθέτουν ένα μικρού μεγέθους σύστημα καταγραφής αρτηριακής πίεσης, με την δυνατότητα να λαμβάνει έως και 100 μετρήσεις μέσα σε ένα εικοσιτετράωρο, ενώ οι ασθενείς συνεχίζουν να εκτελούν τις καθημερινές τους δραστηριότητες. Είναι αρκετά ακριβείς την στιγμή που ο ασθενής βρίσκεται σε κατάσταση ηρεμίας, αλλά λιγότερο ακριβείς κατά τη διάρκεια της σωματικής δραστηριότητάς του. Τέλος, οι πληροφορίες που παρέχει μια τέτοια συσκευή είναι η ημερήσια διακύμανση, το μέσο επίπεδο και η βραχυπρόθεσμη μεταβλητότητα.



Εικόνα 46: Περιπατητικό πιεσόμετρο

[<https://www.mainlandsleep.ca/ambulatory-blood-pressure-monitoring/>]

Ανάλογα των συνθηκών, των ατόμων και των καταστάσεων, όπως φάνηκε και από την παραπάνω λίστα, υπάρχουν διάφορες επιλογές για την λήψη μετρήσεων της αρτηριακής πίεσης. Στα παιδιά άνω του ενός έτους, προτιμάται η ακουστική μέθοδος με τους ήχους Korotkoff. Στα βρέφη, προτιμάται η τεχνική έμμεσης μέτρησης με την χρήση ενός ανιχνευτή ροής υπερήχων. Το βασικό πρόβλημα που παρουσιάζεται κυρίως στα παιδιά, είναι η σωστή επιλογή μεγέθους περιχειρίδας. Αρκετές φορές στα βρέφη, χρησιμοποιείται και ο μετρητής δακτύλου. Στις εγκύους, υπάρχει πτώση της αρτηριακής πίεσης, αύξηση της καρδιακής παροχής και μεγάλη μείωση της περιφερικής αντίστασης. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα, να ακούγονται οι ήχοι Korotkoff χωρίς απαραίτητα να ασκείται πίεση στο βραχιόνιο από την περιχειρίδα, εξαιτίας της

τυρβώδης ροής στην αρτηρία. Έτσι, για την μέτρηση της πίεσης χρησιμοποιείται η ακουστική μέθοδος, με την διαφορά ότι βάση δίνεται στην τέταρτη φάση για την καταγραφή της διαστολικής πίεσης και όχι στην πέμπτη, όπως συμβαίνει κανονικά. Μια άλλη περίπτωση, είναι τα άτομα με παχυσαρκία όπως προαναφέρθηκε, που σε αυτά τα άτομα, προτιμάται μετρητής καρπού και όχι βραχιόνιου, διότι υπάρχει καλύτερη αντιστοίχιση με τα πραγματικά δεδομένα, όσον αφορά το μέγεθος του καρπού συγκριτικά με το απαιτούμενο μέγεθος της περιχειρίδας. Τέλος, υπάρχει και η κατηγορία ανθρώπων που θέλουν ή πρέπει να μετρούν την πίεσή τους κατά την διάρκεια των δραστηριοτήτων τους. Σε αυτές τις ομάδες, χρησιμοποιείται το περπατητικό πιεσόμετρο.

3.6 Επεμβατική αρτηριακή πίεση

Ο αρτηριακός καθετηριασμός, αποτελεί την καλύτερη επιλογή με την μεγαλύτερη ακρίβεια για την παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης, για περιπτώσεις ασθενών σε χειρουργικό περιβάλλον υψηλού κινδύνου, που υποβάλλονται σε επεμβάσεις με αναμενόμενες μεγάλες μετατοπίσεις υγρών, απαραίτητη συχνή αιμοληψία ή/και πιθανότητα οξειών αλλαγών της αρτηριακής πίεσης. Η παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης με επεμβατική μέθοδο, πραγματοποιείται σε μια περιφερική αρτηρία με την χρήση ενός σωληνίσκου, τον καθετήρα, όπως φαίνεται στις Εικόνες 47 και 48, με τοποθέτηση μόνιμης αρτηριακής γραμμής που επιτρέπει τη μόνιμη και συνεχή παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης, καθώς παρέχει και εύκολη πρόσβαση για τη λήψη δειγμάτων αρτηριακού αίματος. Η πιο συνηθισμένη θέση για την τοποθέτηση του καθετήρα είναι η ακτινωτή αρτηρία, λόγω της ευκολίας πρόσβασης, του χαμηλού ποσοστού επιπλοκών και το ότι οι πιέσεις της ακτινικής αρτηρίας έχουν καλή συσχέτιση με τις πιέσεις της κεντρικής αορτής. [11] Ένα ολοκληρωμένο σύστημα παρακολούθησης της αρτηριακής πίεσης με επεμβατικό τρόπο, όπως παρουσιάζεται σχηματικά στην Εικόνα 49, αποτελείται από έναν ενδοαρτηριακό ή ενδοαγγειακό καθετήρα, μια βαλβίδα τριών κατευθύνσεων για την δυνατότητα λήψης αίματος, έναν στερεό σωλήνα υψηλής πίεσης, από βαλβίδες και σύστημα συνεχούς έκπλυσης με φυσιολογικό ορό ή αλατούχο διάλυμα, τον μορφοτροπέα που είναι συνδεδεμένος με τον στερεό σωλήνα υψηλών πιέσεων και μετατρέπει την πίεση σε ηλεκτρικό σήμα για να απεικονιστεί στην οθόνη, την οθόνη απεικόνισης ενδοαγγειακής πίεσης και από τον ασκό έκχυσης υπό πίεση ή αλλιώς από τον ασκό συμπίεσης, για την αποτροπή σχηματισμού θρομβώσεων εντός του καθετήρα. Αυτή η μέθοδος, χρησιμεύει στις ΜΕΘ και στις καρδιολογικές μονάδες για την εκτίμηση του όγκου του αίματος, για την παρακολούθηση της επίδρασης των αγγειοδιασταλτικών φαρμάκων και για τη συχνή μέτρηση των αερίων αίματος. Στην Εικόνα 50, φαίνεται ένα ρεαλιστικό σύστημα αρτηριακού καθετηριασμού.



Εικόνα 47: Αρτηριακός καθετήρας (1)

[[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Arterial_kateter_\(Seldinger\).jpg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Arterial_kateter_(Seldinger).jpg)]

επικοινωνία του καθετήρα εντός της αρτηρίας με τον αισθητήρα. Επιπρόσθετα, επιτρέπεται η ανίχνευση της διεγχειρητικής υπότασης γρηγορότερα, συγκριτικά με τις άλλες μεθόδους έμμεσης παρακολούθησης. Ακόμη, παρέχεται με αξιοπιστία πρόσβαση στα αγγεία καθώς και πρόσβαση για αιμοληψία. Επίσης, η δυνατότητα παρακολούθησης της πίεσης του αίματος με επεμβατικές μεθόδους, προσφέρει μια εναλλακτική λύση στις περιπτώσεις που δεν είναι δυνατή η μη επεμβατική μέτρηση, όπως κατά τη διάρκεια μη παλμικής καρδιοπνευμονικής παράκαμψης. Τέλος, η μη επεμβατική παρακολούθηση, προφέρει την δυνατότητα της ανάλυσης των κυματομορφών αρτηριακής πίεσης, με σκοπό την καλύτερη κατανόηση μιας κλινικής περίπτωσης. Στην αντίθετη πλευρά, η χρήση επεμβατικών μεθόδων για την παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης, μπορούν να προκαλέσουν και επιπλοκές καθώς και αρνητικές συνέπειες στον ίδιο τον ασθενή. Αρχικά, συγκριτικά με τις μη επεμβατικές, οι επεμβατικές μέθοδοι, απαιτούν τεχνική και ιατρική κατάρτιση, ώστε να πραγματοποιηθεί σωστά η διαδικασία της παρακολούθησης. Επιπλέον, είναι αρκετά δαπανηρή σαν διαδικασία. Τέλος, υπάρχουν πιθανότητες για σοβαρές επιπλοκές στον ασθενή, όπως κάκωση των αγγείων, κάτι που στις μη επεμβατικές οι πιθανότητες είναι μηδενικές.

Για την άμεση παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης, τοποθετείται ένας καθετήρας σε ένα αρτηριακό αγγείο. Στην συνέχεια, ο καθετήρας συνδέεται με έναν ηλεκτρομηχανικό μετατροπέα, μετατρέποντας την μηχανική ενέργεια σε ηλεκτρική. Ο καθετήρας και ο μετατροπέας ενώνονται μεταξύ τους με έναν σωλήνα γεμάτο με υγρό. Υπάρχουν διαφορετικοί τρόποι και τεχνικές για την τοποθέτηση των καθετήρων. [28] Η πρώτη τεχνική, είναι με την άμεση αρτηριακή παρακέντηση. Η δεύτερη, είναι με την βοήθεια ενός σύρματος ή ελατηρίου που χρησιμοποιείται ως οδηγός για την τοποθέτηση του καθετήρα, γνωστή και ως τεχνική του Seldinger. Η τρίτη, είναι η τεχνική της μετάγγισης-απόσυρσης και η τέταρτη και πιο πρόσφατη είναι η τεχνική που κάνει χρήση των υπερήχων για την καθοδήγηση της εφαρμογής καθετήρα. Ανεξαρτήτως τεχνικής, η διαδικασία για την τοποθέτηση του καθετήρα, για παράδειγμα στην ακτινική αρτηρία που είναι και η πιο σύνηθες, υπάρχει μια σειρά από βήματα που εφαρμόζει το ιατρικό προσωπικό για την πραγματοποίηση της διαδικασίας τοποθέτησης του καθετήρα για την παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης του αίματος. Αρχικά, σημαντικό ρόλο παίζει η τοποθέτηση του χεριού και του καρπού του ασθενή, που πρέπει να είναι ακινητοποιημένο έως ένα βαθμό σε ελαφρά ραχιαία κάμψη, για να αποφευχθεί πιθανώς τραυματισμός του διάμεσου νεύρου και εξασθένιση της ροής του αίματος. Έπειτα, γίνεται ψηλάφηση στην δερματική περιοχή για την εύρεση της αρτηρίας και γίνεται η προετοιμασία της περιοχής με την χρήση αντισηπτικού για την αποφυγή λοιμώξεων. Επίσης, για την αποφυγή λοιμώξεων γίνεται έλεγχος καθετήρων και της φλέβας τακτικά, αλλαγή διαλυμάτων κάθε 24 ώρες, αλλαγή σωλήνων κάθε 72 ώρες και έκπλυση βαλβίδων μετά από κάθε αιμοληψία από το σύστημα. Σε κάποιες περιπτώσεις, χρησιμοποιείται και τοπική αναισθησία είτε για την αποφυγή αγγειοσπασμού, είτε για να είναι πιο ανώδυνη η διαδικασία για τον ασθενή. Έπειτα, ακολουθεί η εισαγωγή της βελόνας και του καθετήρα στο αγγείο. Με το που τοποθετηθεί ο καθετήρας, γίνεται προσεκτικά και αργά η αφαίρεση της βελόνας, συνδέεται ο καθετήρας με τον σωλήνα που εμπεριέχει το υγρό και τοποθετείται επάνω στην ανοιχτή πληγή, ένας αποστειρωμένος επίδεσμος.

Για την χρήση επεμβατικής μεθόδου στην παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης του αίματος, υπάρχουν κάποιες ενδείξεις που καθορίζουν την απαραίτητη χρήση αυτού του τρόπου μέτρησης. [28] Η πρώτη ένδειξη, είναι όταν υπάρχουν μεγάλες διακυμάνσεις στην αρτηριακή πίεση καθώς και εμφάνιση του φαινομένου της υπότασης. Η δεύτερη

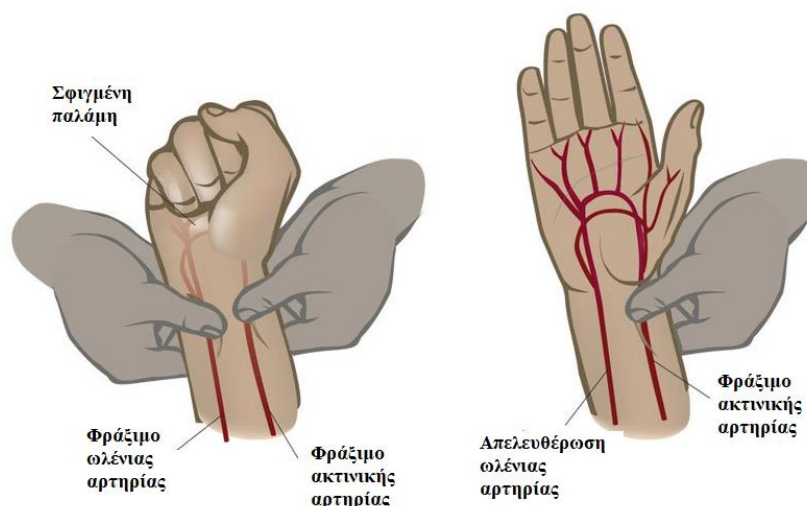
ένδειξη, είναι στην ύπαρξη ασθένειας σε ένα μικρό όργανο που βρίσκεται στο τέλος της διαδρομής των νευρώνων, που σε αυτή την περίπτωση απαιτείται η ρύθμιση της πίεσης με ακρίβεια. Η τρίτη, είναι όταν χρειάζεται επιπλέον συνεχή παρακολούθηση της παραμέτρου Stroke Volume – SV, που είναι ο όγκος του αίματος που εκτοξεύεται από κάθε κοιλία σε κάθε καρδιακό παλμό και της καρδιακής παροχής (Cardiac Output – CO), που είναι η συνολική ποσότητα αίματος που αντλείται από την καρδιά από κάθε κοιλία ανά λεπτό. Σε αυτές τις περιπτώσεις συμβαίνει μόνο όταν δεν είναι δυνατή η χρήση καθετήρα πνευμονικής αρτηρίας. Τέταρτη περίπτωση που υποδεικνύει την χρήση της επεμβατικής μεθόδου, είναι όταν υπάρχει ανάγκη για πολλαπλές ή συχνές μετρήσεις των αερίων αίματος. Τέλος, σε όλες τις περιπτώσεις που δεν είναι δυνατή η χρήση μη επεμβατικής παρακολούθησης αρτηριακής πίεσης, όπως αν υπάρχουν τραύματα και εγκαύματα, βαριά σήψη, διασωληνωμένοι ασθενείς σε μηχανική υποστήριξη ή τα αποτελέσματα αυτής της τεχνικής μπορεί να είναι αναξιόπιστα εξαιτίας παθήσεων του ασθενή, όπως το να έχει αρρυθμίες.

Σε αντίθεση με τις ενδείξεις, υπάρχουν και οι αντενδείξεις, οι οποίες υποδεικνύουν την ακαταλληλότητα της χρήσης επεμβατικής μεθόδου για την μέτρηση της αρτηριακής πίεσης. [28] Η μια περίπτωση που υποδεικνύει την αποφυγή χρήσης καθετήρα, είναι όταν οι αρτηρίες είναι μικρές και κοντά στις απολήξεις των αγγείων με ανεπαρκή βοηθητική ροή αίματος. Μια άλλη περίπτωση που χαρακτηρίζεται ως αντένδειξη, είναι όταν υπάρχει κάποια ένδειξη ή υποψία για αγγειακή ανεπάρκεια, ώστε να αποφευχθεί η δημιουργία ισχαιμίας. Η ισχαιμία ανήκει σε μια ομάδα διαταραχών του αίματος και των αγγείων. Συνήθως, οφείλεται στην μειωμένη παροχή του αίματος, η οποία με την σειρά της προκαλεί την ανεπαρκή οξυγόνωση. Τέλος, σε περιπτώσεις που έχει προηγηθεί επέμβαση στο αγγείο και υπάρχει αιμορραγική διάθεση.

Όπως προαναφέρθηκε, η χρήση της επεμβατικής μεθόδου για την παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης του αίματος εγκυμονεί πολλούς κινδύνους συγκριτικά με την μη επεμβατική μέθοδο. Παρακάτω, αναλύονται τυχόν επιπλοκές που μπορεί να παρουσιαστούν κατά την διάρκεια της παρακολούθησης της αρτηριακής πίεσης με την επεμβατική μέθοδο. [28] Οι επιπλοκές που μπορεί να συμβούν είναι θρόμβωση με περιφερική ισχαιμία, δημιουργία αιματώματος, απώλεια αίματος, αγγειοσπασμό, εμβολή αέρα, συστηματική λοίμωξη, ψευδοανεύρυσμα, αρρυθμίες, κάκωση βραχιόνιου νεύρου και ακούσια νευρική βλάβη ή βλάβη σε παρακείμενες δομές. Επίσης, άλλοι παράγοντες που μπορεί να αποτελέσουν κίνδυνο κατά την διάρκεια της εξέτασης και να συμβάλουν στην δημιουργία επιπλοκών, είναι η παρατεταμένη διασωλήνωση, οι επαναλαμβανόμενες προσπάθειες εισαγωγής, η χορήγηση αγγειοσυσπαστικής υψηλής δόσης και η χρήση καθετήρων μεγάλης οπής. Τα παραπάνω οφείλονται κυρίως στην εκπαίδευση του ιατρικού προσωπικού, καθώς πηγάζουν από λάθη της κακής χρήσης του εξοπλισμού. Επιπλέον κίνδυνοι που μπορεί να προκληθούν στον ασθενή, κατά την διαδικασία της παρακολούθησης με επεμβατική μέθοδο της αρτηριακής πίεσης του αίματος, αποτελούν την υπερλιπιδαιμία (υπερλιπιδαιμικός ασθενής με αυξημένα ποσοστά λιπιδίων του αίματος), την αντιπηκτική δράση, την αγγειοσπαστική αρτηριακή νόσο, την θρομβοκυττάρωση και το παρατεταμένο σοκ. Ωστόσο, οι παραπάνω επιπλοκές, αν και υπάρχουν οι πιθανότητες να συμβούν, δεν αποτελούν τον άμεσο και καθημερινό κίνδυνο. Αντ' αυτού, οι επιπλοκές που είναι σύνηθες να εμφανίζονται, οφείλονται συνήθως σε κακή χρήση του εξοπλισμού είτε λόγω κακής βαθμονόμησης, είτε λόγω εσφαλμένης ανάγνωσης της ένδειξης για την πίεση. Γενικότερα, η εμφάνιση επιπλοκών που θα φέρουν μακροχρόνια προβλήματα στον ασθενή έχουν πολύ μικρή συχνότητα

εμφάνισης, όπως αυτό του κινδύνου περιφερικής ισχαιμίας, [28] το οποίο εκτιμάται με ποσοστό να συμβεί, μικρότερο από 0,1%.

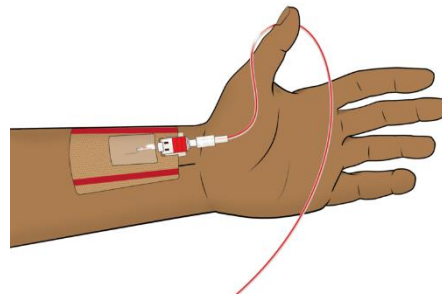
Για την αντιμετώπιση και την εξάλειψη παραγόντων που μπορούν να δημιουργήσουν επιπλοκές, υπάρχει μία σειρά από βήματα που αν πραγματοποιηθούν μειώνονται κατά πολύ οι πιθανότητες στο να συμβούν. [28] Για την μείωση του κινδύνου και την αποφυγή θρομβώσεων και αποδιοργάνωσης του αρτηριακού τοιχώματος, χρησιμοποιούνται καθετήρες μικρού μεγέθους και υπάρχει συνεχή έγχυση φυσιολογικού ορού. Επίσης, για την αποφυγή τραυματισμού κατά την διάρκεια της διασωλήνωσης του καθετήρα στο αγγειακό σύστημα, χρησιμοποιούνται εύκαμπτοι οδηγιοι συρμάτων. Μια επιπλέον βοήθεια, προσφέρει το παλμικό οξύμετρο, το οποίο τοποθετείται στην ίδια πλευρά που χρησιμοποιείται ο καθετήρας, για να μετρά και να ανιχνεύει εγκαίρως την πιθανή χαμηλή αιμάτωση σε απομακρυσμένους ιστούς, όπως αυτοί του δακτύλου, για την έγκαιρη εντόπιση προβλημάτων. Ένας παρόμοιος τρόπος για την εύρεση πιθανών προβλημάτων στην ροή του αίματος, χωρίς την χρήση κάποιας συσκευής, είναι το ονομαζόμενο Allen τεστ, όπως φαίνεται στην Εικόνα 51. Χρησιμοποιείται συγκεκριμένα για να διαπιστώσει την σωστή ή όχι ροή του αίματος στην ωλένια αρτηρία, στο σημείο του πήχη του άνω άκρου, κοντά στον καρπό. Αυτό το τεστ πραγματοποιείται από το ιατρικό προσωπικό ασκώντας με τα δικά του χέρια πίεση στην ωλένια αρτηρία και στις ακτινικές, την στιγμή που ο ασθενής σφίγγει το χέρι του και στην συνέχεια το αφήνει ελεύθερο. Ακόμη, ένα άλλο βασικό βήμα για την ελαχιστοποίηση των επιπλοκών, είναι η μείωση όσο το δυνατότερο γίνεται των προσπαθειών εισαγωγής καθετήρα και η ελαχιστοποίηση του χρόνου διασωλήνωσης. Τέλος, για την μείωση των πιθανοτήτων δημιουργίας λοίμωξης εξαιτίας του καθετήρα, πρέπει να γίνεται έγκαιρη διακοπή χρήσης περιττών καθετήρων. Οι καθετήρες που χρησιμοποιούνται στην μηριαία αρτηρία πρέπει να χρησιμοποιούνται έως και 5 ημέρες και μετά να απομακρύνονται. Στα άλλα σημεία να χρησιμοποιούνται έως και 7 ημέρες και έπειτα να απομακρύνονται.



Εικόνα 51: Allen τεστ
[<https://www.ncbi.nlm.nih.gov>]

Τα σημεία που τοποθετείται ένας καθετήρας για την παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης είναι σε αρτηρίες διαφόρων σημείων. Κάποιες από αυτές είναι οι βραχιόνιες, οι μηριαίες, οι ακτινικές, οι οπίσθιες κνημιαίες και μασχαλιαία αρτηρία. [28] Στην παιδιατρική χρησιμοποιούνται κυρίως η οπίσθια κνημιαία αρτηρία και εάν είναι

απαραίτητο, χρησιμοποιούνται επίσης οι οφθαλμικές και οι κροταφικές αρτηρίες. Στους ενήλικες ασθενείς, η πιο σύνηθες εφαρμογή καθετήρα είναι η ακτινική αρτηρία, η οποία εφαρμογή φαίνεται στην Εικόνα 52. Αυτό συμβαίνει διότι έχει εύκολη προσβασιμότητα και αρκετά ικανοποιητική παροχή αίματος. Στα μειονεκτήματα αυτής της επιλογής, κατανέμονται οι ανακρίβειες που δημιουργεί λόγω της θέσης της και ότι μπορεί να προκαλέσει περιφερική νευροπάθεια. Στην επόμενη επιλογή τοποθέτησης του καθετήρα, είναι η ωλένια αρτηρία. Χρησιμοποιείται σαν εναλλακτική λύση, σε περίπτωση που είναι ανεπιτυχής η εφαρμογή στην ακτινική αρτηρία, παρόλο που τα χαρακτηριστικά της δεν είναι εκ πρώτης όψεως ευνοϊκά, μιας και είναι βαθύτερη η διαδρομή της ελικοειδής. Οι πιθανές επιπλοκές που μπορεί να εμφανιστούν, είναι η έμφραξη στο αγγείο και η δημιουργία αιματώματος, που σε σπάνιες περιπτώσεις μπορούν να αφήσουν στον ασθενή μόνιμο τραυματισμό. Μια ακόμη επιλογή, είναι η μασχαλιαία αρτηρία, η οποία επιτρέπει στον ασθενή μεγαλύτερη ελευθερία στις κινήσεις του. Όμως, σε αυτή την επιλογή, υπάρχουν οι πιθανότητες να δημιουργηθεί διαταραχή, ονόματι πλεγματοπάθεια, στο βραχιόνιο πλέγμα. Επόμενη τοποθεσία, είναι η βραχιόνιος αρτηρία, η οποία προσφέρει συγκριτικά με τις υπόλοιπες την κυματομορφή του σήματος με τις λιγότερες παραμορφώσεις. Ο κίνδυνος με αυτή την επιλογή, είναι ότι λόγω της κοντινής απόστασης με τον αγκώνα, αυξάνονται οι πιθανότητες για στρεβλώσεις, καθώς και ο τραυματισμός του διάμεσου νεύρου. Τέλος, υπάρχει και η επιλογή της μηριαίας αρτηρίας, που και αυτή μαζί με την ακτινική, αποτελούν την συνηθέστερη εφαρμογή. Για την μηριαία συμβαίνει διότι η κυματομορφή πλησιάζει κατά πολύ την πίεση της αορτής. Σε αυτή την θέση, μειώνεται η πιθανότητα να δημιουργηθεί σε εκείνο το σημείο περιφερική ισχαιμία. Οι επιπλοκές που μπορούν να εμφανιστούν είναι το ψευδοανεύρυσμα, η μόλυνση και δημιουργία αιματώματος ή εμφάνιση αιμορραγίας στο σημείο, σε περίπτωση που τρυπηθεί σε λάθος σημείο, λίγο πιο πάνω από το σωστό. Παρακάτω, στην Εικόνα 53, παρουσιάζεται ένα γράφημα των κυματομορφών των σημείων εφαρμογής καθετήρα ως προς την ταύτιση τους με την κυματομορφή της πίεσης στην αορτή.



Εικόνα 52: Τοποθέτηση καθετήρα στην ακτινωτή αρτηρία
 [<https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Arterial-line-shaded.png>]



Εικόνα 53: Σύγκριση διαφορετικών σημείων τοποθέτησης καθετήρα για παρακολούθηση αρτηριακής πίεσης
 [*Clinical Monitoring: Practical Applications in Anesthesia and Critical Care Medicine*. Philadelphia, PA: Saunders; 2001]

Σε αυτή την παράγραφο θα γίνει ανάλυση για το ποιοι παράμετροι επηρεάζουν την τελική κυματομορφή και ποιοι είναι οι τρόποι αντιμετώπισης τους. [28] Το πρώτο κομμάτι που αφορά την τελική ποιότητα της κυματομορφής, είναι η απόκριση του συστήματος. Στην απόκριση του συστήματος περιλαμβάνονται δύο παράγοντες, η φυσική συχνότητα του συστήματος και κατά συνέπεια η δεύτερη παράμετρος είναι ο συντελεστής της απόσβεση του συστήματος. Όσο το δυνατόν πιο μεγάλη είναι η φυσική συχνότητα του συστήματος, τόσο μικρότερη επίδραση θα έχει η απόσβεση στο τελικό βιοσήμα της αρτηριακής πίεσης του αίματος. Οποιαδήποτε διακύμανση εμφανιστεί σε έναν από τους δύο αυτούς παράγοντες, επηρεάζεται άμεσα η τελική κυματομορφή. Για παράδειγμα, αν η φυσική συχνότητα είναι πολύ χαμηλή τότε στο τελικό αποτέλεσμα η αρτηριακή πίεση θα είναι υψηλότερη από την πραγματική τιμή. Αυτό οφείλετε στον συντονισμό των δύο συχνοτήτων, δηλαδή στην επικάλυψη αυτών των δύο μεταξύ τους, της συχνότητας του συστήματος (φυσική συχνότητα) και της συχνότητας της κυματομορφής της αρτηριακής πίεσης. Επίσης, χαμηλή φυσική συχνότητα, σημαίνει εμφάνιση φυσαλίδων ή ακόμα και θρομβώσεων στο αίμα. Για παράδειγμα, ένα υπερβολικά αποσβεσμένο σύστημα (θρόμβος στον καθετήρα, φυσαλίδα αέρα στη σωλήνωση σύνδεσης) έχει ως αποτέλεσμα λιγότερες ταλαντώσεις και μικρότερο μέγεθος, ενώ ένα σύστημα με χαμηλή απόσβεση (μακρύς άκαμπτος σωλήνας) έχει ως αποτέλεσμα μεγαλύτερο αριθμό ταλαντώσεων. Όσον αφορά τον συντελεστή της απόσβεσης, εάν αλλάξει μπορεί να επιφέρει απώλεια της λεπτομέρειας στην κυματομορφή, να γίνει δυσδιάκριτη-θολή ή ακόμα να προστεθούν και σφάλματα-τεχνουργήματα (artifacts). Η φυσική συχνότητα του συστήματος κυρίως επηρεάζεται από μήκος της σωλήνωσης, το αν υπάρχουν στρόφιγγες σε αυτόν, το μέγεθος του καθετήρα, του μετατροπέα, του ενισχυτή και του καταγραφικού του συστήματος. Για να επιτευχθεί όσον το δυνατόν υψηλότερη φυσική συχνότητα χρησιμοποιούνται άκαμπτοι και μικροί σωλήνες με όσο λιγότερες στρόφιγγες γίνεται στο υπόλοιπο σύστημα. Όσον αφορά την ακρίβεια του μετατροπέα, εξαρτάται από την σωστή βαθμονόμηση του και την σωστή τοποθέτησή του συγκριτικά με την θέση του ασθενή ώστε να είναι ευθυγραμμισμένη. Η βαθμονόμηση, γίνεται με βάση την θέση του ασθενή. Άλλη είναι για τον ασθενή που βρίσκεται σε οριζόντια θέση και άλλη για τον ασθενή που κάθεται. Στην οριζόντια θέση, ορίζεται ως σημείο αναφοράς για τον μηδενισμό του μετατροπέα συχνά η μέση του ασθενή, η μέση της μασχालιάς γραμμής ή 5 εκατοστά πίσω από το στερνικό όριο. Σε αντίθετη περίπτωση που ο ασθενής κάθεται, ως σημείο αναφοράς για τον μηδενισμό του μετατροπέα, χρησιμοποιείται το αυτί του, το οποίο προσεγγίζει την εγκεφαλική πίεση. Εάν υπάρξει αλλαγή στην θέση του ασθενή, πρέπει να μετακινηθεί αντίστοιχα και ο μετατροπέας ή ακόμα καλύτερα να βαθμονομηθεί εκ νέου με βάση την νέα θέση του ασθενή. Στην σημερινή εποχή αυτό όμως, με την εξέλιξη της τεχνολογίας, δεν συμβαίνει και όλα αυτά γίνονται αυτοματοποιημένα.

3.7 Σύγκριση των δύο μεθόδων IPB - NIBP

Έχουν διεξαχθεί αρκετές μελέτες, για την σύγκριση των δύο αυτών τεχνικών. Τα αντικείμενα θεματολογίας τους ήταν αρχικά κατά πόσο αυτές οι δύο τεχνικές συμφωνούν ως προς τα αποτελέσματα τους. Το δύσκολο κομμάτι σε μια τέτοια έρευνα είναι ότι ο πληθυσμός που λαμβάνει μέρος για να διεξαχθεί μία μελέτη είναι κατά κόρων ασθενείς. Αυτό, δημιουργεί το πρόβλημα ότι η κάθε ασθένεια, που διαφέρει από άνθρωπο σε άνθρωπο, μπορεί να επηρεάζει την αρτηριακή πίεση και τα αποτελέσματα που προκύπτουν να μην ανταπεξέρχονται στην σύγκριση επεμβατικής και μη επεμβατικής αρτηριακής πίεσης μεταξύ μιας ομάδας ασθενών με διαφορετικές ασθένειες. Για να γινόταν μια σωστή έρευνα, θα έπρεπε όλες οι μετρήσεις να

διεξάγονταν σε υγιείς ανθρώπους, με μετρήσεις και από τους δύο τρόπους, κάτι όμως που είναι σχεδόν αδύνατο, μιας και όλες οι μελέτες βασίζονται σε τιμές που έχουν καταγραφεί σε νοσοκομειακό περιβάλλον. Επίσης, πολλές μελέτες εξετάζουν την συσχέτιση των αποτελεσμάτων των δύο τεχνικών, με την αρτηριακή ακαμψία, την καρδιακή λειτουργία, την περιφερική αγγειακή αντίσταση και με την ηλικία των ασθενών. Το κοινό χαρακτηριστικό αυτών των δύο είναι η τυπική θέση για τη μέτρηση της αρτηριακής πίεσης, που είναι η βραχιόνιος αρτηρία ως επί το πλείστον. Αυτό συμβαίνει, διότι οι συστολικές και διαστολικές πιέσεις ποικίλλουν σημαντικά σε διαφορετικά μέρη του αρτηριακού δέντρου.

Στην χρήση της μεθόδου της μη επεμβατικής μέτρησης της αρτηριακής πίεσης, υπάρχει το πλεονέκτημα ότι είναι μια μέθοδος απλή, ανώδυνη και με μεγαλύτερη ασφάλεια απέναντι στον ασθενή. Χρησιμοποιείται κυρίως για την τακτική παρακολούθηση των ασθενών καθώς και στις εξετάσεις ρουτίνας. Από την άλλη η μέθοδος της επεμβατικής μέτρησης, χρησιμοποιείται στην εντατική, κατά την διάρκεια χειρουργείων καρδιάς και γενικότερα σε καταστάσεις που απαιτείται υψηλή ακρίβεια και ευαισθησία στα αποτελέσματα της πίεσης του αίματος.

Στην μελέτη που διεξήχθη για ένα ανοιχτού τύπου προς το ευρύ κοινό περιοδικό, ονόματι Blood pressure του 2015 [29], εξετάστηκε η συσχέτιση των αποτελεσμάτων των δύο διαφορετικών αυτών τεχνικών, σε συνδυασμό με την επιρροή της ηλικίας στα αποτελέσματα. Στην μελέτη, έγινε σύγκριση επεμβατικών και μη επεμβατικών μετρήσεων αρτηριακής πίεσης σε ασθενείς που ανήκουν στην κατηγορία των εφήβων, ενηλίκων και υπερηλίκων. Για τα δεδομένα της έρευνας, χρησιμοποιήθηκε η βάση δεδομένων Multiparameter Intelligent in Intensive Care II (MIMIC II) του Ινστιτούτου Τεχνολογίας της Μασαχουσέτης. Από αυτή την βάση δεδομένων χρησιμοποιήθηκαν μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν στο Ιατρικό Κέντρο Beth Israel Deaconess της Βοστώνης, καλύπτοντας ασθενείς ηλικίας άνω των 15 ετών. Συνολικά, έγινε άντληση δεδομένων από 23.679 μετρήσεις αρτηριακής πίεσης από 742 ασθενείς, χωρισμένους στις τρεις κατηγορίες που αναφέρθηκαν προηγουμένως με βάση την ηλικία τους. Η ηλικία, παίζει καθοριστικό ρόλο στην αρτηριακή πίεση καθώς, το πέρασμα των χρόνων, οδηγεί σε αυξημένη συστολική αρτηριακή πίεση και σε ελαφρώς μειωμένη διαστολική αρτηριακή πίεση. Αυτό, οφείλεται κυρίως στο ότι αυξάνεται το φαινόμενο της παρουσίας αρτηριακής ακαμψίας και της περιφερειακής αγγειακής αντίστασης σε συνδυασμό με την μείωση της καρδιακής λειτουργίας. Για την μη επεμβατική μέθοδο χρησιμοποιήθηκε η παλμομετρική μέθοδος με βραχιόνιο και σφυγμομανόμετρο. Για την επεμβατική μέθοδο μετρήθηκε η αρτηριακή πίεση μέσω ενός μόνιμου καθετήρα στην ακτινωτή αρτηρία. Αναλυτικότερα, ο μέσος όρος και η τυπική απόκλιση της επεμβατικής συστολικής αρτηριακής πίεσης και της μη επεμβατικής συστολικής αρτηριακής πίεσης, εμφάνισαν αύξηση από την κατηγορία των εφήβων προς των ενηλίκων και μετά προς των υπερηλίκων. Η τυπική απόκλιση της επεμβατικής διαστολικής αρτηριακής πίεσης και της μη επεμβατικής διαστολικής αρτηριακής πίεσης παρουσίασε αύξηση που συσχετίστηκε με την ηλικιακή αύξηση. Η συστολική μέτρηση της επεμβατικής μεθόδου ήταν μικρότερη από αυτήν της μη επεμβατικής μεθόδου μόνο στη μέση και μεγάλη ηλικία. Η διαστολική μέτρηση της επεμβατικής μεθόδου ήταν μεγαλύτερη από αυτήν της μη επεμβατικής μεθόδου σε όλες τις ηλικιακές κατηγορίες. Ο μέσος όρος και η τυπική απόκλιση των διαφορών συστολικής μέτρησης επεμβατικής μεθόδου - συστολικής μέτρησης μη επεμβατικής μεθόδου αυξήθηκαν από την κατηγορία εφήβων σε ενηλίκων και μετά στην κατηγορία των υπερηλίκων. Η τυπική απόκλιση των διαφορών διαστολικής μέτρησης επεμβατικής μεθόδου - διαστολικής μέτρησης μη επεμβατικής μεθόδου αυξήθηκε επίσης με την

ηλικία. Εν κατακλείδι, η έρευνα κατέληξε στο συμπέρασμα ότι η μέτρηση της επεμβατικής μεθόδου, έδειξε καλή συσχέτιση με την μέτρηση της μη επεμβατικής μεθόδου σε κάθε ηλικιακή κατηγορία και η συμφωνία μεταξύ των μετρήσεων των δύο αυτών τεχνικών έδειξε ότι οι τιμές επηρεάστηκαν από τον παράγοντα της ηλικίας.

3.8 Η μέτρηση της αρτηριακής πίεσης σήμερα και το μέλλον της

Όπως έχει αναφερθεί και παραπάνω, υπάρχουν πάνω από μια τεχνικές για την μέτρηση της αρτηριακής πίεσης και αλλάζει η μέθοδος αναλόγως την περίπτωση και των διάφορων συνθηκών. Η ταλαντωμετρική μέθοδος χρησιμοποιείται από τους ανθρώπους κυρίως για ιδιωτική και οικιακή χρήση. Οι ιατροί, όταν θέλουν να εξετάσουν τον ασθενή, προτιμούν για μεγαλύτερη ακρίβεια την ακουστική μέθοδο με στηθοσκόπιο όπως έθεσε τις αρχές ο Korotkoff. Τέλος, υπάρχει και το μόνιτορ σε νοσοκομειακό περιβάλλον γενικότερα και ιδιαίτερα σε χειρουργικό περιβάλλον που έχει και επεμβατική μέθοδο με την χρήση καθετήρα, αλλά και μη επεμβατική μέθοδο με την χρήση περιχειρίδας ή και μέσω δακτύλου. Αναλόγως των συνθηκών και των απαιτήσεων των εκάστοτε περιπτώσεων χρησιμοποιείται και διαφορετική μέθοδος.

Η καλύτερη μέθοδος θα ήταν μια που θα είχε την δυνατότητα συνεχόμενης παρακολούθησης χωρίς όμως να χρησιμοποιεί επεμβατικές τεχνικές. Τα τελευταία χρόνια γίνονται προσπάθειες για την ανάπτυξη νέων τεχνικών για την παρακολούθηση της καρδιακής παροχής και άλλων παραμέτρων της καρδιακής απόδοσης συνεχώς με μη επεμβατικές μεθόδους. Μια από τις νέες τεχνικές που είναι διαθέσιμες, αξιολογεί αιμοδυναμικά δεδομένα από κυματομορφές αρτηριακής πίεσης των δακτύλων που λαμβάνονται μη επεμβατικά. Η πρώτη εμπορικά διαθέσιμη συσκευή ήταν το 1986. [30] Η πιο επιτυχημένη μέθοδος μη επεμβατικής συνεχούς παρακολούθησης της αρτηριακής πίεσης έχει ενσωματωθεί από τα Nexfin™ και CNAP™, τα οποία χρησιμοποιούν το σύστημα Penaz. [11] Το μόνιτορ Nexfin™ μετρά την αρτηριακή πίεση των δακτύλων και ανακατασκευάζεται διαδοχικά στις τιμές της βραχιόνιας αρτηρίας. [30] Το τελευταίο χρονικό διάστημα, έχουν διεξαχθεί μελέτες που επιβεβαιώνουν την αξία αυτού του τρόπου παρακολούθησης, συγκριτικά με την επεμβατική μέθοδο, κρατώντας όμως τα θετικά από αυτή, αλλά και από άλλες μη επεμβατικούς μεθόδους. [31, 32] Ένα από τα θετικά της παρακολούθησης με Nexfin™, είναι ότι μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε ασθενείς που υποβάλλονται σε καρδιακή παράκαμψη και που έχουν μειωμένη αρτηριακή παλμικότητα. Επίσης, και οι δύο συσκευές έχουν την ικανότητα να ανιχνεύουν υποτασικά συμβάντα νωρίτερα συγκριτικά με ένα μη επεμβατικό πιεσόμετρο. Ωστόσο, αν και φαίνονται πολλά υποσχόμενες συσκευές, στον τομέα της παρακολούθησης αρτηριακής πίεσης ακόμα υπάρχουν πολλά περιθώρια βελτίωσης σε πολλούς τομείς για να μπορέσουν να αντικαταστήσουν τις τωρινές τυπικές μεθόδους, επεμβατικές και μη. Για παράδειγμα, κατά τη διάρκεια καισαρικών τομών, η συσκευή CNAP™, δεν είχε καλή απόδοση στην λήψη συνεχών μετρήσεων αρτηριακής πίεσης με ακρίβεια.

4 Παλμική οξυμετρία

4.1 Εισαγωγή στην οξυμετρία

Ο ανθρώπινος οργανισμός αποτελείται από τρισεκατομμύρια κύτταρα, εκ των οποίων ο κύριος παράγοντας για την επιβίωση τους, είναι το οξυγόνο. Η επαρκής παροχή οξυγόνου σε έναν ιστό είναι απαραίτητη για τον κυτταρικό μεταβολισμό. Αυτή η πληροφορία, αποτέλεσε μια από τις προκλήσεις στον χώρο της Βιοϊατρικής Μηχανικής, μιας και η μέτρηση της ποσότητας του οξυγόνου στο αίμα, άρα και σε όλα τα κύτταρα του ανθρώπινου σώματος, θα μπορούσε να συμβάλει στην αξιολόγηση της κλινικής εικόνας ενός εξεταζόμενου. Πέραν της κλινικής εικόνας για έναν ασθενή, αυτό που εντέλει επιφέρει τον θάνατο σε έναν ασθενή, ανεξαρτήτως της αρχικής ασθένειας, προκύπτει από την έλλειψη παροχής O_2 στον εγκέφαλο ή την καρδιά. Από αυτό προκύπτει το συμπέρασμα, ότι η παρακολούθηση της παροχής του οξυγόνου είναι μείζονος σημασίας και αυτός είναι ο λόγος που χρησιμοποιούνται τα παλμικά οξύμετρα σε πολλές διαφορετικές περιστάσεις και διαφορετικά κλινικά περιβάλλοντα.

Όταν γίνεται αναφορά στην οξυγόνωση του αίματος, εννοείτε το ποσοστό ύπαρξης του οξυγόνου στο αρτηριακό ή φλεβικό αίμα. Η γνώση του ποσοστού του οξυγόνου στο αίμα, προσφέρει πληροφορίες σχετικά με το πόσο καλά συνδέεται το οξυγόνο με την αιμοσφαιρίνη, κάτι που υποδεικνύει την επάρκεια της πνευμονικής ανταλλαγής αερίων. Η οξυγόνωση των ιστών, εξαρτάται από την επαρκή τοπική παροχή οξυγονωμένου αρτηριακού αίματος και την ροή του και υποδεικνύει την επαρκή αιμάτωση των ιστών. Γενικότερα η οξυμετρία, είναι μια τεχνική για την αξιολόγηση της οξυγόνωσης του αίματος με την βοήθεια μετρήσεων που πραγματοποιούνται χάρη στη μετάδοση της φωτεινής ακτινοβολίας μέσω του αίματος, η οποία εξαρτάται από τα διαφορετικά φάσματα απορρόφησης της οξυγονωμένης και της μη-οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης. Επίσης, η οξυμετρία πέραν της αξιολόγησης της οξυγόνωσης του οργανισμού, παρέχει και επιπλέον πληροφορίες σχετικά με την επάρκεια της αναπνευστικής λειτουργίας.

Υπάρχουν διάφορες τεχνικές για τη μέτρηση των επιπέδων οξυγόνωσης στο αίμα, όπως χημικές, οπτικές και χρωματομετρικές. [33] Η τεχνική που έχει καθιερωθεί και επιλέγεται τις περισσότερες φορές σε κλινικά περιβάλλοντα, είναι αυτή της οπτικής καθώς υπάρχουν πολλά πλεονεκτήματα έναντι των άλλων, μιας και η τεχνική αυτή χρησιμοποιεί ως μέσο για την διάγνωση το φως. Αυτή η τεχνική ονομάζεται οπτική οξυμετρία και μπορεί να ταξινομηθεί σε μετάδοση ή προς τα εμπρός σκέδαση και ανάκλαση ή οπίσθια σκέδαση. Το φως, πέραν του ότι είναι ακίνδυνο για την υγεία του ασθενή είναι και ανώδυνο. Ακόμη, το φως, μπορεί εύκολα να δημιουργηθεί και να ανιχνευθεί με την βοήθεια ηλεκτρονικών εξαρτημάτων, όπως δίοδοι εκπομπής φωτός (Light-Emitting Diode – LED) ή φωτοδίοδοι με ελάχιστο κόστος. Ο όρος «οξυμετρία», συνήθως χρησιμοποιείται για την τεχνική μέτρησης των επιπέδων οξυγόνου στο αίμα, που χρησιμοποιεί οπτικές μεθόδους.

Τα επίπεδα του οξυγόνου στο αρτηριακό και φλεβικό αίμα, καθορίζονται έμμεσα με μέτρηση του αρτηριακού κορεσμού του οξυγόνου (SaO_2) και του φλεβικού κορεσμού του οξυγόνου (SvO_2), ενώ τα επίπεδα οξυγόνου που μετρούνται στον ιστό προσδιορίζονται με τη μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου των ιστών (StO_2 , rSO_2 ή TO). [33] Το SaO_2 , παρέχει πληροφορίες για την επάρκεια της αναπνοής ενώ το SvO_2 σχετίζεται άμεσα, με την παροχή αίματος, από τη φλέβα, στον ιστό και αντιστρόφως

έχει να κάνει με τη ζήτηση του μεταβολισμού του. Το SvO₂, μπορεί να παρέχει έμμεσα πληροφορίες για την οξυγόνωση των ιστών, καθώς και να προσφέρει διαγνωστικές ή προγνωστικές ιδιότητες, σε βαρέως πάσχοντες ασθενείς με οξύ έμφραγμα του καρδιακού μυ. Αυτό σημαίνει για παράδειγμα, ότι μια μείωση τιμής στους κορεσμούς του φλεβικού οξυγόνου, θα αποτελεί διαγνωστική πληροφορία για επιδείνωση της καρδιακής λειτουργίας. Το SvO₂, εξαρτάται από τον αρτηριακό κορεσμό οξυγόνου (SaO₂), την ισορροπία μεταξύ του όγκου του οξυγόνου των ιστών (VO₂), της καρδιακής παροχής (CO) και τα επίπεδα αιμοσφαιρίνης (Hb). [34] Η κλασική μέθοδος για την μέτρηση αυτής της παραμέτρου, είναι η χρήση καθετήρα τοποθετημένου στην πνευμονική αρτηρία, περιλαμβάνοντας έτσι όλο το φλεβικό αίμα που επιστρέφει από το κεφάλι και τα χέρια μέσω της άνω κοίλης φλέβας. Από την άλλη, το StO₂ είναι η αναλογία της οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης, προς την ολική αιμοσφαιρίνη σε ολόκληρο το αίμα είτε αυτό είναι στον ιστό, είτε στις αρτηρίες, είτε στις φλέβες. Επίσης, σχετίζεται άμεσα με τη ροή του αίματος στους ιστούς και αντιστρόφως, με τις απαιτήσεις μεταβολισμού του. [35] Μια μέθοδος που μετρά αυτή την παράμετρο είναι η οξυμετρία με φασματοσκοπία ορατού φωτός (Visible Light Spectroscopy – VLS), η οποία εκπέμπει ορατό φως ρηχής διεύθυνσης για να μετρήσει μια τοπική εκτίμηση του μικροαγγειακού κορεσμού οξυγόνου αιμοσφαιρίνης (StO₂) σε λεπτούς, μικρούς όγκους ιστού. Χρησιμοποιεί αισθητήρα επαφής ή καθετήρα.

Η κύρια διαφορά μεταξύ SaO₂ και SpO₂ είναι ότι το SaO₂, δηλαδή ο αρτηριακός κορεσμός οξυγόνου, είναι το ποσοστό των μορίων αιμοσφαιρίνης στο αρτηριακό αίμα που είναι κορεσμένο με οξυγόνο και προσδιορίζεται από τις σχετικές αναλογίες οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης και μειωμένης αιμοσφαιρίνης. Απεναντίας, το SpO₂ εκφράζει τον περιφερειακό κορεσμό οξυγόνου, που είναι το ποσοστό των μορίων αιμοσφαιρίνης στο περιφερικό αίμα κορεσμένο με οξυγόνο. Επιπλέον, το SaO₂ μπορεί να μετρηθεί με ανάλυση αερίων αίματος, ενώ το SpO₂ αναφέρεται στο SaO₂, και μετριέται από το παλμικό οξυμέτρο. Επομένως, οι τιμές των SaO₂ και SpO₂ μπορεί να διαφέρουν καθώς το SaO₂ μετρά τον κορεσμό οξυγόνου τόσο της λειτουργικής όσο και της μη λειτουργικής αιμοσφαιρίνης, αλλά το SpO₂ μετρά τον κορεσμό οξυγόνου μόνο της λειτουργικής αιμοσφαιρίνης. Πολλές φορές όμως, επειδή οι τιμές των μετρήσεων για το SpO₂ είναι πολύ κοντά στις τιμές του SaO₂, κάποιιοι μπορεί να αναφέρονται στο SpO₂ ως τον αρτηριακό κορεσμό του οξυγόνου στο αίμα, κάτι που πρακτικά είναι λάθος.

Αυτό που βοήθησε στην ανάπτυξη οπτικών τεχνικών για την επίτευξη τέτοιων μετρήσεων, ήταν η ανακάλυψη των φυσικών αρχών της μετάδοσης του φωτός στον αγγειακό ιστό και της απορρόφησης του φωτός από τα χρωμοφόρα του αίματος. Αυτή την στιγμή, υπάρχουν πολλές και διαφορετικές τεχνικές, που έχουν ως βάση την οπτική μέθοδο, για τη μέτρηση της περιεκτικότητας του οξυγόνου, τόσο στο αίμα όσο και στους ιστούς. Κάποιες από αυτές τις τεχνικές είναι η παλμική οξυμετρία, η οποία θα αναλυθεί εκτενώς στα παρακάτω κεφάλαια, η φλεβική οξυμετρία οπτικών ινών, η φασματοσκοπία συντονισμού Raman, η φασματοσκοπία κοντινού υπερύθρου (Near-Infrared Spectroscopy – NIRS) κ.α. Ωστόσο, όλες οι παραπάνω τεχνικές έχουν ως βάση και αρχή λειτουργίας, την φασματοφωτομετρία.

Υπάρχουν και άλλες τεχνικές, οι οποίες χρησιμοποιούνται σε ιατροτεχνολογικό εξοπλισμό, που χρησιμοποιούν το φως ως μέσο για τη μέτρηση παραμέτρων όσον αφορά την οξυγόνωση του αίματος, χωρίς όμως να μετρούν την περιεκτικότητα ή τον κορεσμό του οξυγόνου στο αίμα. Μια από αυτές, είναι η απεικόνιση πράσινου ινδοκυανίνης (IndoCyanine Green – ICG), η οποία χρησιμοποιεί αρχές φθορισμού για

να οπτικοποιήσει τη κυκλοφορία του αίματος σε έναν ιστό. Αυτή η τεχνική, παρέχει την δυνατότητα στο ιατρικό προσωπικό να εντοπίζει τις περιοχές του ιστού που δεν παρέχεται αίμα, άρα και οξυγόνο, αποτρέποντας έτσι την εμφάνιση ισχαιμίας. Ακόμη μια τεχνική, είναι η ροομετρία με λέιζερ Doppler, η οποία χρησιμοποιεί συνεκτικό φως λέιζερ για να αποτιμήσει τη ροή των ερυθρών αιμοσφαιρίων (Red Blood Cell – RBCs) στο κυκλοφορικό σύστημα. Αυτή η τεχνική, παρέχει την πληροφορία της κατάστασης της οξυγόνωσης, μιας και τα ερυθρά αιμοσφαίρια μεταφέρουν το οξυγόνο στο αίμα.

4.2 Εισαγωγή στην παλμική οξυμετρία

Ο ορισμός της παλμικής οξυμετρίας, είναι η συνεχής αποτίμηση του κορεσμού του οξυγόνου στο αίμα (SpO₂) και αποτελεί μια μη επεμβατική οπτική τεχνική. Τα τελευταία χρόνια, η παλμική οξυμετρία, αποτελεί μια από τις μεγαλύτερες πρόοδος στην παρακολούθηση των ασθενών. Αυτό, συμβαίνει, διότι είναι μια τεχνική χαμηλού κόστους, με απλή αρχή λειτουργίας, ικανή να παρέχει γρήγορη ανίχνευση της υποξαιμίας. Η υποξαιμία, χαμηλά επίπεδα οξυγόνου στο αρτηριακό αίμα, μπορεί να μετατραπεί σε υποξία, χαμηλά επίπεδα οξυγόνου στον ιστό, που οφείλεται σε μια ανισορροπία μεταξύ της συστηματικής παροχής οξυγόνου και της συστηματικής ζήτησης οξυγόνου. [34] Τα παραπάνω στοιχεία της, την κατέστησαν ως πρότυπο, για την παρακολούθηση του κορεσμού οξυγόνου στην αίθουσα ανάνηψης, κατά τη διάρκεια της αναισθησίας και στις μονάδες εντατικής θεραπείας σε όλο τον κόσμο. [36] Πριν από την ανακάλυψη και την χρήση της παλμικής οξυμετρίας, η οποία επήλθε το 1980 [33], δεν υπήρχε κάποια άλλη τεχνική για την συνεχές μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου με απλό και άμεσο τρόπο.

Ο μοναδικός διαθέσιμος τρόπος για να παρέχει πληροφορίες σχετικά με την κατάσταση του οξυγόνου στο αίμα, ήταν η μέτρηση της μερικής πίεσης του οξυγόνου (PO₂) στο αρτηριακό αίμα. Ωστόσο, αυτή η μέθοδος παρουσιάζει αρκετά προβλήματα. Το πρώτο, είναι ότι η σχέση μεταξύ PO₂ και ποσοστού κορεσμού του οξυγόνου δεν είναι γραμμική. Το δεύτερο, έγκειται στην πολυπλοκότητα της αντίδρασης του οξυγόνου με την αιμοσφαιρίνη. Ένας άλλος τρόπος, ήταν η αναζήτηση κυανών σημαδιών στο δέρμα. Όμως ούτε αυτή η μέθοδος είναι αξιόπιστη, μιας και εξαρτάται από εξωτερικούς παράγοντες που σχετίζονται με τον παρατηρητή και το περιβάλλον. Πλέον, στο σύγχρονο κλινικό περιβάλλον της εντατικής θεραπείας και της αναισθησίας, ο κορεσμός του οξυγόνου (SpO₂), μετριέται συνεχώς μέσω της παλμικής οξυμετρίας, ενώ ταυτόχρονα μπορεί να γίνονται και μετρήσεις της μερικής πίεσης του οξυγόνου (PO₂), με την χρήση αναλυτή αερίων αίματος, με σκοπό την αλληλοσυμπλήρωση των δύο τεχνικών, για να παρέχουν μια ολοκληρωμένη αποτίμηση του κορεσμού οξυγόνου στους ασθενείς.

4.3 Η ιστορία της παλμικής οξυμετρίας και του παλμικού οξυμέτρου

Η ανάπτυξη της παλμικής οξυμετρίας έχει βασιστεί σε περισσότερα από εκατό χρόνια έρευνας, είτε θεωρητικής, είτε πειραματικής. Η καταγραφή ενός παλμικού κύματος στο δάχτυλο αναφέρθηκε για πρώτη φορά το 1911 και η τεχνική της φωτοπληθυσμογραφίας γεννήθηκε στα μέσα της δεκαετίας του 1930. [36] Όπως οι περισσότερες εφευρέσεις, έτσι και το παλμικό οξυμέτρο, ενσωματώνει πολλές προηγούμενες ιδέες και ανακαλύψεις. Αυτό που ήταν υπεύθυνο για την ανάπτυξη της παλμικής οξυμετρίας ήταν ο συνδυασμός οξυμετρίας μετάδοσης και φωτοπληθυσμογραφίας. Κάποιοι από αυτούς που συνέβαλαν αρκετά στην ανάπτυξη της παλμικής οξυμετρίας, μέσω της θεωρητικής τους έρευνας ήταν ο Goldie και ο Squire στις αρχές της δεκαετίας του 1940, οι οποίοι αντιμετώπισαν το πρόβλημα του

αποκλεισμού του φλεβικού και τριχοειδούς αίματος για τη μέτρηση μόνο του SaO₂. [36] Επίσης, το 1864 ο Stokes ανακαλύπτει την ουσία στο αίμα που είναι ο φορέας του οξυγόνου, ενώ περίπου την ίδια εποχή, ο Horpe-Seyley επινόησε τον όρο αιμοσφαιρίνη και παρουσίασε ότι το μοτίβο της απορρόφησης του φωτός από το ηλιακό φάσμα άλλαξε όταν ανακινήθηκε με αέρα. Στην συνέχεια, ο Hufher μελέτησε τα οπτικά φάσματα της αιμοσφαιρίνης και της οξυαιμοσφαιρίνης. [37]

Το πρώτο σύστημα που χρησιμοποίησε τη φωτεινή ακτινοβολία για τη μέτρηση του in vivo κορεσμού οξυγόνου, αναπτύχθηκε το 1935 από τον Matthes, ο οποίος στήριξε την εφεύρεσή του σε μελέτες του Nicolai. [37] Η αναζήτηση μεθόδου για την μη επεμβατική τεχνική συνεχούς παρακολούθησης για το κορεσμός οξυγόνου του αρτηριακού αίματος, ξεκίνησε πριν από τον Δεύτερο Παγκόσμιο Πόλεμο και επιταχύνθηκε από τις ανάγκες της στρατιωτικής αεροπορίας. [38] Η συσκευή χρησιμοποιούσε τη μετάδοση του κόκκινου και του πράσινου φωτός και η ακρίβεια της συσκευής, όπως προσδιορίστηκε με ανάλυση αερίων δειγμάτων αρτηριακού αίματος, ήταν 3–8%. [35] Η μέτρηση του κορεσμού οξυγόνου στους ανθρώπους ξεκινά από τη δεκαετία του 1940, όταν ο Millikan επινόησε ένα όργανο για τη μέτρηση του αρτηριακού κορεσμού από το μέτωπο το 1941, βασιζόμενος στην συσκευή του Matthes, για χάρη της βρετανικής πολεμικής αεροπορίας ώστε να αντιμετωπίσει το πρόβλημα της απώλειας συνείδησης από αεροπόρους. [36, 39] Μεταπολεμικά, ο Wood κατάφερε να κατασκευάσει την πρώτη συσκευή παρακολούθησης SaO₂. Αυτή η συσκευή χρησιμοποιήθηκε σε κλινικά φυσιολογικά εργαστήρια, αλλά η χρήση της δεν εξαπλώθηκε. [38] Ο Wood, το 1948 χρησιμοποίησε μια έκδοση αυτού του οξυμέτρου, ως συσκευή παρακολούθησης αναισθησίας.

Την δεκαετία του 1960, εξαιτίας της τεχνολογικής ανάπτυξης, οι Polanyi και Hehir, αναπτύσσουν το πρώτο ενδοαγγειακό οξύμετρο οπτικών ινών, το οποίο αποτέλεσε την βάση για τη σύγχρονη επεμβατική οξυμετρία. [39] Το παλμικό οξύμετρο, εφευρέθηκε στις αρχές της δεκαετίας του 1970, με την παλμική οξυμετρία να παραμένει στο ερευνητικό πεδίο για αρκετά χρόνια πριν εισέλθει στο κλινικό περιβάλλον, στις αρχές της δεκαετίας του 1980. Ένα οξύμετρο αυτιού αναπτύχθηκε από τη Hewlett-Packard τη δεκαετία του 1970, περίπου την ίδια εποχή με την εφεύρεση της παλμικής οξυμετρίας, χρησιμοποιώντας οκτώ μήκη κύματος, από 650nm έως 1050nm. Το οξύμετρο της Hewlett-Packard συγκρίθηκε με ένα άλλο οξύμετρο και έδειξε τυπικό σφάλμα εκτίμησης 2-2,5%. Η παραγωγή του σταμάτησε το 1983. [35]

Το παλμικό οξύμετρο, το οποίο μετρά τον κορεσμό οξυγόνου στο αρτηριακό αίμα, SaO₂, εφευρέθηκε το 1972 από τον Takuo Aoyagi, έναν ηλεκτρολόγο μηχανικό και την ομάδα του, στην εταιρεία Nihon Kohden στο Τόκιο. Το 1975 κυκλοφόρησε στην αγορά το πρώτο παλμικό οξύμετρο. [37] Για αυτό το πρωτότυπο χρησιμοποιήθηκε ως πηγή φωτός μια μικρή λάμπα βολφραμίου, με το εκπεμπόμενο φως να χωρίζεται σε δύο δέσμες με την χρήση ενός φίλτρου παρεμβολής. [38] Χρησιμοποιήθηκαν μήκη κύματος 630nm και 900nm. Η ομάδα του Aoyagi, υπέβαλε αίτηση για δίπλωμα ευρεσιτεχνίας στο Ιαπωνικό Γραφείο Διπλωμάτων Ευρεσιτεχνίας στις 29 Μαρτίου 1974. Αμέσως μετά, η Biox Company κατοχύρωσε με δίπλωμα ευρεσιτεχνίας τεχνολογικές προόδους στο παλμικό οξύμετρο στις Ηνωμένες Πολιτείες, στοχεύοντας στις αγορές αναπνευστικής φροντίδας και έρευνας. Ο αναισθησιολόγος William New, συνιδρυτής της Nellcor, βοήθησε να εδραιωθεί η παλμική οξυμετρία σε κλινικά περιβάλλοντα στις αρχές της δεκαετίας του 1980. [36] Μετά το παλμικό οξύμετρο του Aoyagi, δύο εταιρείες, η Minolta και η Nellcor, ανέπτυξαν τα παλμικά οξύμετρα OXIMET το 1980 και N-100 το 1983, αντίστοιχα. Το OXIMET, ήταν το πρώτο

εμπορικό παλμικό οξύμετρο δακτύλου, όπως παρουσιάζεται στην Εικόνα 54. Χρησιμοποιούσε δύο οπτικές ίνες και υιοθέτησε το δάκτυλο ως τη θέση του ανιχνευτή. Το N-100 χρησιμοποιούσε διόδους εκπομπής φωτός υψηλής απόδοσης LED και ήταν εξαιρετικό στην κατασκευή και πρακτικό στη χρήση του. [38]



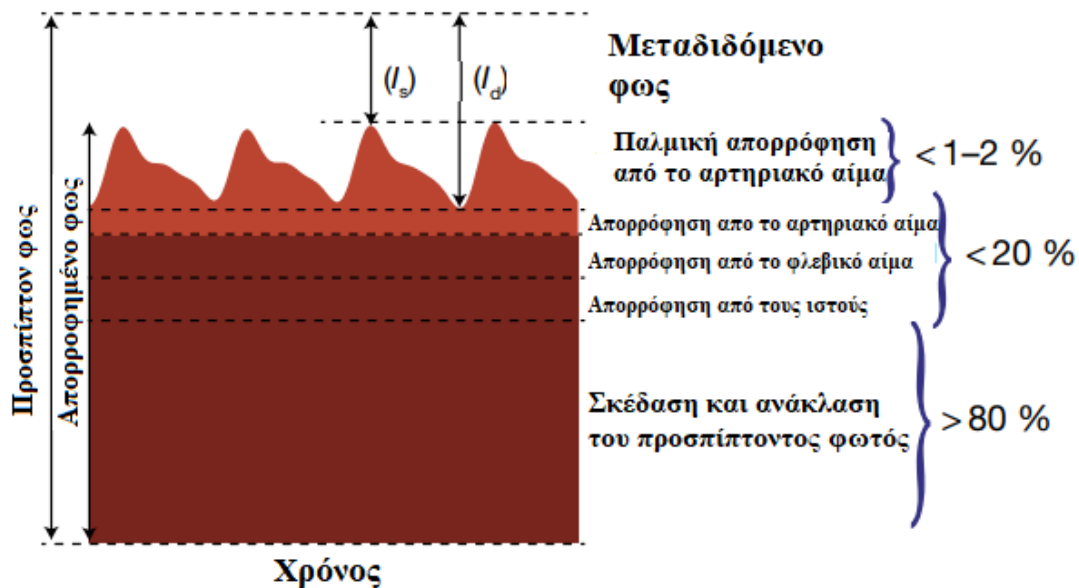
Εικόνα 54: Το πρώτο παλμικό οξύμετρο δακτύλου της Minolta (OXIMET MET-1471) [<https://www.konicaminolta.com/global-en/corporate/history-timeline-2.html>]

4.4 Αρχή λειτουργίας της παλμικής οξυμετρίας

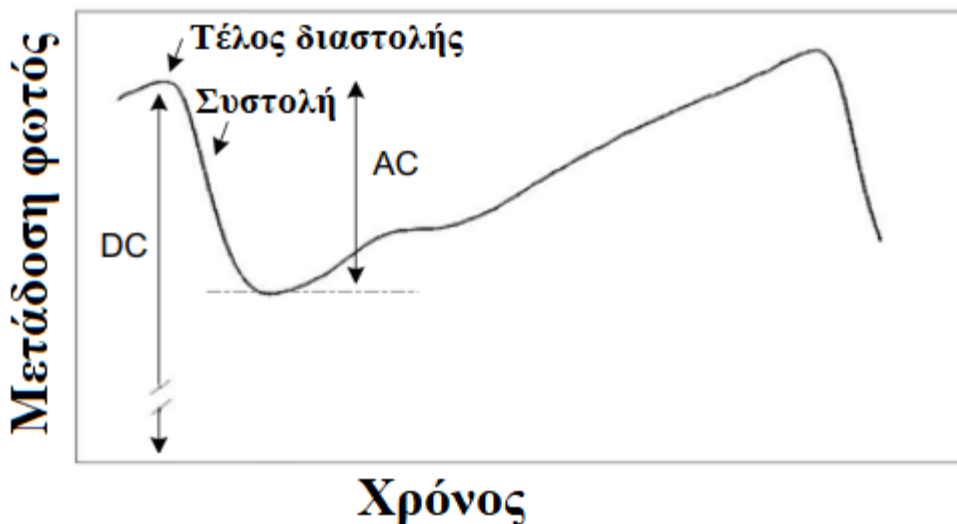
Οι συσκευές που χρησιμοποιούνται στην παλμική οξυμετρία, μέσω διόδων εκπομπής φωτός (LED), εκπέμπουν φως σε δύο διαφορετικά μήκη κύματος και ανιχνεύουν τις αλλαγές στη μεταδιδόμενη ή ανακλώμενη φωτεινή ενέργεια, με την χρήση ενός φωτοανιχνευτή. Στις συσκευές αυτές υπάρχει ένας μετατροπέας, ο οποίος μετατρέπει την φωτεινή ενέργεια σε ηλεκτρική, σε ένα σήμα τάσης που ονομάζεται φωτοπληθυσμογράφημα (Photoplethysmogram – PPG) [36], για να απεικονιστεί το αποτέλεσμα στην οθόνη. Οι συσκευές αυτές ονομάζονται παλμικά οξύμετρα και τοποθετούνται σε περιοχές με υψηλή διάχυση, όπως αυτή του δακτύλου του χεριού, του λοβού του αυτιού, ή των δακτύλων των ποδιών.

Το τελικό σήμα το οποίο απεικονίζεται, αποτελείται από δύο μέρη. Το πρώτο μέρος, είναι ένα παλμικό εναλλασσόμενο σήμα (AC), ενώ το δεύτερο είναι ένα αργά μεταβαλλόμενο στοιχείο (DC), του οποίου το μέγεθος, εξαρτάται από τη φύση του υλικού από το οποίο διέρχεται το φως. Το πλάτος του σήματος αλλάζει συγκριτικά με την αντλητική δράση της καρδιάς. Κατά τη διαδικασία της συστολής, εξαιτίας της αύξησης του όγκου του αίματος στις αρτηρίες, αυξάνεται το ποσοστό του προσπίπτοντος φωτός που απορροφάται. Απεναντίας, κατά τη διαδικασία της διαστολής, εξαιτίας της μείωσης του όγκου του αίματος στις αρτηρίες, μειώνεται και το ποσοστό του προσπίπτοντος φωτός που απορροφάται. Αυτό, έχει ως αποτέλεσμα την δημιουργία ενός εναλλασσόμενου σήματος, το οποίο αντιπροσωπεύει συνήθως το 1%-2% της συνολικής απορρόφησης φωτός. Τέλος, εξαιτίας της φύσης του σήματος (AC), επιτρέπεται η διαφοροποίηση μεταξύ της απορρόφησης που οφείλεται στο παλμικό αρτηριακό αίμα, το οποίο παρέχει και την ιατρική πληροφορία σχετικά με τον κορεσμό του οξυγόνου στο αίμα και της απορρόφησης που οφείλεται σε μη παλμικά συστατικά όπως αυτά του φλεβικού αίματος και του δέρματος.

Όπως φαίνεται και στην φωτοπληθυσμογραφία στην Εικόνα 55 και Εικόνα 56, το εναλλασσόμενο σήμα (AC), που χρησιμοποιείται για την εκτίμηση του κορεσμού του αρτηριακού οξυγόνου στην παλμική οξυμετρία, προέρχεται από το παλλόμενο αρτηριακό αίμα και αντιστοιχεί στο 1%–2% της συνολικής απορρόφησης. Το υπόλοιπο του σήματος αποτελείται από την απορρόφηση στατικών συστατικών, όπως το φλεβικό αίμα και το δέρμα. Οι εντάσεις φωτός I_s και I_d , αντιστοιχούν στη συστολική και διαστολική φάση του καρδιακού κύκλου. Μετριόνται με την χρήση δύο διαφορετικών μηκών κυμάτων (κόκκινο και υπέρυθρο) ώστε να μπορέσει να αποτιμηθεί ο κορεσμός του οξυγόνου (SpO_2).



Εικόνα 55: Προφίλ απορρόφησης φωτός σε παλμική οξυμετρία
 Webster, J. G., ed. Design of pulse oximeters. CRC Press, 1997.



Εικόνα 56: Ανάλυση σήματος πληθυσμογραφίας
 Nitzan, M., Romem, A., & Koppel, R. (2014). Pulse oximetry: fundamentals and technology update. Medical Devices: Evidence and Research

Για να προσδιοριστεί η φωτεινή ενέργεια η οποία απορροφάται από το παλμικό αρτηριακό αίμα, χρησιμοποιείται ο νόμος Beer-Lambert. [33] Με βάση αυτόν τον νόμο, η απορρόφηση ή αλλιώς η εξασθένηση του φωτός μέσω ενός υλικού, είναι ανάλογη με το μήκος της οπτικής διαδρομής μέσω του υλικού, τις οπτικές ιδιότητες

του στοιχείου που εξασθενεί το φως και την συγκέντρωση του στοιχείου που βρίσκεται εντός υλικού. Ο νόμος αυτός, προϋποθέτει ότι το αντικείμενο είναι ομοιόμορφο και μη διασκορπισμένο. Η εξίσωση για τον νόμο αυτό είναι $A_\lambda = \epsilon_\lambda * C * L$. Όπου το A_λ είναι η απορρόφηση του φωτός για μήκος κύματος λ , το ϵ_λ είναι η απορροφητικότητα του στοιχείου που υπάρχει μέσα στο υλικό για μήκος κύματος λ , το C είναι η συγκέντρωση αυτού του στοιχείου και το L είναι το μήκος της οπτικής διαδρομής μέσω του υλικού. Ο λόγος απορρόφησης του φωτός στα δύο μήκη κύματος υπολογίζεται από τον τύπο $R = \frac{A_{\lambda 1}}{A_{\lambda 2}}$. Όπου το R είναι ο λόγος απορρόφησης και τα $A_{\lambda 1}$ και $A_{\lambda 2}$ είναι η απορρόφηση του φωτός για το μήκος κύματος 1 και 2 αντίστοιχα. Αυτός ο τύπος, χρησιμοποιείται για την παροχή μιας στιγμιαίας μέτρησης του κορεσμού του οξυγόνου (SpO₂) από ένα παλμικό οξύμετρο.

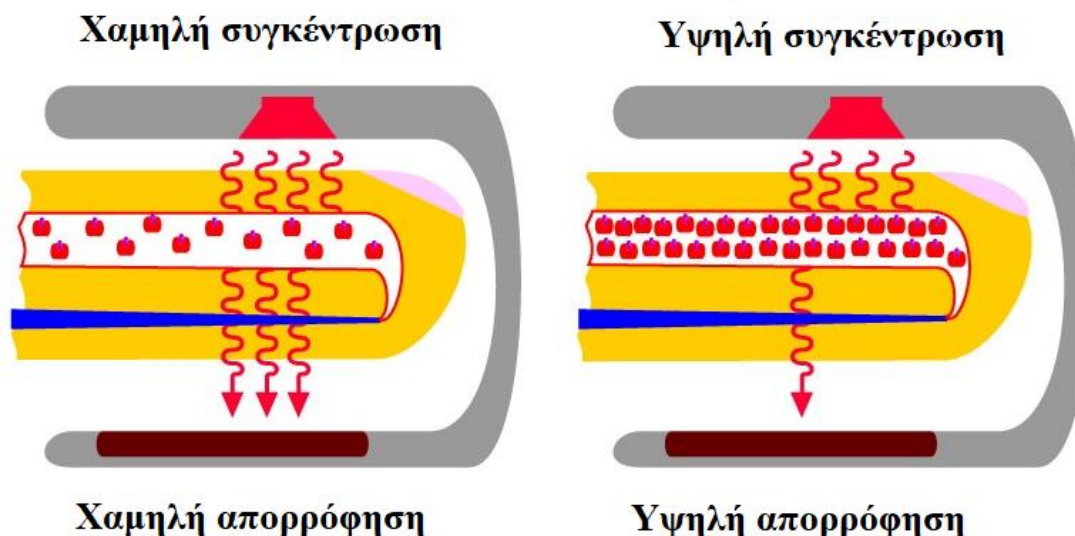
Για την βαθμονόμηση κάθε παλμικού αισθητήρα, το R μετριέται για έναν αριθμό υγιή ατόμων ταυτόχρονα με *in vitro* μέτρηση του παράγοντα SaO₂, στο εξαγόμενο αρτηριακό αίμα μέσω ενός συνοξυμέτρου, το οποίο αποτελεί το χρυσό πρότυπο για μετρήσεις SpO₂. [35] Αυτά τα όργανα μετρούν απευθείας το SaO₂. Ένα από αυτά για την αξιολόγηση του παλμικού οξύμετρου, είναι το CO-οξύμετρο IL282, τεσσάρων μηκών κύματος *in vitro*, ικανό να διακρίνει την αιμοσφαιρίνη, οξυαιμοσφαιρίνη, καρβοξυαιμοσφαιρίνη και μεθαιμοσφαιρίνη. [36] Αυτό καθιστά την βαθμονόμηση εμπειρική. Απεναντίας, οι αναλυτές αερίων αίματος, μετρούν απευθείας το Po₂ και με την βοήθεια δεδομένων όπως το PH και την θερμοκρασία υπολογίζουν το SaO₂, το οποίο όμως υπόκεινται σε πιθανές σημαντικές ανακρίβειες. Τα παλμικά οξύμετρα έχουν μεγαλύτερη ακρίβεια από τους αναλυτές αερίων αίματος, όταν ο ρυθμός κατανάλωσης οξυγόνου ενός δείγματος αερίου αίματος επιταχύνεται, όπως σε περιπτώσεις θρομβοκυττάρωσης και λευχαιμίας. [36]

Ο νόμος Beer-Lambert, για το παράδειγμα της αιμοσφαιρίνης, μπορεί να προσαρμοστεί ως $I_t = I_0 * e^{-(\epsilon CD)}$. [35] Το I_t συμβολίζει τη μεταδιδόμενη ένταση φωτός αφού έχει διαπεράσει τον ιστό, το I_0 συμβολίζει την ένταση του προσπίπτοντος φωτός, το d είναι το πλάτος που διασχίζει η ακτινοβολία (η απόσταση πηγής-ανιχνευτή), το ϵ είναι ο συντελεστής απόσβεσης διαλύματος αιμοσφαιρίνης και το C είναι η συγκέντρωση αιμοσφαιρίνης στο αίμα.

4.4.1 Η απορρόφηση του φωτός από την αιμοσφαιρίνη

Η αιμοσφαιρίνη, είναι μια πρωτεΐνη που υπάρχει στο αίμα και μεταφέρει μέσω αυτού το οξυγόνο σε όλα τα κύτταρα. Όταν φέρει οξυγόνο αυτή η πρωτεΐνη, ονομάζεται οξυαιμοσφαιρίνη (HbO₂), λόγω της οξυγονωμένης της μορφής. Όταν δεν υπάρχει η παρουσία του οξυγόνου, αναφέρεται ως δεοξυαιμοσφαιρίνη (HHb). [35] Αυτές οι δύο διαφορετικές μορφές της αιμοσφαιρίνης, αποτελούν το απορροφητικό στοιχείο του υλικού – αίματος, το οποίο βοηθά στον υπολογισμό του κορεσμού του οξυγόνου. Γενικά, σε όλες τις τεχνικές που θα αναφερθούν παρακάτω, η οπτική παράμετρος που μετριέται στην οξυμετρία είναι η εξασθένιση, δηλαδή η μείωση της έντασης του φωτός που διαπερνά τον ιστό είτε λόγω απορρόφησης, είτε λόγω σκέδασης του. Η εξασθένιση του φωτός είτε αυτή οφείλεται στη απορρόφηση, είτε στην σκέδαση του φωτός εξαρτάται από τα επίπεδα της συγκέντρωσης της οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης, όπως απεικονίζεται στην Εικόνα 57. Ο βαθμός διαφοροποίησης, αποτελεί καθοριστικό

παράγοντα για την ακριβή εκτίμηση του κορεσμού του οξυγόνου, μεταξύ των επιδράσεων απορρόφησης και σκέδασης, σε οποιαδήποτε οξυμετρική μέθοδο.



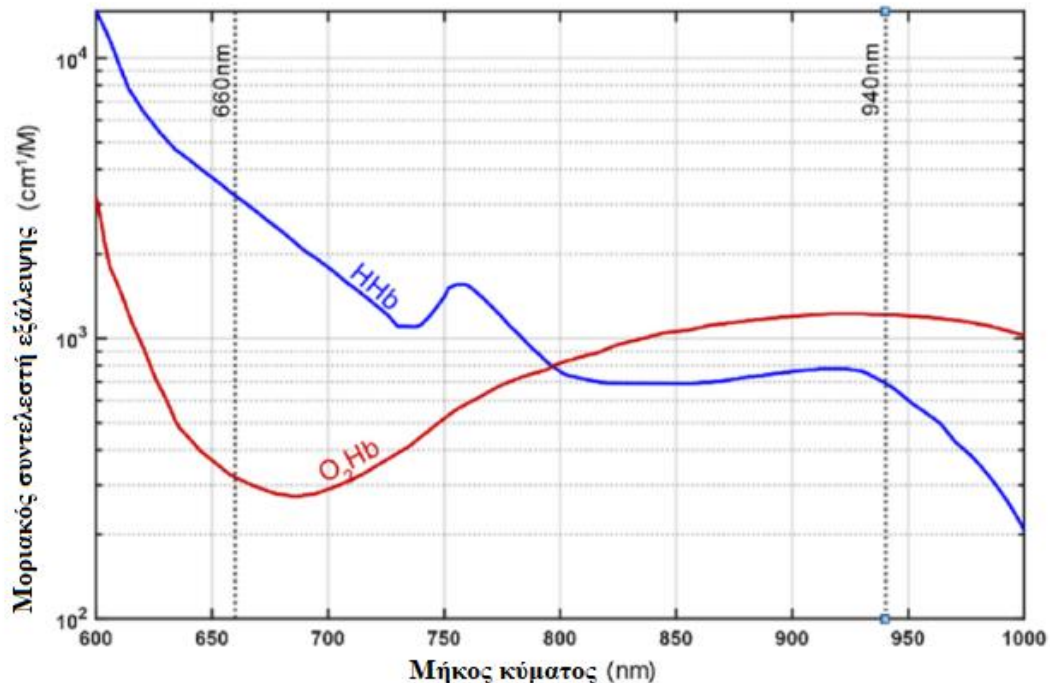
Εικόνα 57: Επίπεδα απορρόφησης ανάλογα με τα επίπεδα συγκέντρωσης οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης

[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Lighting_Diagram_of_Pulse_Oximeter_2.jpg]

Τα μήκη κύματος που χρησιμοποιούνται συνήθως στην παλμική οξυμετρία είναι τα 660nm, που είναι το κόκκινο χρώμα στο ορατό φάσμα και τα 940nm που ανήκει στο υπέρυθρο τμήμα του φάσματος. Η επιλογή αυτή προκύπτει από τα παρακάτω κριτήρια. [33] Αρχικά, τα μήκη κύματος που θα επιλεγθούν, θα πρέπει το καθένα να είναι ευαίσθητο σε ένα από τα στοιχεία απορρόφησης του αίματος (HbO₂ και HHb). Έπειτα, στην περιοχή των επιλεγμένων μηκών κύματος, τα φάσματα απορρόφησης πρέπει να είναι σχετικά επίπεδα. Τέλος, στα μήκη κύματος που επιλέγονται, η διαφορά της απορρόφησης μεταξύ HHb και HbO₂, θα πρέπει να είναι η μεγαλύτερη. Από αυτό προκύπτει, ότι τα μήκη κύματος που επιλέγονται συνήθως (660nm και 940nm), δεν είναι τα μοναδικά που θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν, απλώς είναι δύο βολικά μήκη για την κατασκευή ενός παλμικού οξυμετρου λόγω της κοινής διαθεσιμότητας εκπομπών φωτός σε αυτά τα μήκη κύματος. Για παράδειγμα, το Ohmeda Biox 3700 χρησιμοποιεί 660 και 940nm, ενώ το Nellcor N-100 χρησιμοποιεί 660 και 910nm. [36] Παρακάτω, στην Εικόνα 58, απεικονίζονται τα φάσματα απορρόφησης για τις δύο μορφές της αιμοσφαιρίνης, HHb και HbO₂ στο ηλεκτρομαγνητικό φάσμα.

Εκτός από το σημείο στα 805nm, που η οξυαιμοσφαιρίνη και η δεοξυαιμοσφαιρίνη απορροφούν το φως με τον ίδιο τρόπο, στο υπόλοιπο φάσμα, έχουν διαφορετική απορρόφηση. Το σημείο αυτό ονομάζεται ισοβεστικό. [39] Πάνω από αυτό το σημείο η απορρόφηση κυρίως οφείλεται στην HbO₂, ενώ κάτω από αυτό το σημείο η απορρόφηση κυρίως οφείλεται στην HHb. Η μεγαλύτερη διαφορά στην απορρόφηση μεταξύ HHb και HbO₂ είναι στα 660nm, με αποτέλεσμα η απορρόφηση σε αυτό το μήκος να είναι ανάλογη με την συγκέντρωση της HHb. Δεν χρησιμοποιούνται μήκη κύματος κάτω των 600nm διότι, η μελανίνη, η χρωστική ουσία του δέρματος, απορροφά το μεγαλύτερο μέρος του φωτός. Απεναντίας, η μεγαλύτερη διαφορά στην απορρόφηση μεταξύ HbO₂ και HHb είναι πάνω από 970nm. Όμως, επειδή από τα 950nm και πάνω, το νερό στον ιστό απορροφά το μεγαλύτερο μέρος του φωτός, επιλέγεται το μήκος κύματος των 940nm. Άρα, αυτές οι τιμές επιλέγονται γιατί, η δεοξυαιμοσφαιρίνη απορροφά περισσότερο φως στην κόκκινη ζώνη, 600 έως 750nm,

από ό,τι η οξυαιμοσφαιρίνη, κάνοντας την οξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη να φαίνεται πιο κόκκινη από τη δεοξυαιμοσφαιρίνη, ενώ η οξυαιμοσφαιρίνη απορροφά περισσότερο φως στην υπέρυθρη ζώνη, από 850 έως 1000nm συγκριτικά με την δεοξυαιμοσφαιρίνη. [36] Τέλος, σε αυτές τις δύο τιμές μηκών κύματος, οι καμπύλες απορρόφησης HHb και HbO₂ είναι σχετικά επίπεδες.



Εικόνα 58: Φάσμα απορρόφησης HHb και HbO₂

[https://www.researchgate.net/figure/Light-absorption-spectrum-of-deoxyhemoglobin-HHb-and-oxyhemoglobin-O2Hb-Different_fig2_349266135]

4.5 Η συσκευή μέτρησης του κορεσμού του οξυγόνου μέσω παλμικής οξυμετρίας

Μια συμβατική συσκευή παλμικής οξυμετρίας για τη μέτρηση του ποσοστού του κορεσμού οξυγόνου στο αίμα και του καρδιακού ρυθμού, έχει τη μορφή που παραπέμπει σε κλιπάκι – μανταλάκι, όπως παρουσιάζεται στην Εικόνα 59. Τοποθετείται σε κάποιο σημείο πλούσιο σε δερματική αγγείωση, συνήθως στο δείκτη του χεριού του εξεταζόμενου ή στον λοβό του. Σε μελέτες που συγκρίνουν ανιχνευτές αυτιού και δακτύλων, οι μετρήσεις από το αυτί, είναι συχνά ελαφρώς πιο ακριβείς. [36] Είναι μια επαναχρησιμοποιήσιμη συσκευή και διαθέτει ένα ελατήριο ώστε να κλείνει και να ασκεί μια μικρή αλλά απαραίτητη πίεση στο μέρος που τοποθετείται. Αποτελείται από ένα ζεύγος πηγών φωτός, που ως επί το πλείστον είναι LED και έναν εξαιρετικά ευαίσθητο φωτοανιχνευτή, που είτε συνήθως είναι φωτοδιόδοι πυριτίου, είτε φωτοκύτταρα και φωτοτρανζίστορ. Η μεγαλύτερη και κύρια χρησιμότητα του παλμικού οξύμετρου, είναι ως μόνιτορ παρακολούθησης για τον αποκορεσμό ή την υποξία, ενώ η δευτερεύουσα και αμφιλεγόμενη η χρήση του ως πληθυσμογράφος.

Το ποσοστό κορεσμού οξυγόνου που μετριέται με παλμικό οξύμετρο σε υγιή άτομα κυμαίνεται μεταξύ 95% και 100%. Σε μονάδες εντατικής θεραπείας, όπου η ανεπαρκής παροχή οξυγόνου σε ζωτικά όργανα μπορεί να είναι ιδιαίτερα επιβλαβής, έχει προταθεί η διατήρηση ενός ελάχιστου επιπέδου SpO₂ 94% ή 96% σε ασθενείς με μηχανικό αερισμό, προκειμένου να διασφαλιστεί μια ελάχιστη τιμή SaO₂ 90%. [37] Ο χρόνος απόκρισης ενός παλμικού οξύμετρου εξαρτάται τόσο από τα χαρακτηριστικά της

συσκευής, όσο και από τον χρόνο κυκλοφορίας (αιμοδυναμική κατάσταση). Τα περισσότερα παλμικά οξύμετρα, εμφανίζουν την τιμή της μέτρησης μετά από 5 με 8 δευτερόλεπτα, αφού έχουν συλλέξει τα δεδομένα που απαιτούνται σε αυτό το χρονικό διάστημα. Άλλους χρόνους θα έχει μια συσκευή δακτύλου, μια συσκευή λοβού και ένα έξυπνο ρολόι (smartwatch) που μετράει το οξυγόνο. Μια άλλη βασική προϋπόθεσή για να εμφανίσουν το αποτέλεσμα της μέτρησης είναι να ανιχνεύσουν επαρκή παλμό.



Εικόνα 59: Παλμικό οξύμετρο δακτύλου

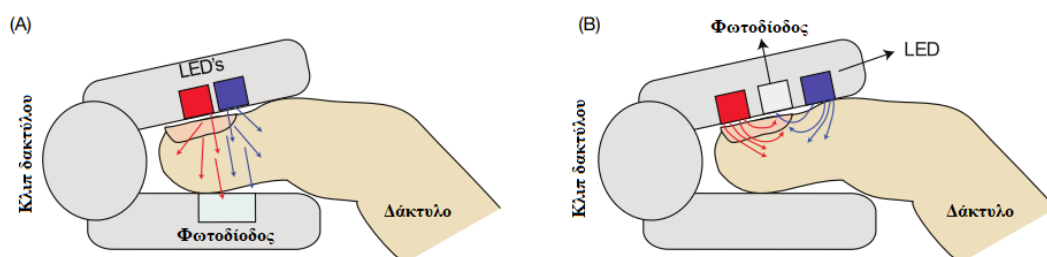
[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Saturometre_2.jpg]

Η ποσότητα του φωτός που μεταδίδεται μέσω του δακτύλου ή του λοβού του αυτιού, μετριέται αρκετές εκατοντάδες φορές ανά δευτερόλεπτο και στα δύο μήκη κύματος. [36] Εξαιτίας αυτού του ρυθμού δειγματοληψίας, πραγματοποιείται με ακρίβεια η αναγνώριση των χρόνων της κορυφής και κατώτατου σημείου κάθε κυματομορφής παλμού. Τα δεδομένα απορρόφησης που συλλέγονται, αποθηκεύονται και μετέπειτα χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό του κορεσμού του οξυγόνου. Το σημείο στο οποίο λαμβάνεται η μέτρηση, περιέχει αρτηριακό, τριχοειδές και φλεβικό αίμα, καθώς και ενδιάμεσο ιστό. Εξαιτίας αυτής της συνθήκης, ο νόμος Lambert-Beer δεν μπορεί να εφαρμοστεί ένα προς ένα, λόγω της σκέδασης του φωτός από τα ερυθροκύτταρα, το δέρμα και άλλες κυτταρικές μεμβράνες. [36] Για παράδειγμα, τα πρώτα παλμικά οξύμετρα που εφάρμοζαν αυτόν τον νόμο, εμφάνιζαν αποτελέσματα με το SpO₂ να ήταν 70% όταν το SaO₂ ήταν 50%. Για αυτόν τον λόγο, οι εμπειρικοί αλγόριθμοι έχουν αντικαταστήσει τους θεωρητικούς, με τα οξύμετρα να βασίζονται σε καμπύλες βαθμονόμησης που προέρχονται από μελέτες σε υγιείς εθελοντές. Για αυτόν τον λόγο, τα παλμικά οξύμετρα χωλαίνουν στην ακρίβειά τους σε χαμηλά ποσοστά οξυγόνου και όχι στα υψηλά. Υπάρχουν παλμικά οξύμετρα με ακρίβεια τουλάχιστον 5% από την in vitro οξυμετρία με αναλυτές αερίων αλλά για το εύρος από 70 έως 100%, ο οποίος είναι αποδεκτός για πολλές εφαρμογές, αλλά όχι για όλες, όπως η πρόληψη της οπισθοδρομικής ινοπλασίας (ασθένεια στην οποία τα αιμοφόρα αγγεία αναπτύσσονται ανώμαλα πίσω από τον αμφιβληστροειδή). [36] Γενικά, οι κατασκευαστές παλμικών οξυμέτρων, ισχυρίζονται ακρίβεια 2%, που αξιολογείται με την τυπική απόκλιση (SD) των διαφορών μεταξύ SpO₂ και SaO₂, που μετριέται ταυτόχρονα σε υγιή άτομα. [37]

Τέλος, ο αισθητήρας ενός παλμικού οξύμετρου έχει την δυνατότητα να δίνει κατευθείαν μετρήσεις μόλις εφαρμοστεί σε οποιονδήποτε έχει παλμό, χωρίς μεμονωμένη βαθμονόμηση.

Αναλόγως με την διάταξη του ζεύγους πηγών φωτός και του φωτοανιχνευτή μέσα στην συσκευή, καθορίζεται η μορφή της συσκευής και η εφαρμογή της όσον αφορά την τοποθέτηση της για να παρθεί η μέτρηση. Σε μια συσκευή που ανιχνεύει την απορρόφηση του φωτός μέσω ενός υλικού (δακτύλου ή λοβού), το ζεύγος πηγών φωτός και ο φωτοανιχνευτή τοποθετούνται στις απέναντι πλευρές του κλιπ, όπως φαίνεται στην Εικόνα 60. Έτσι, το εκπεμπόμενο από τα LED φως, μεταδίδεται μέσω του δακτύλου και διαπερνά τον υποκείμενο αγγειακό ιστό για να φτάσει στον φωτοανιχνευτή. Αυτού του είδους οι συσκευές που τοποθετούνται στο δάχτυλο, στο λοβό του αυτιού ή στο δάχτυλο του ποδιού του ασθενούς, είναι αυτές που χρησιμοποιούνται και πιο συχνά σε κλινικό περιβάλλον.

Ένα άλλο παράδειγμα συσκευών για τη μέτρηση του ποσοστού του κορεσμού οξυγόνου στο αίμα, είναι αυτές που χρησιμοποιούν ανιχνευτές ανάκλασης, σε αντίθεση με τους προηγούμενους που ήταν ανιχνευτές μετάδοσης. Η διάταξη σε αυτού του τύπου ανιχνευτή, περιλαμβάνει τις δύο λυχνίες LED σε ευθεία γραμμή, λίγα χιλιοστά μακριά από τη φωτοδίοδο, στην ίδια πλευρά του κλιπ. Το εκπεμπόμενο από τα LED φως, πέφτει στον ιστό και η φωτοδίοδος ανιχνεύει το οπισθοσκεδαζόμενο φως, όπως φαίνεται στην Εικόνα 60. Το θετικό με αυτόν τον τύπο ανιχνευτή είναι ότι μπορεί να τοποθετηθεί και να χρησιμοποιηθεί για τη μέτρηση του κορεσμού του αρτηριακού οξυγόνου, σχεδόν σε οποιοδήποτε σημείο του σώματος, όπως το μέτωπο, το μάγουλο, τη γάμπα και τον μηρό, μιας και οι πηγές φωτός με τον φωτοανιχνευτή είναι τοποθετημένοι ο ένας δίπλα στον άλλον. Τα συνηθέστερα σημεία εφαρμογής του ανιχνευτή ανάκλασης, είναι στον κρόταφο και στο μέτωπο. Συγκριτικά με τον ανιχνευτή μετάδοσης, το παλμικό οξύμετρο ανάκλασης, έχει χαμηλότερο λόγο σήματος προς θόρυβο. [39] Επίσης, η τεχνική της ανάκλασης, συγκριτικά με την τεχνική της μετάδοσης, αφαιρεί την επίδραση της εξάρτησης του μήκους κύματος στη διαδρομή του φωτός. [38] Μια τέτοιου είδους διάταξη χρησιμοποιείται και για το πείραμα αυτής της διπλωματικής. Θα γίνει περαιτέρω ανάλυση στο πειραματικό κομμάτι.



Εικόνα 60: Τύποι ανιχνευτών παλμικής οξυμετρίας (μετάδοσης και ανάκλασης)

Yriacou, P.A., Budidha, K., & Abay, T.Y. (2019). *Optical Techniques for Blood and Tissue Oxygenation*. Encyclopedia of Biomedical Engineering.

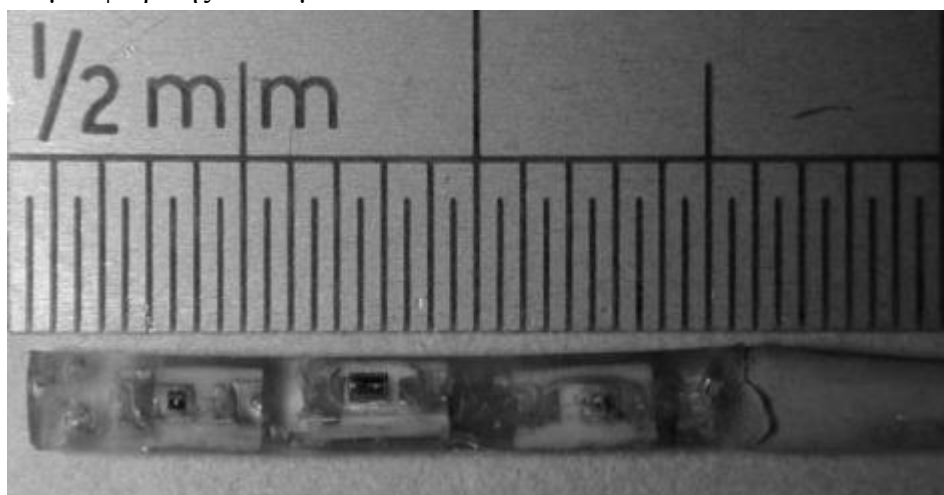
Όταν η μέτρηση λαμβάνει χώρα σε επιφάνειες όπου υπάρχει αλλαγή στον δείκτη διάθλασης, τότε εμφανίζεται από τα ερυθρά αιμοσφαίρια και τα συστατικά των ιστών σκεδαζόμενη ακτινοβολία φωτός. Αυτό, συμβαίνει εξαιτίας των μικρών διακυμάνσεων στο δείκτη διάθλασης του ιστού, που αντιστοιχούν σε φυσικές ανομοιογένειες. Οι γωνίες του σκεδαζόμενου φωτός εξαρτώνται από το σχήμα και το μέγεθος των οπτικών ανομοιογενειών συγκριτικά με το μήκος κύματος και τις διαφορές στον δείκτη

διάθλασης, μεταξύ των ανομοιογενειών περιοχών και του περιβάλλοντος μέσου. [39] Η σκέδαση που οφείλεται σε μόρια ή δομές μικρότερου μεγέθους από το μήκος κύματος (σκέδαση Rayleigh), είναι αδύναμη, ενώ όταν τα μόρια ή δομές είναι περίπου το ίδιο μέγεθος με το μήκος κύματος, η σκέδαση είναι ισχυρότερη. Στο παλμικό οξύμετρο, η φωτεινή ακτινοβολία που προσπίπτει στον ιστό, διασκορπίζεται σταδιακά καθώς διεισδύει σε αυτόν. Αυτός ο τύπος σκέδασης, ονομάζεται σκέδαση Rayleigh-Mie. Εξαρτάται από το μήκος κύματος και η διαδρομή του φωτός σε κάθε μήκος κύματος είναι διαφορετική, κάτι που αποτελεί μια πηγή σφάλματος στο SpO₂ με την ανομοιομορφία του ιστού να αυξάνει το σφάλμα. Για την αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος, μπορεί να προσαρμοστεί μια λεπτή πλάκα διασποράς στον ιστό της προσπίπτουσας πλευράς. [38] Αυτή η τεχνική ωστόσο, επιφέρει αποτελέσματα μόνο όταν οι εντάσεις φωτεινών πηγών (LED) είναι αρκετά υψηλές. Τα LED που χρησιμοποιούνται, εκπέμπουν πολύ έντονο φως, με ισχύ αρκετή για να περάσει μέσα από ένα σκούρο χρωματισμένο, οιδηματώδες βρεφικό πόδι. [36]

Ένα από τα θετικά των παλμικών οξύμετρων, είναι και η κύρια και βασική τους λειτουργία, μέσω της εκτίμησης του κορεσμού οξυγόνου (SpO₂), να εντοπίζει την υποξία σε πραγματικό χρόνο. [39] Επίσης, χρησιμοποιείται σε πολλές διαφορετικές περιστάσεις και περιβάλλοντα, όπως κατά την διάρκεια της αναισθησίας, σε χειρουργεία, μονάδες εντατικής θεραπείας, ασθενοφόρα, στον τοκετό, σε παρακολούθηση των νεογνών, σε ασθενείς που υποβάλλονται σε καρδιακός καθετηριασμός και στην οξυγονοθεραπεία. [36] Επίσης, έχουν σημαντική συνεισφορά κατά τη μεταφορά του ασθενή από το χειρουργείο σε ένα δωμάτιο ανάνηψης, μιας και το επιτρέπει το μέγεθος της συσκευής, που δεν λαμβάνει συμπληρωματικό οξυγόνο αλλά μπορεί να είναι εύαλωτος σε αποκορεσμό. Μια άλλη εφαρμογή, είναι όταν η συσκευή χρησιμοποιείται ως πληθυσμογράφος, όπως για την επαλήθευση της επάρκειας των θωρακικών συμπιέσεων στην καρδιοπνευμονική αναζωογόνηση, για το Allen test ή όταν υπάρχει παχυσαρκία που εμποδίζει την εκτίμηση του μηριαίου παλμού κ.α. Κάποια άλλα από τα θετικά χαρακτηριστικά αυτής της συσκευής, είναι ότι υπάρχει μεγάλη ευκολία στην χρήση της, είναι μη επεμβατική, έχει χαμηλό κόστος κατασκευής και είναι επαναχρησιμοποιούμενη. Ακόμη, τα τελευταία χρόνια, τα παλμικά οξύμετρα και γενικότερα η φωτοπληθυσμογραφία μπόρεσε να αξιοποιηθεί και σε άλλους τομείς όπως για την αξιολόγηση της κυκλοφορίας, στην αγγειακή αξιολόγηση, της λειτουργίας του ενδοθελίου και της αρτηριακής συμμόρφωσης και γήρανσης. [33] Σε έναν άλλον τομέα που έχουν εμφανίσει τεράστιο ενδιαφέρον τα παλμικά οξύμετρα, είναι η ανάπτυξη αισθητήρων που χρησιμοποιούν είτε πολύ μικρής κλίμακας ηλεκτρονικά εξαρτήματα, όπως στην Εικόνα 61, είτε οπτικές ίνες, για τη μέτρηση των ογκομετρικών αλλαγών απευθείας από όργανα όπως το συκώτι, το έντερο, τον οισοφάγο, τον εγκέφαλο, και άλλους αγγειακούς ιστούς. [40] Η χρησιμότητα σε τόσο διαφορετικά κλινικά περιβάλλοντα και σε διαφορετικούς ιατρικούς τομείς, δείχνει την σημαντικότητα των ιατρικών πληροφοριών που μπορεί να παρέχει αυτή η ιατροτεχνολογική συσκευή που ονομάζεται παλμικό οξύμετρο.

Από την άλλη πλευρά, τα αρνητικά που μπορεί να εμφανίζονται σε αυτές τις συσκευές, αν και ακριβή στις μετρήσεις τους, έχουν να κάνουν κυρίως με τους παράγοντες που επηρεάζουν αρνητικά την αναλογία σήματος προς θόρυβο των σημάτων PPG, τα χαρακτηριστικά απορρόφησης και τις εκτιμώμενες τιμές SpO₂. Σε πιο ειδικές περιπτώσεις, μια ασθένεια ενός εξεταζόμενου μπορεί να επηρεάσει την ακρίβεια της μέτρησης, όπως αυτή της αναιμίας ή υπερχολερυθριναιμίας. [41] Τέτοιου είδους παράγοντες είναι η πιθανή ανεπαρκής περιφερειακή αιμάτωση, η δυσκολία της βαθμονόμησης τέτοιων συσκευών και τα τεχνουργήματα (artifacts) κίνησης. Για την

αντιμετώπιση του προβλήματος της βαθμονόμησης, υπάρχουν τεχνικές οι οποίες δεν απαιτούν βαθμονόμηση, χωρίς όμως αυτό να σημαίνει ότι είναι απαλλαγμένες από ελαττώματα. [37] Τα τεχνουργήματα κίνησης, προκύπτουν από την κίνηση του φλεβικού αίματος, την κίνηση των ιστών και πιθανώς την κίνηση του ίδιου του οπτικού συστήματος. Τα προβλήματα όπως και οι παρεμβολές που προκαλούνται από εξωτερικά φώτα και ηλεκτρομαγνητικά πεδία, έχουν ξεπεραστεί σε μεγάλο βαθμό. Ωστόσο, αν ένα παλμικό οξύμετρο δεν διαθέτει ένα περίβλημα με ικανοποιητική μόνωση ως προς την φωτεινή ακτινοβολία του περιβάλλοντος, η ύπαρξη έντονου φωτισμού θα προκαλέσει ψευδή δεδομένα. Μια ακόμη αιτία, είναι όπως αναφέρεται τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία που οι εκπομπές ραδιοσυχνότητων που λαμβάνονται από τη φωτοδίοδο του αισθητήρα παλμικής οξυμετρίας, όπως αυτές του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Ένα από τα μεγαλύτερα προβλήματα της παλμικής οξυμετρίας, πέραν αυτό της βαθμονόμησης, είναι ότι τα συμβατικά παλμικά οξύμετρα χρησιμοποιούν δύο μήκη κύματος φωτός, βασισμένα στην υπόθεση ότι το HbO₂ και η Hb είναι οι μόνοι απορροφητές φωτός σε αυτά τα δύο μήκη κύματος στο αίμα, κάτι που δεν ισχύει. Υπάρχουν και οι ονομαζόμενοι, ψευδείς απορροφητές στην κυκλοφορία που είναι η καρβοξυαιμοσφαιρίνη (COHb) και η μεθαιμοσφαιρίνη (MetHb). [41] Για την αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος, κάποιοι κατασκευαστές έχουν αναπτύξει παλμικά οξύμετρα που χρησιμοποιούν περισσότερα από δύο μήκη κύματος φωτός, επιτρέποντας έτσι την εκτίμηση των επιπέδων καρβοξυαιμοσφαιρίνης και μεθαιμοσφαιρίνης στο αίμα.

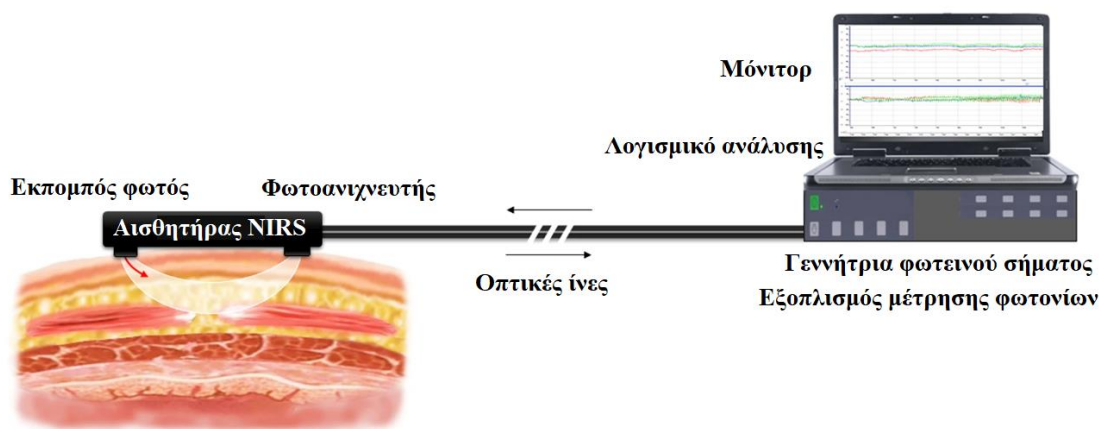


*Εικόνα 61: Νεογενικός ανιχνευτής παλμικής οξυμετρίας οισοφάγου
Kyriacou, P. A. (2013). Direct Pulse Oximetry Within the Esophagus, on the Surface of Abdominal
Viscera, and on Free Flaps. Anesthesia & Analgesia, 117(4), 824–833*

4.6 Άλλες τεχνικές για τη μέτρηση του οξυγόνου στους ιστούς και στο αίμα

Μια ακόμη, μη επεμβατική τεχνική για την συνεχούς μέτρηση του οξυγόνου στους ιστούς, ονομάζεται Φασματοσκοπία εγγύς υπέρυθρης ακτινοβολίας (Near-infrared spectroscopy – NIRS). Ανήκει και αυτή στην κατηγορία των οπτικών τεχνικών για την παρακολούθηση της οξυγόνωσης στον ανθρώπινο οργανισμό και οι πηγές φωτός της εκπέμπουν στο εγγύς υπέρυθρο φως (700–1000nm) σε δύο ή περισσότερα διακριτά μήκη κύματος. [35] Η αρχή λειτουργίας, είναι παρόμοια με αυτήν στην παλμική οξυμετρία με ανιχνευτή ανάκλασης, μιας και στην NIRS, το φως εκπέμπεται στον ιστό, υφίσταται απορρόφηση και σκέδαση, με τον φωτοανιχνευτή να ανιχνεύει την οπισθοσκεδαζόμενη ακτινοβολία, όπως φαίνεται στην Εικόνα 62. Αυτή η τεχνική, μπορεί να παρέχει συνεχή μέτρηση της οξυγόνωσης των ιστών. Συνήθως, εφαρμόζεται

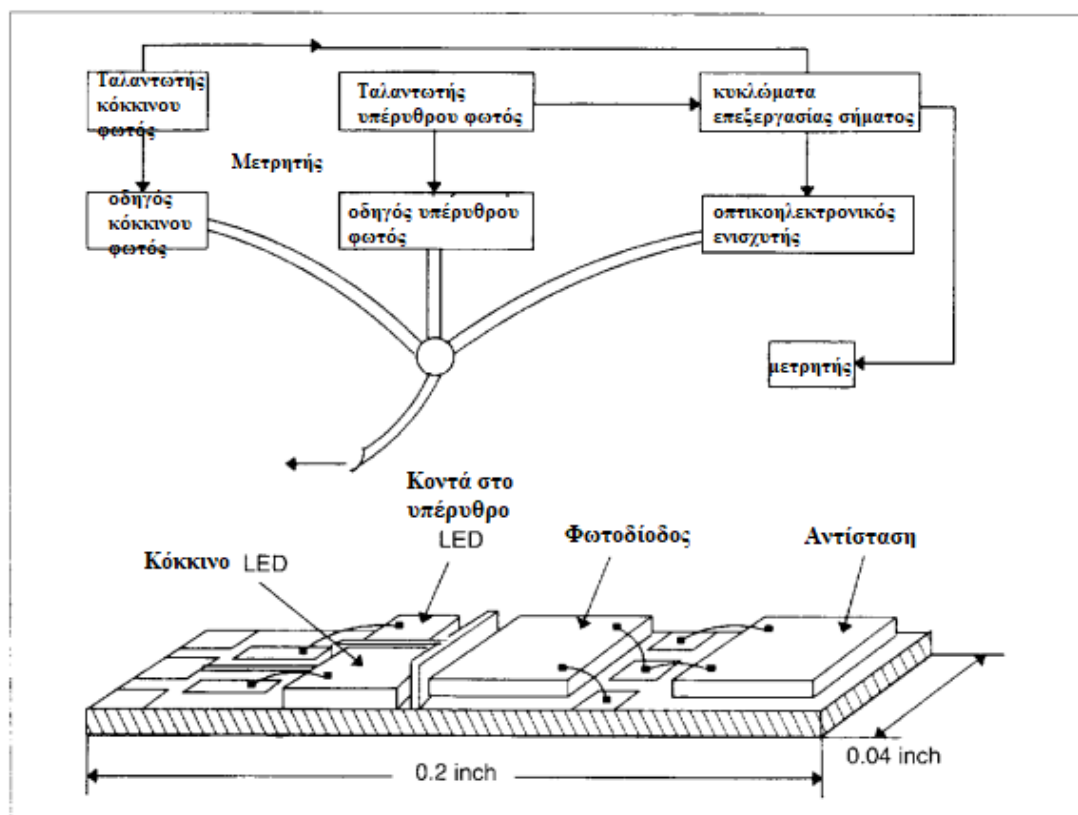
για την συνεχή και μη επεμβατική παρακολούθηση της εγκεφαλικής αιμάτωσης και οξυγόνωσης, εξαιτίας της ικανότητας του εγγύς υπέρυθρου φωτός να διεισδύει στο κρανίο. Επίσης, η τεχνική NIRS, χρησιμοποιείται και στο ήπαρ για να παρακολουθείται με μη επεμβατικά μέσα η σπλαχνική αιμάτωση των νεογνών που βρίσκονται σε κρίσιμη κατάσταση. [33] Μια ακόμη εφαρμογή αυτής της τεχνικής τα τελευταία χρόνια είναι στον αθλητισμό, καθώς μπορεί να μετρήσει την οξυγόνωση στους μύς και του μεταβολισμού της οξειδωτικής ενέργειας. [42] Με τον όρο οξειδωτικής ενέργειας εννοούνται τα θρεπτικά στοιχεία και εν συνεχεία η σύνθεση της τριφωσφορικής αδενοσίνης, ATP (μόρια που διατηρούν την ενέργεια). Ένα από τα προβλήματα που παρουσιάζονται σε αυτή την τεχνική ευθύνεται στην πολύπλοκη δομή του εγκεφαλικού ιστού, που καλύπτεται από εγκεφαλονωτιαίο υγρό και οστό, η οποία διαφέρει από άτομο σε άτομο. [35] Τέλος, ένας ακόμα από τους περιορισμούς, είναι ότι οι αλγόριθμοι που χρησιμοποιούνται προϋποθέτουν ότι μόνο οξυαιμοσφαιρίνη και η δεοξυαιμοσφαιρίνη αλλάζει η συγκέντρωσή τους στον ιστό, κάτι που μπορεί να μην ισχύει σε ορισμένες περιπτώσεις.



Εικόνα 62: Διάγραμμα λειτουργίας τεχνικής NIRS
[<https://www.nature.com/articles/s41393-019-0304-2/figures/1>]

Άλλη μια τεχνική που υπάρχει, για τον υπολογισμό της οξυγόνωσης των ιστών, μέσω των ιδιοτήτων ανάκλασης και απορρόφησης της οξυαιμοσφαιρίνης και της δεοξυαιμοσφαιρίνης, είναι η φασματοφωτομετρία ανάκλασης λευκού φωτός (White Light Reflectance Spectroscopy – WLRs). Όπως προδίδει και η ονομασία του, η αρχή λειτουργίας του είναι ίδιας με αυτή ενός ανιχνευτή ανάκλασης που έχει γίνει αναφορά παραπάνω. Σε αυτή την τεχνική οι πηγές φωτός, συνήθως λαμπτήρες υψηλής ισχύς εκπομπής, εκπέμπουν λευκό φως το οποίο αλληλοεπιδρά με τον ιστό. Το λευκό φως, είναι ένας συνδυασμός από μήκη κύματος και περιλαμβάνει τα μήκη από το ορατό έως το εγγύς υπέρυθρο φως. Κάθε φορά, αναλόγως με την κατάσταση, το εύρος της ακτινοβολίας μπορεί να ποικίλλει. Ωστόσο, συχνά η ακτινοβολία περιλαμβάνει μήκη μεταξύ 400 και 700nm. [33] Επιπλέον, η τεχνική αυτή χρησιμοποιεί οπτικές ίνες, για τη μεταφορά φωτός από και προς τον ιστό, κάτι που την καθιστά ιδανική για να εφαρμόζεται σε καθετήρες για τη μέτρηση οξυγόνωσης οργάνων της κοιλιακής κοιλότητας, όπως ο βλεννογόνο του γαστρεντερικού σωλήνα ή το ήπαρ. Στα αρνητικά αυτής της τεχνικής είναι ότι προσφέρει περιορισμένο βάθος διείσδυσης συγκριτικά με την τεχνική NIRS, κάτι που αντιστοιχεί σε 1-2mm, [33] δηλαδή για τους διαδερμικούς αισθητήρες αντιστοιχεί το μικροαγγειακό σύστημα του δέρματος και για τις γαστρεντερικές εφαρμογές αντιστοιχεί το στρώμα του βλεννογόνου.

Σε αυτή την παράγραφο, θα γίνει αναφορά και σε κάποιες άλλες τεχνικές μέτρησης της οξυγόνωσης στον ανθρώπινο οργανισμό, όπως η φλεβική οξυμετρία που χρησιμοποιεί καθετήρα (Εικόνα 63), επεμβατική τεχνική, για να μετράει συνεχόμενα τον κορεσμό του οξυγόνου στο φλεβικό αίμα. Η ένδειξη για αυτήν τη μέτρηση συμβολίζεται ως SvO₂. Άλλη μια τεχνική είναι του φθορισμού, φωσφορισμού και της απόσβεσης, που σχετίζεται με την απορρόφηση φωτονίων λόγω ορισμένων ιδιοτήτων των υλικών, όταν εκτίθενται σε φως, το οποίο οδηγεί στην εκπομπή φωτονίων από το ίδιο το αντικείμενο που ακτινοβολήθηκε. Ο φθορισμός, ο φωσφορισμός και η απόσβεση μπορούν να αξιοποιηθούν για να προσδιορίσουν την περιεκτικότητα σε οξυγόνο που υπάρχει στο αίμα και στους ιστούς. Τέλος, μια ακόμη μη επεμβατική μέτρηση για τη συνολική αξιολόγηση της οξυγόνωσης στον οργανισμό, είναι η υπογλώσσια καρνομετρία (Sublingual capnometry – SC). Αυτή η τεχνική στοχεύει μέτρηση της παρουσίας διοξειδίου του άνθρακα (CO₂), διότι θεωρείται ως ένα μέτρο της υποξίας των ιστών ή της ανισορροπίας του οξυγόνου στο σώμα, λόγω του αναερόβιου μεταβολισμού.



Εικόνα 63: Σχεδιάγραμμα κυκλώματος αισθητήρα οξύμετρον τύπου καθετήρα [Takatani, S., & Ling, J. (1994). Optical oximetry sensors for whole blood and tissue. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 13(3), 347–357]

Από τις παραπάνω πληροφορίες αυτού του κεφαλαίου, προκύπτει ότι γενικότερα οι οπτικές τεχνολογίες αποτελούν αναπόσπαστο κομμάτι στην αξιολόγηση του οξυγόνου τόσο στο αίμα όσο και στους ιστούς σε κλινικό περιβάλλον. Υπάρχουν διάφορες τεχνικές, αναλόγως των περιστάσεων και των σημείων που χρειάζεται να γίνει η μέτρηση. Η κάθε τεχνική έχει λόγο να υπάρχει και δεν μπορεί η μία να αναιρέσει την άλλη. Ωστόσο, η ακρίβεια της παλμικής οξυμετρίας, είναι επαρκής στις περισσότερες κλινικές εφαρμογές. Αυτό, την καθιστά την κυρίαρχη τεχνική και την πιο διαδεδομένη όσον αφορά την χρήση της τόσο σε κλινικό, όσο και σε οικιακό περιβάλλον. Έχει αναφερθεί ακρίβεια 1% ή καλύτερη για το εύρος κορεσμού άνω του 80%. [39] Επίσης,

παρατηρείται συνήθως ότι η ακρίβεια, είναι μικρότερη σε χαμηλότερο κορεσμό, λόγω των μη γραμμικών επιδράσεων της απορρόφησης. Εκεί που χρειάζεται παραπάνω προσοχή και ίσως δεν αρκεί η ακρίβεια αυτής της τεχνικής είναι σε ασθενείς που λαμβάνουν επιπλέον οξυγόνο, ιδιαίτερα στα πρόωρα νεογνά, όπου σε αυτή την περίπτωση απαιτείται μεγαλύτερη ακρίβεια, για την αποφυγή υπερβολικής οξυγόνωσης.

5 Θερμοκρασία

5.1 Εισαγωγή στην θερμοκρασία του ανθρώπου

Η θερμοκρασία του σώματος, είναι μια σημαντική ένδειξη της κατάστασης της υγείας του εξεταζόμενου, καθώς και για την ύπαρξη ή όχι μιας ασθένειας. Η μονάδα της Διεθνούς Κλίμακας Θερμοκρασίας είναι το Kelvin με σύμβολο K. Η μονάδα που χρησιμοποιείται στην ιατρική, είναι ο βαθμός Κελσίου με σύμβολο C. $C = K - 273.15$. Η θερμοκρασία του σώματος δεν παρουσιάζει ομοιογένεια σε όλα τα μέρη του, καθώς οι θερμοκρασίες του κοιλιακού, του βαθέως θωρακικού και του κεντρικού νευρικού συστήματος, δηλαδή του πυρήνα, είναι συνήθως 2° C έως και 4° C υψηλότερες από τα χέρια και τα πόδια. [43] Ο ανθρώπινος οργανισμός, έχει την ικανότητα να διατηρεί την θερμοκρασία στο ανθρώπινο σώμα σε ένα εύρος $\pm 2^\circ\text{C}$, ανεξαρτήτως από τις διακυμάνσεις της θερμοκρασίας στον περιβάλλοντα χώρο. [44] Αυτός ο μηχανισμός, ονομάζεται ομοιοστατική θερμορύθμιση και βασίζεται στον πρώτο νόμο της θερμοδυναμικής. Περιλαμβάνει το αυτόνομο νευρικό σύστημα και βρίσκεται στον υποθάλαμο του εγκεφάλου.

Το φυσιολογικό εύρος για τη θερμοκρασία του πυρήνα στη βιβλιογραφία ποικίλλει, αν και οι 36° C με 37,5° C είναι αποδεκτοί στην κλινική πράξη. [45] Η θερμοκρασία του πυρήνα, είναι αυτή της θερμοκρασίας του εγκεφάλου (θερμοκρασία υποθαλάμου) και της περιοχής που καταλαμβάνουν τα κεντρικά όργανα της κοιλιακής και θωρακικής κοιλότητας, όπως η καρδιά. Η ομοιοστατική θερμορύθμιση παράγει θερμότητα μέσω μυϊκής δραστηριότητας και κυτταρικού μεταβολισμού και αποβάλλει θερμότητα μέσω του δέρματος. Μέσω της παραγωγής και της απώλειας θερμότητας από την θερμορύθμιση, επιτυγχάνεται μια ισορροπημένη και σταθερή θερμοκρασία σώματος κοντά στους 36,6° C. Γενικότερα, η φυσιολογική θερμοκρασία του σώματος εκφράζεται ως ένα εύρος τιμών και όχι ως μια σταθερή και απόλυτη τιμή. Για την σωστή λειτουργία, πρέπει οι περιφερειακοί μηχανισμοί που εξισορροπούν την παραγωγή και την απώλεια θερμότητας και το υποθαλαμικό θερμορυθμιστικό κέντρο, που ρυθμίζει αυτούς τους μηχανισμούς να είναι πλήρως λειτουργικοί. Ο οργανισμός, όταν αυξάνεται θερμοκρασία του σώματος, αποκρίνεται με την απώλεια θερμότητας μέσω των τεσσάρων φυσικών τρόπων: ακτινοβολίας, εξάτμισης, μεταφοράς και αγωγιμότητας.

Από πολλούς, η θερμοκρασία του σώματος αποτελεί το τρίτο ζωτικό σημάδι για τον άνθρωπο, μετά τον καρδιακό παλμό και την αναπνοή. Παρόλο που η μέτρηση της θερμοκρασίας υπάρχει για αρκετά χρόνια στο κλινικό περιβάλλον, δεν υπάρχει κάποιο συγκεκριμένο πρότυπο μέτρησης, τόσο στην συσκευή που θα χρησιμοποιηθεί, όσο και στο μέρος το οποίο θα γίνει η μέτρηση. Η μέτρηση της θερμοκρασίας του ανθρώπινου οργανισμού, συνήθως πραγματοποιείται για να επιβεβαιώσει την παρουσία ή την απουσία πυρετού. Πέραν όμως της απλής συνηθισμένης μέτρησης για την παρουσία ή την απουσία πυρετού, απαραίτητη κρίνεται και η συνεχής παρακολούθηση της θερμοκρασίας του σώματος και σε άλλες περιπτώσεις, όπως κατά την διάρκεια της αναισθησίας. Αυτό συμβαίνει διότι υπάρχει ο κίνδυνος της περιεγχειρητικής υποθερμίας, η οποία προκαλείται από την αναστολή της θερμορύθμισης, εξαιτίας της αναισθησίας και της έκθεσης του ασθενούς σε δροσερό περιβάλλον.

Ο πυρετός ή αλλιώς πυρεξία, ορίζεται η κατάσταση κατά την οποία, η θερμοκρασία του σώματος διαφέρει κατά 1° C ή περισσότερο, από τη μέση τιμή στο σημείο στο

οποίο καταγράφεται η θερμοκρασία. Για παράδειγμα, το εύρος της θερμοκρασίας του σώματος στη μασχάλη είναι 34,7–37,3°C, με μέσο όρο 36,4°C. 1°C πάνω από τη μέση τιμή είναι 37,4°C. Πάνω από αυτή την τιμή, η θερμοκρασία αντιμετωπίζεται ως πυρετός. Ο πυρετός εμφανίζεται ως αποτέλεσμα της αύξησης θερμοκρασίας του σημείου ρύθμισης του υποθαλάμου. Ο πυρετός προκαλείται από τα μονοκύτταρα της ιντερλευκίνης-1 (IL-1) από την δράση τους στο υποθαλαμικό κέντρο και την ενεργοποίηση των T-λεμφοκυττάρων. Πέρα από κάποια ασθένεια που μπορεί να οδηγήσει σε αύξηση της θερμοκρασίας, υπάρχουν και άλλα αίτια που μπορούν να προκαλέσουν πυρετό. Ένα από αυτά, είναι εξαιτίας χορήγησης κάποιου φαρμάκου στον ανθρώπινο οργανισμό.

Ο πυρετός έχει διαβαθμίσεις, όπως ο κακοήθης πυρετός ή επιβλαβές πυρετός. Ο πυρετός, χωρίζεται σε τρεις φάσεις. Αρχικά, ο ασθενής κρυώνει και αυτό οφείλεται στην μειωμένη απώλεια θερμότητας και στην αυξημένη παραγωγή θερμότητας μέσω του ρίγους. Έπειτα, η θερμοκρασία σταθεροποιείται με την εξισορρόπηση της παραγωγής θερμότητας και της απώλειας θερμότητας, με αποτέλεσμα να μην υπάρχει πλέον το ρίγος. Τέλος, η θερμοκρασία πέφτει σε φυσιολογικά επίπεδα είτε φυσιολογικά σε διάστημα 2-3 ημερών, είτε εσκεμμένα μέσα σε λίγες ώρες. Κάποια από τα πιθανά συμπτώματα του πυρετού είναι το ρίγος, η μυαλγία, η ανορεξία, η κόπωση και η ταχυκαρδία. Για παράδειγμα, στο σύμπτωμα της ταχυκαρδίας, ο σφυγμός αυξάνεται κατά 10 παλμούς ανά λεπτό, για κάθε αύξηση της θερμοκρασίας κατά 1°C. [44] Αυτό σημαίνει ότι από τον πυρετό, μπορεί να επηρεαστεί και το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Μπορεί να εμφανιστεί μείωση μεταξύ των διαστημάτων QT.

Ο πυρετός μπορεί να εμφανιστεί είτε σε κοινές λοιμώδεις ασθένειες, όπως οξεία λοίμωξη του ανώτερου αεραγωγού, οξεία λοίμωξη των κατώτερων αεραγωγών (άσθμα), πνευμονία, γαστρεντερίτιδα, ιογενής ηπατίτιδα (α και β), ουρολοίμωξη, λοίμωξη του κεντρικό νευρικό σύστημα (ΚΝΣ) (π.χ. μηνιγγίτιδα) κ.α., είτε σε μη λοιμώδεις ασθένειες όπως, αιμολυτική αναιμία, νεοπλασματικά νοσήματα (λευχαιμία), ρευματικές παθήσεις, μετεγχειρητικός πυρετός, πυρετός μετά τον εμβολιασμό κ.α.

Στην περίπτωση που η τιμή της θερμοκρασίας του σώματος στα σημεία της μέτρησης αντίστοιχα, είναι 2°C κάτω από την μέση τιμή, τότε αυτό το φαινόμενο ονομάζεται υποθερμία. [44] Η υποθερμία της θερμοκρασίας του πυρήνα έχει διάφορες διαβαθμίσεις: κάτω από 35°C πέφτει ο μεταβολικός ρυθμός, 32°C με 35°C θεωρείται ήπια, 28°C με 32°C θεωρείται μέτρια και κάτω από 28°C θεωρείται σοβαρή. [45] Κάτω από τους 33 η συνείδηση του ανθρώπου χάνεται, ωστόσο το σώμα είναι γενικά πιο ανεκτικό σε χαμηλότερες θερμοκρασίες από ότι σε υψηλότερες.

Η υπερθερμία οφείλεται στην ανισορροπία μεταξύ παραγωγής και απώλειας θερμότητας δηλαδή, σε αυξημένη απώλεια θερμότητας ή σε μειωμένη παραγωγή θερμότητας. Η θερμοκρασία του πυρήνα είναι πάνω από 40°C. Η κύρια αιτία της υποθερμίας είναι η λανθασμένη λειτουργία της θερμορύθμισης, η οποία μπορεί να οφείλεται στην αφυδάτωση του οργανισμού ή τραυματισμό – ζημία στο κεφάλι. Η θερμορύθμιση αποτυγχάνει στην διάχυση της θερμότητας με επαρκή ρυθμό (θερμοπληξία) ή στην παραγωγή υπερβολικής θερμότητας με κανονικό ρυθμό απώλειας θερμότητας (κακοήθης υπερθερμία). [44] Αυτό που την διαχωρίζει από τον πυρετό, είναι ότι η υπερθερμία υποδεικνύει μια θερμοκρασία του πυρήνα του σώματος που υπερβαίνει τις φυσιολογικές τιμές, ενώ ο πυρετός είναι μια ρυθμιζόμενη αύξηση της θερμοκρασίας του πυρήνα που στοχεύει το θερμορρυθμιστικό σύστημα. [43] Ο οργανισμός, και στον πυρετό αλλά και στην υπερθερμία φτάνει μέχρι τους 42°C θερμοκρασία και δεν επιτρέπει την περαιτέρω αύξηση της. Πάνω από τους 43°C, τα

κύτταρα καταστρέφονται ανεπανόρθωτα και τα ένζυμα μετουσιώνονται, με αποτέλεσμα να επιφέρουν τον θάνατο. [45]

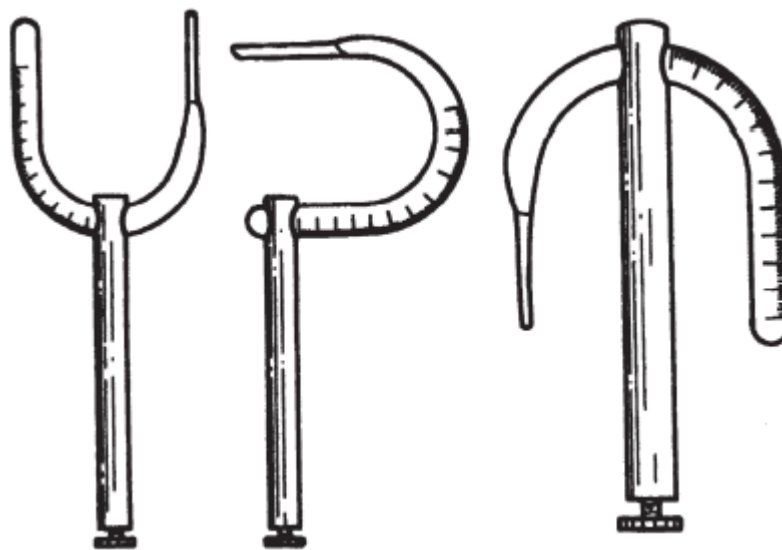
5.2 Ιστορία της θερμοκρασίας και του θερμομέτρου

Διαφορετικοί πολιτισμοί από τα αρχαία χρόνια, συνέβαλαν στην μελέτη του πυρετού, όπως ο Αιγυπτιακός, της Μεσοποταμίας, ο Κινέζικος, ο Ινδουιστικός, ο Ελληνικός, ο Εβραϊκός και μετέπειτα στον μεσαίωνα ο Αραβικός και ο Ευρωπαϊκός. Στην αρχή, ο πυρετός θεωρούνταν ως ασθένεια και όχι ως κάποιο σύμπτωμα για μια άλλη ασθένεια όπως συμβαίνει στην σημερινή ημέρα. Έπειτα, οι αρχαίοι Έλληνες, πίστευαν ότι ο πυρετός έχει ευεργετικές ιδιότητες για τον άνθρωπο. Αυτή η ιδεολογία, καταρρίφθηκε τον 19ο αιώνα, που θεωρήθηκε ο πυρετός επιβλαβής. Αργότερα εισήχθησαν σιγά σιγά και τα αντιπυρετικά, που βοηθούσαν στην καταπολέμηση της υψηλής θερμοκρασίας στον ανθρώπινο οργανισμό. Το 1912, οι φυσιολόγοι αναγνώρισαν ότι ο υποθάλαμος είναι η κυρίαρχη θέση θερμορύθμισης στα θηλαστικά. [43] Το ενδιαφέρον για την μελέτη του πυρετού, ξεκίνησε πάλι τον 20ο αιώνα, με την εμφάνιση της πυρετοθεραπείας.

Πλέον ο πυρετός, μπορεί να θεωρηθεί ευεργετικός για τον ανθρώπινο οργανισμό, καθώς μετά από αρκετές μελέτες εξήχθη το συμπέρασμα ότι η πρόκληση πυρετού, συμβαίνει ταυτόχρονα με την ενεργοποίηση των λεμφοκυττάρων, κύτταρα που ανήκουν στο ανοσοποιητικό σύστημα και είναι υπεύθυνα για την άμυνα του οργανισμού. Ωστόσο, παρά την πρόσφατη αυτή πρόοδο, δεν υπάρχει ολική αναγνώριση ως προς το εάν ο πυρετός τελικά είναι ωφέλιμος, ουδέτερος ή επιβλαβής. Στο ανώτερο εύρος για τον πυρετό των 40–42°C, δεν υπάρχουν ακόμα ενδείξεις ότι ο πυρετός είναι επιβλαβής για τους ιστούς. Στις περιπτώσεις που υπάρχει νοσηρότητα ή θνησιμότητα, οφείλεται κυρίως στην υποκείμενη νόσο. Αυτό σημαίνει ότι ο πυρετός μπορεί κάλλιστα να είναι προστατευτικός. Πλέον, τα δεδομένα υποδηλώνουν ότι ο πυρετός έχει προστατευτικό ρόλο στην προαγωγή της άμυνας του ξενιστή έναντι της μόλυνσης, αντί να είναι ένα παθητικό υποπροϊόν.

Όσον αφορά την ιστορία του θερμομέτρου, η ανακάλυψη του οφείλεται στην εφεύρεση του θερμοσκοπίου από τον Ήρωνα της Αλεξάνδρειας τον 1ο αιώνα π.Χ. [44] Αυτή η εφεύρεση, ήταν ένα όργανο που αποτελούνταν από ένα γυάλινο δοχείο με νερό, το οποίο μετατοπιζότανε η στάθμη ανάλογα με την θερμότητα που του εφαρμοζόταν. Έπειτα, υπήρξε μια επανέκδοση αυτού του οργάνου από τον Galileo Galilei, στα τέλη του δέκατου έκτου αιώνα. Η πρώτη φορά που καταγράφηκε ανθρώπινη θερμοκρασία, έγινε μέσω μετάδοσης αέρα από το στόμα, με την χρήση ενός σωληνίσκου, σε ένα δοχείο με νερό, βασισμένη στην φιλοσοφία του θερμοσκοπίου. Παραπλήσια συσκευή, είναι τα θερμομέτρα διαστολής με αέρα (Expansion Thermometers). Το 1714, ο Gabriel Fahrenheit, εφηύρε το θερμομέτρο υδραργύρου. Η κλίμακα σε αυτό το θερμομέτρο ήταν τα Φαρενάιτ (F). Το 1742, ο Anders Celsius, καθιέρωσε την κλίμακα του Κελσίου (°C). Η έννοια της φυσιολογικής θερμοκρασίας σώματος προήλθε από μελέτες των Becquerel και Breschet το 1835 και Wunderlich το 1868. Ο πρώτος που ασχολήθηκε εντατικά με την μέτρηση της θερμοκρασίας σε ιατρικό περιβάλλον, ήταν ο Carl Wunderlich το 1851. [46] Χρησιμοποίησε ένα θερμομέτρο με σημείο μέτρησης την μασχάλη και σύλλεξε δεδομένα για ένα εκατομμύριο μετρήσεις της θερμοκρασίας του σώματος. Ο χρόνος που απαιτούνταν για να πραγματοποιηθεί η μέτρηση ήταν 15 έως 20 λεπτά. Με βάση αυτά τα δεδομένα, προσδιόρισε τους 37,0°C ως τη μέση θερμοκρασία των υγιών ενηλίκων, με το εύρος γύρω από αυτή τη θερμοκρασία να κυμαίνεται από τους 36,2°C έως τους 37,5°C. [47] Το πρώτο ιατρικό θερμομέτρο,

σχεδιάστηκε για εισαγωγή κάτω από τη γλώσσα του ασθενούς, όπως φαίνεται στην Εικόνα 64, [44] ενώ το πρώτο ηλεκτρονικό θερμόμετρο ανακαλύφθηκε τη δεκαετία του 1970. [48]



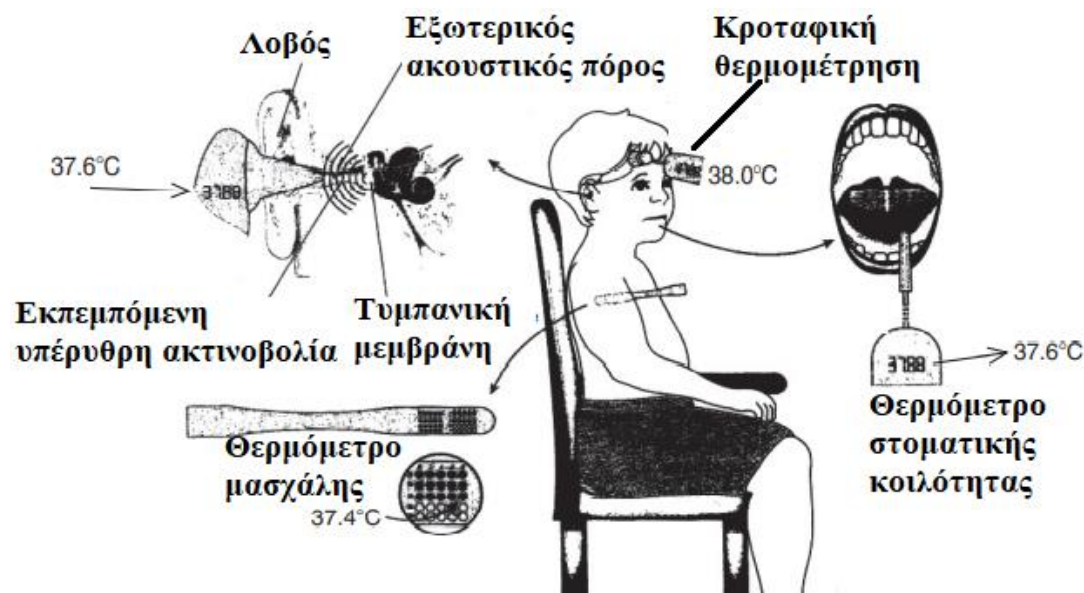
Εικόνα 64: Το πρώτο θερμόμετρο για την χρήση στο στόμα
[El-Radhi, A. S., Carroll, J., & Klein, N. (Eds.). (2009). *Clinical Manual of Fever in Children*. doi:10.1007/978-3-540-78598-9]

5.3 Σημεία μέτρησης θερμοκρασίας σώματος

Για την πλήρη κλινική εικόνα ενός ασθενή, η πρώτη μέτρηση είναι αυτή της θερμοκρασίας του σώματος του. Υπάρχουν διάφορα σημεία στο ανθρώπινο σώμα στα οποία μπορεί να γίνει η μέτρηση της θερμοκρασίας. Ανάλογα με τα σημεία, υπάρχουν και διαφορετικού τύπου θερμόμετρα. Τα σημεία μέτρησης της θερμοκρασίας είναι στον ορθό, στην στοματική κοιλότητα, κάτω από το μπράτσο (θερμοκρασία μασχάλης), στο αυτί (θερμοκρασία τυμπάνου), στο μέτωπο πάνω από την κροταφική αρτηρία και επιδερμικά με την χρήση αισθητήρων ροής θερμότητας. Οι κλινικοί γιατροί κυρίως ενδιαφέρονται για την παρακολούθηση της θερμοκρασίας του πυρήνα. Τα σημεία που αναφέρονται παραπάνω δίνουν μετρήσεις θερμοκρασίας στο σημείο που πραγματοποιείται η μέτρηση και αντιπροσωπεύουν μέχρι κάποιο ποσοστό την θερμοκρασία του πυρήνα, μιας και οι μετρήσεις που πραγματοποιούνται αφορούν την περιφερική θερμοκρασία που καταγράφεται σε ιστούς, όπως το δέρμα. Η διαφορά στη θερμοκρασία που υποδεικνύεται μπορεί να διαφέρει από 0,5 έως και 2°C συγκριτικά με τη θερμοκρασία του εγκεφάλου. [49] Οι μετρήσεις της θερμοκρασίας του πυρήνα μπορούν να μετρηθούν μόνο με επεμβατικές μεθόδους, όπως η τοποθέτηση ενός αισθητήρα θερμοκρασίας στην πνευμονική αρτηρία, στον οισοφάγο ή στην ουροδόχο κύστη. [45]

Το κάθε σημείο έχει διαφορετική μέση τιμή (φυσιολογική τιμή), άρα και διαφορετικό όριο για να θεωρηθεί μια τιμή της θερμοκρασίας ως πυρετός, όπως φαίνεται στην Εικόνα 65. Στην μασχάλη η μέση τιμή είναι 36.4 και πάνω από 37.4 θεωρείται πυρετός. Στην στοματική κοιλότητα, στην οποία η μέτρηση γίνεται υπογλώσσια, η μέση τιμή είναι 36.6 και πάνω από 37.6 θεωρείται πυρετός. Στη μέτρηση του ορθού η μέση τιμή είναι 37 και πάνω από 38 θεωρείται πυρετός. Τέλος, στην μέτρηση της θερμοκρασίας του τυμπάνου με την χρήση εκπομπής υπερθύρων, η μέση τιμή είναι 36.6 και πάνω από 37.6 θεωρείται πυρετός. [44] Αυτές τις τιμές, έρχεται να επιβεβαιώσει η έρευνα που πραγματοποιήθηκε στο σκανδιναβικό ακαδημαϊκό περιοδικό το 2002. [46] Ωστόσο,

από την αρχή των χρόνων της μέτρησης της θερμοκρασίας του ανθρώπινου οργανισμού μέχρι και σήμερα, υπάρχει και η μέθοδος της ψηλάφησης. Ακόμη και σήμερα, η απτική αξιολόγηση εξακολουθεί να είναι η πιο ευρέως χρησιμοποιούμενη μέθοδος αξιολόγησης της θερμοκρασίας του σώματος.



Εικόνα 65: Σημεία θερμομέτρησης και η μέση τιμές θερμοκρασίας
[El-Radhi, A. S., Carroll, J., & Klein, N. (Eds.). (2009). *Clinical Manual of Fever in Children*]

Στο σημείο που τοποθετείται το θερμόμετρο κάτω από το μπράτσο στην μασχάλη, το χέρι τοποθετείται στον θώρακα για να κρατήσει το θερμόμετρο. Χρησιμοποιούνται θερμόμετρα υδραργύρου και ηλεκτρονικά. Η μέτρηση, για θερμόμετρο υδραργύρου, απαιτεί το χρονικό διάστημα των 5 λεπτών. Εάν χρησιμοποιείται ηλεκτρονικό θερμόμετρο, η διάρκεια μειώνεται στα 3 λεπτά. Η τιμή της μέτρησης μπορεί να είναι περισσότερο από 1°C κάτω από τη θερμοκρασία του πυρήνα. Τα πλεονεκτήματα αυτού του σημείου, είναι η άνεση, η ασφάλεια και η εύκολη πρόσβαση. Τα μειονεκτήματα του σημείου, είναι ότι υπάρχει πιθανότητα να μετατοπιστεί το θερμόμετρο, ο χρόνος που απαιτείται για την μέτρηση σχετικά με τα άλλα σημεία και ότι υπάρχει ανακρίβεια και χαμηλή ευαισθησία σχετικά με τα άλλα σημεία. [44] Το σημείο αυτό θεωρείται αναξιόπιστο γιατί δεν υπάρχουν κύρια αιμοφόρα αγγεία γύρω από αυτήν την περιοχή. [45] Επιπλέον η ανακρίβεια οφείλεται και στην εφίδρωση και την εξάτμιση του ιδρώτα στο σημείο αυτό, με αποτέλεσμα η μασχαλιαία θερμοκρασία να είναι χαμηλότερη από τη θερμοκρασία του πυρήνα του σώματος.

Στο σημείο για την μέτρηση της θερμοκρασίας στην στοματική κοιλότητα, το θερμόμετρο τοποθετείται κάτω από την γλώσσα. Αυτό συμβαίνει, διότι το σημείο βρίσκεται κοντά στην υπογλώσσια αρτηρία, ένα σημείο που αντιπροσωπεύει τις αλλαγές της θερμοκρασίας του πυρήνα. [45] Χρησιμοποιούνται θερμόμετρα ηλεκτρονικά και σπάνια χημικά θερμόμετρα μιας χρήσης. Αυτό, συμβαίνει γιατί εκείνη η περιοχή έχει την μέγιστη θερμοκρασία. Η μέτρηση με θερμόμετρο υδραργύρου απαιτεί το χρονικό διάστημα των 3 λεπτών. Η φυσιολογική τιμή της στοματικής κοιλότητας είναι $36,8 \pm 0,5$ °C. [47] Τα πλεονεκτήματα αυτού του σημείου είναι η εύκολη πρόσβασή του, η ακρίβεια του συγκριτικά με την μασχαλιαία μέτρηση και ότι επηρεάζεται πολύ λιγότερο από την θερμοκρασία περιβάλλοντος. Η ακρίβεια του έγκειται στο ότι η μέση μετρούμενη τιμή είναι περίπου 0.5°C κάτω από την

θερμοκρασία του εγκεφάλου. [49] Τα μειονεκτήματα του σημείου, είναι ότι τα αποτελέσματα μπορεί να επηρεαστούν από τον ρυθμό αναπνοής, τα κρύα ή ζεστά ροφήματα που μπορεί να έχει καταναλώσει ο ασθενής πριν την μέτρηση και την πιθανότητα μετάδοσης της νόσου από στόμα σε στόμα.

Στο σημείο μέτρησης για την ορθική θερμοκρασία, εφαρμόζεται ένα αποστειρωμένο λιπαντικό ζελέ στο άκρο του θερμομέτρου, οι γλουτοί διαχωρίζονται και το θερμομέτρο εισάγεται χωρίς δύναμη σε απόσταση 8-15 cm από τον σφιγκτήρα του ορθού. [49] Χρησιμοποιούνται θερμομέτρα υδραργύρου και ηλεκτρονικά. Η μέτρηση, απαιτεί το χρονικό διάστημα των 3 λεπτών. Τα πλεονεκτήματα αυτού του σημείου είναι ότι η μέτρηση δεν επηρεάζεται από την περιβαλλοντική θερμοκρασία και δεν υπάρχει ηλικιακός περιορισμός. Τα μειονεκτήματα του σημείου, είναι η ενόχληση που μπορεί να δημιουργήσει στον ασθενή και σε κάποιες περιπτώσεις μπορεί να αποτελεί μια επώδυνη διαδικασία. Επίσης, το σημείο δεν είναι υγιεινό, αποτελεί εστία μόλυνσης και σε κάποιες συγκεκριμένες περιπτώσεις αποτελεί και κίνδυνο μετάδοσης ασθένειας. Τέλος, είναι μια χρονοβόρα διαδικασία, απαιτεί διακριτικότητα – ιδιωτικότητα και δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την συνεχή παρακολούθηση του ασθενούς κατά τη διάρκεια της αναισθησίας, καθώς η θερμοκρασία του σώματος αλλάζει, αλλά η θερμοκρασία στον ορθό απαιτεί τον διπλάσιο χρόνο για να αλλάξει.

Στο σημείο μέτρησης θερμοκρασίας στο τύμπανο, τοποθετείται στο αυτί, ένα θερμομέτρο τυμπάνου που κάνει χρήση της υπέρυθρης ακτινοβολίας. Το μέρος της συσκευής που έρχεται σε επαφή με το αυτί, είναι αποσπώμενο και μιας χρήσης. Το θερμομέτρο εισάγεται μερικά χιλιοστά μέσα στο αριστερό εξωτερικό κανάλι του αφτιού και μετρά τις υπέρυθρες ακτίνες που εκπέμπονται από την τυμπανική μεμβράνη. Ο χρόνος που απαιτείται για την μέτρηση είναι λιγότερος από 1 λεπτό. [45] Τα πλεονεκτήματα αυτού του σημείου, είναι ότι η μέτρηση γίνεται εύκολα και γρήγορα, είναι προσβάσιμο για συνεχείς μετρήσεις, χωρίς κάποιον κίνδυνο για τον εξεταζόμενο, δεν επηρεάζεται από την περιβαλλοντική θερμοκρασία, δεν εγκυμονεί κινδύνους μετάδοσης ασθένειας, έχει μεγαλύτερη ακρίβεια από την μασχαλαία μέτρηση και το τύμπανο είναι μια δομή κοντά στον εγκέφαλο, δηλαδή στην θερμοκρασία του πυρήνα. Τα μειονεκτήματα αυτού του σημείου, αφορούν την ανεπαρκή εφαρμογή λόγω του ανατομικού σχήματος του αυτιού, την παρουσία κυψελίδας που μπορεί να εμποδίσει τη σωστή μέτρηση της τυμπανικής θερμοκρασίας και την σωστή χρήση της συσκευής από τον χρήστη ώστε να στοχεύσει την ακτίνα υπέρυθρων στην μεμβράνη του τυμπάνου.

Στο σημείο μέτρησης της θερμοκρασίας στο μέτωπο, χρησιμοποιούνται θερμομέτρα που βασίζονται σε αρχές θερμοχρωμίας ή του υπέρυθρου. Είναι ένα διαδομένο σημείο μέτρησης καθώς είναι απόλυτα προσβάσιμο και μπορεί να γίνει η μέτρηση από κάποια απόσταση. Η κυριότερη χρήση του είναι στα αεροδρόμια. Η αξιοπιστία και η ακρίβεια αυτού του σημείου είναι πολύ χαμηλή μιας και μετρούν τη θερμοκρασία του δέρματος του μετώπου, η οποία ως επί το πλείστον είναι η υψηλότερη θερμοκρασία δέρματος και καθόλου αντιπροσωπευτική της θερμοκρασίας του πυρήνα, ακόμη και αν τοποθετείται το θερμομέτρο στην κροταφική αρτηρία. Τα ίδια προβλήματα ισχύουν και αν χρησιμοποιηθεί κανονική υπέρυθρη θερμομέτρηση στο σημείο του μετώπου.

Παρόλο που έχουν γίνει διάφορες μελέτες και υπάρχουν αρκετά δεδομένα για τα διαφορετικά σημεία μέτρησης της θερμοκρασίας, δεν υπάρχει κάποιο χρυσό πρότυπο κατά κοινή ομολογία, όσον αφορά το σημείο της μέτρησης για μη επεμβατικές μεθόδους. Το χρυσό πρότυπο για την μέτρηση της θερμοκρασίας του πυρήνα του σώματος είναι η εισαγωγή ενός αισθητήρα θερμοκρασίας στον οισοφάγο ή στην

πνευμονική αρτηρία ή στον ρινοφάρυγγα ή στην ουροδόχο κύστη, με την χρήση αυτών να γίνεται μόνο σε περιπτώσεις εντατικής θεραπείας ή κατά την διάρκεια χειρουργείων. [48] Η ιατρική κοινότητα, συμφωνεί στο ότι το σημείο της μασχάλης δεν προσφέρει την ακρίβεια στις μετρήσεις όσο τα υπόλοιπα σημεία. Ίσως, το πιο κατάλληλο σημείο για να παρθεί η θερμοκρασία του οργανισμού σε κλινικό περιβάλλον, ιδιωτικά ιατρεία αλλά και στο σπίτι να είναι το σημείο του τυμπάνου, με βάση τα προαναφερθείσα χαρακτηριστικά του σημείου. Ωστόσο, κανένα σημείο δεν αντιπροσωπεύει την πραγματική θερμοκρασία του πυρήνα. Αναφορικά, υπάρχουν και άλλα σημεία θερμομέτρησης για συγκεκριμένες κλινικές συνθήκες, όπως στην εντατική θεραπεία που η μέτρηση θερμοκρασίας μπορεί να γίνεται στον οισοφάγο, κοντά στην καρδιά, με την χρήση καθετήρα και ηλεκτρονικών αισθητήρων ή με ραδιοχάπι, μια μικρή κάψουλα με ηλεκτρικό αισθητήρα και ασύρματη μετάδοση των μετρήσεων, για την μέτρηση της θερμοκρασίας εντός του γαστρεντερικού σωλήνα.

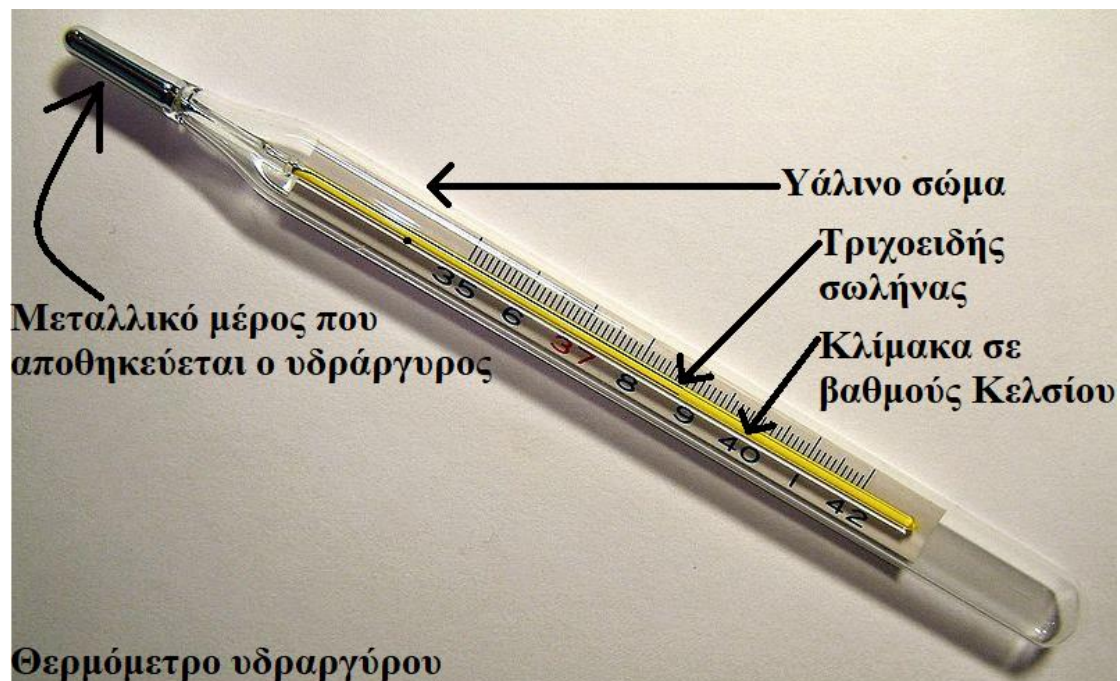
5.4 Τύποι θερμομέτρων και αρχή λειτουργίας τους

Υπάρχουν πολλές και διαφορετικές μέθοδοι για την μέτρηση της θερμοκρασίας του ανθρώπινου οργανισμού, άρα και διαφορετικές συσκευές θερμομέτρησης. [49] Κάποιες από τις μεθόδους που είναι άξιοι αναφοράς αλλά δεν θα γίνει ανάλυση όλων αυτών, είναι μετρήσεις με θερμίστορ, με θερμόμετρα θερμοστοιχείων, θερμοχρωμικά θερμόμετρα, θερμόμετρα φθορισμού, διμεταλλικά θερμόμετρα, με υπέρυθρη θερμογραφία, με αισθητήρες οπτικών ινών, με θερμομετρία μαγνητικού συντονισμού, με ραδιομετρία μικροκυμάτων, με θερμομετρία υπερήχων και με φασματοσκοπία εγγύς υπέρυθρης ακτινοβολίας (NIRS). Επίσης υπάρχουν και πολλά ηλεκτρικά θερμόμετρα όπως πυριτίου, θερμόμετρα διόδου και τρανζίστορ κ.α., τα οποία επί του παρόντος έχουν πολύ περιορισμένη εφαρμογή σε ιατρικά περιβάλλοντα. Ένα θερμόμετρο για κλινική χρήση απαιτεί ακρίβεια 0.1°C . [49] Ένας εμπειρικός κανόνας που χρησιμοποιείται από πολλούς μελετητές και ιατρούς είναι ότι η ανακρίβεια του συνδυασμού τοποθεσίας – θερμομέτρου, δεν πρέπει να ξεπερνάει τους 0.5°C . [43]

Η χρησιμότητα των θερμομέτρων αφορά την τακτική παρακολούθηση για την πρόληψη υψηλών θερμοκρασιών στον πυρετό και στην υπερθερμία ή χαμηλών θερμοκρασιών στην υποθερμία είτε στο νοσοκομειακό περιβάλλον, είτε στην κατ' οίκον φροντίδα. Επίσης, χρησιμοποιούνται στην παρακολούθηση νεογνών, στην παρακολούθηση της αναισθησίας, στην παρακολούθηση ειδικών θερμοθεραπευτικών μη επεμβατικών ή ελάχιστα επεμβατικών και χειρουργικών επεμβάσεων. Οι θερμοκρασίες που αντιπροσωπεύουν τη θερμοκρασία του πυρήνα θα πρέπει να μετρούνται κατά τη διάρκεια μεγάλων επεμβάσεων, ιδιαίτερα σε ασθενείς που υποβάλλονται σε γενική αναισθησία διάρκειας άνω των 30 λεπτών, διότι οι αναισθητικές ουσίες παράγουν μια βαθιά δοσο-εξαρτώμενη μείωση της θερμοκρασίας του πυρήνα, προκαλώντας αγγειοσυστολή και ρίγος, αποτελώντας την κύρια αιτία υποθερμίας στους περισσότερους ασθενείς. [49] Πέραν όμως των αναισθησιολογικών φαρμάκων, κατά την διάρκεια του χειρουργείου, υπάρχουν και άλλοι παράμετροι που προκαλούν απώλειες θερμότητας, όπως το χειρουργικό τραπέζι, η κρύα χειρουργική αίθουσα με τον κλιματισμό, το λεπτό λινό ένδυμα που καλύπτει τον ασθενή κ.α. Επίσης, η νευραξονική αναισθησία βλάπτει τον μηχανισμό της θερμορύθμισης, αλλά σε μικρότερο βαθμό από τη γενική αναισθησία. Η παρατεταμένη επισκληρίδιο αναλγησία σχετίζεται με υπερθερμία της οποίας η αιτία παραμένει άγνωστη. Στην επισκληρίδιο αναλγησία και στον τοκετό εμφανίζεται περιστασιακά υπερθερμία, συνήθως στους $38,5^{\circ}\text{C}$ - $39,5^{\circ}\text{C}$. Η υπερθερμία, αναπτύσσεται τυπικά μετά από τουλάχιστον 5 ώρες τοκετού. [43] Ακόμη, χρησιμοποιούνται πριν και κατά τη διάρκεια

μιας μετάγγισης αίματος για την παρακολούθηση αντιδράσεων από τον οργανισμό, για την παρακολούθηση της επίδρασης της θεραπείας για αντιμικροβιακή θεραπεία για λοίμωξη και για την παρατήρηση αλλαγών σε ασθενείς που υποδεικνύουν μόλυνση. [45] Τέλος, αποτελούν αναπόσπαστο κομμάτι όσον αφορά τις επιστημονικές μελέτες για τη διερεύνηση των υποκειμένων διεργασιών της θερμοκρασίας, της ρύθμισης, του πυρετού, της υπερθερμίας και της υποθερμίας.

Θερμόμετρο υδραργύρου σε γυαλί. Εφευρέθηκε το 1714 από τον Fahrenheit. Είναι η πιο παλιά συσκευή μέτρησης της θερμοκρασίας του σώματος και εξακολουθεί να χρησιμοποιείται τόσο σε επιστημονικό, όσο και σε κλινικό περιβάλλον. [49] Αποτελείται, από ένα μικρό μεταλλικό δοχείο στο άκρο του που περιέχεται ο υδράργυρος και ένα μακρύ και λεπτό τριχοειδές κλειστό υάλινο σωλήνα με την κλίμακα της θερμοκρασίας πάνω του σε βαθμούς Κελσίου, όπως φαίνεται στην Εικόνα 66. Η αρχή λειτουργίας του, βασίζεται στην ιδιότητα του υδραργύρου να συστέλλεται και να διαστέλλεται εξαιτίας της θερμοκρασίας που το περιβάλλει. Εάν έχει βαθμονομηθεί και είναι επαρκώς κατασκευασμένο για περιορισμένο εύρος θερμοκρασιών, όπως αυτά που χρησιμοποιούνται για την μέτρηση θερμοκρασίας ανθρώπινου σώματος, το θερμόμετρο υδραργύρου σε γυαλί παρέχει αξιοπιστία και υψηλή ακρίβεια. Το εύρος θερμοκρασιών στα κλινικά θερμόμετρα υδραργύρου είναι 35 με 42°C. Όταν τοποθετούνται για την λήψη μέτρησης, απαιτούν μεγάλο χρονικό διάστημα για την εξαγωγή του αποτελέσματος (3–5 λεπτά). Η επόμενη μέτρηση για να πραγματοποιηθεί, πρέπει να ανακινηθεί το θερμόμετρο, επιστρέφοντας ο υδράργυρος στην αρχική του θέση. [48] Το αρνητικό με αυτού του τύπου τα θερμόμετρα, είναι ο κίνδυνος της επαφής του ασθενή με τοξικό υδράργυρο, σε περίπτωση που σπάσει ο υάλινος σωλήνας. Επίσης, δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν από το στόμα, λόγω της επικινδυνότητας του υδραργύρου. Αν και τα τελευταία χρόνια έχουν αντικατασταθεί από τα ηλεκτρονικά θερμόμετρα, εξακολουθούν να έχουν σημασία για σκοπούς βαθμονόμησης και αναφοράς. [43]



Εικόνα 66: Κλασικό θερμόμετρο υδραργύρου

[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Clinical_thermometer_38.7.JPG]

Ηλεκτρικό θερμόμετρο με θερμοστοιχεία ή θερμίστορ (Εικόνα 67). Τα θερμίστορ είναι ημιαγωγοί ευαίσθητοι στη θερμοκρασία, ενώ τα θερμοστοιχεία εξαρτώνται από το μικροσκοπικό ρεύμα που παράγεται όταν ενώνονται ανόμοια μέταλλα. [43] Πολλά ηλεκτρονικά θερμόμετρα χρησιμοποιούν θερμίστορ για την μέτρηση της θερμοκρασίας στο ανθρώπινο σώμα. Είναι σχεδιασμένα για χρήση στο στόμα, στη μασχάλη ή στον ορθό. Η αντίσταση ενός θερμίστορ εξαρτάται από τη θερμοκρασία περιβάλλοντος. Όσο μεταβάλλεται η θερμοκρασία, η αντίσταση του θερμίστορ αλλάζει τιμή. Η θερμοκρασία του ανθρώπινου σώματος, που απαιτεί ακρίβεια 0.1°C , απαιτεί και τη μέτρηση της τάσης στο θερμίστορ με πολύ υψηλή ακρίβεια. Το θετικό με την χρήση θερμίστορ, είναι ότι η αντίσταση πέφτει εκθετικά με την αύξηση της θερμοκρασίας, επομένως είναι πολύ ευαίσθητο σε αλλαγές σε μικρό εύρος θερμοκρασίας και προσφέρει πολύ γρήγορα τα αποτελέσματα των μετρήσεων. [48] Τα πιθανά σφάλματα στην μέτρηση θερμοκρασίας με την χρήση θερμίστορ, είναι η αστάθεια θερμοκρασίας, η τάσης τροφοδοσίας, το ρεύμα αναφοράς, το κέρδος και ο ηλεκτρονικός θόρυβος. Ο ηλεκτρονικός θόρυβος μπορεί να αφορά τις ηλεκτρονικές παρεμβολές από ορισμένου τύπου νοσοκομειακού εξοπλισμού. Για την λύση αυτών των προβλημάτων χρειάζεται μια αναφορά ρεύματος με μια πηγή ρεύματος ακριβείας, έναν προγραμματιζόμενο ενισχυτή απολαβής, μια πηγή τάσης ανάλογη με την απόλυτη θερμοκρασία και μια αντίσταση βαθμονόμησης. [50] Με αυτόν τον τρόπο το θερμίστορ τροφοδοτείται από την πηγή ρεύματος ακριβείας και η τάση που παράγεται στην αντίστασή του τροφοδοτεί τον προγραμματιζόμενο ενισχυτή απολαβής και τέλος το ηλεκτρικό σήμα οδηγείται στον αναλογικοψηφιακό μετατροπέα για την απεικόνιση της μέτρησης. Η εσωτερική αντίσταση βαθμονόμησης, είναι μια αντίσταση πυριτίου, που επιλέγεται βάση της μέσης τιμής του εύρους των πιθανών μεταβολών της αντίστασης του θερμίστορ. Ο αισθητήρας τοποθετείται στο ανθρώπινο δέρμα για να πραγματοποιηθεί η μέτρηση. Το εύρος λειτουργίας τους είναι από 25°C έως 45°C , καθώς ο ασθενής μπορεί να είναι είτε υποθερμικός είτε υπερθερμικός και με ακρίβεια 0.1°C . [48] Η χρήση αισθητήρα θερμίστορ, αποτελεί μια καλή λύση για άτομα που χρειάζονται συνεχή παρακολούθηση της θερμοκρασίας και έχουν ενταχθεί σε πολυπαραμετρικά συστήματα παρακολούθησης ασθενών (μόνιτορ) για χρήση στην εντατική νοσηλευτική φροντίδα.

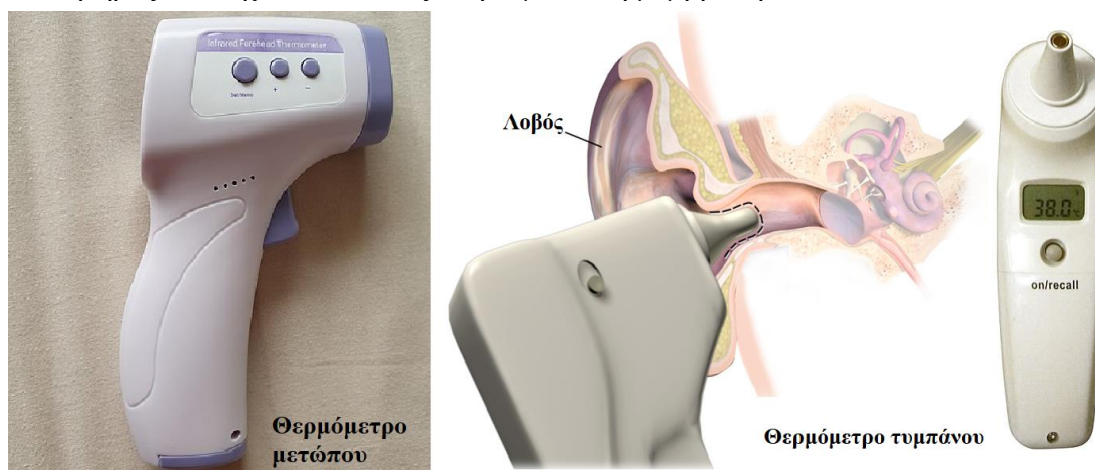


Εικόνα 67: Ηλεκτρονικό θερμόμετρο

[[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Kruidvat_rectal_thermometer_\(2019\)_01.jpg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Kruidvat_rectal_thermometer_(2019)_01.jpg)]

Θερμόμετρο τυμπάνου και μετώπου. Τα δύο αυτά θερμόμετρα χρησιμοποιούν αισθητήρες υπέρυθρων. [48] Λειτουργούν αξιολογώντας την υπέρυθη ενέργεια που εκπέμπεται από τις επιφάνειες του σώματος είτε της τυμπανικής μεμβράνης, είτε την επιφάνεια του μετώπου κοντά στην κροταφική αρτηρία. Η ροή ακτινοβολίας της θερμότητας που εκπέμπεται προσδιορίζεται σύμφωνα με το νόμο Stefan–Boltzmann.

[49] Το μέγεθος και το φάσμα της υπέρυθρης ακτινοβολίας (ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία) που εκπέμπεται, εξαρτάται από την τοπική θερμοκρασία, την εκπεμπόμενη ακτινοβολία της επιφάνειας, το φιλτράρισμα αυτής και τη θερμοκρασία του αισθητήρα. Τα πλεονεκτήματά τους, είναι ότι η μέτρηση γίνεται ανέπαφα, γρήγορα, σχετικά φθηνά, είναι φορητά και τα σημεία μέτρησης είναι εύκολα προσβάσιμα. Το θερμόμετρο του μετώπου, που απεικονίζεται στην Εικόνα 68 αριστερά, είναι ανεπαρκές για κλινική χρήση, μιας και η μέτρηση επηρεάζεται κυρίως από την περιβαλλοντική θερμοκρασία αλλά και από την εφίδρωση, πιθανό τοποθετημένο πάνω στο δέρμα μέικ-απ, λοσιόν, έλαια και την ύπαρξη τριχών σε αυτό το σημείο. Το θερμόμετρο του τυμπάνου, που απεικονίζεται στην Εικόνα 68 δεξιά, έχει καλή ακρίβεια και είναι τις περισσότερες φορές περισσότερο αξιόπιστο από τις άλλες επιλογές θερμομέτρων. Επίσης, χρησιμοποιεί έναν ακροδέκτη μιας χρήσης για την αποφυγή μολύνσεων. Αρχικά, ανασηκώνεται το πτερύγιο απαλά και το θερμόμετρο εισάγεται μερικά χιλιοστά μέσα στον αριστερό εξωτερικό ακουστικό πόρο και έπειτα ακούγεται ένας ήχος που υποδεικνύει την ολοκλήρωση της μέτρησης. [44] Η μέτρηση, τις περισσότερες φορές, επαναλαμβάνεται δύο φορές και καταγράφεται η υψηλότερη ένδειξη. Το πρόβλημα με αυτά τα θερμόμετρα, είναι να καλύπτεται η κυψέλη του αυτιού από ακαθαρσίες και να μην γίνεται σωστή τοποθέτηση της συσκευής, ώστε ο αισθητήρας να δείχνει απευθείας στη τυμπανική μεμβράνη.



Εικόνα 68: Αριστερά: Θερμόμετρο μετώπου || Δεξιά: θερμόμετρο τυμπάνου
 [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Infrared_forehead_thermometer,_made_in_China.jpg]
 [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Ear_Thermometer.png]
 [<https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Ohrthermometer.jpg>]

Ένα ιδανικό θερμόμετρο θα πρέπει να πληρεί κάποιες προδιαγραφές. [49] Αρχικά, η μέτρηση να αντικατοπτρίζει με εγκυρότητα και ακρίβεια την θερμοκρασία του πυρήνα του σώματος, για όλες τις ηλικιακές ομάδες ασθενών. Έπειτα, να είναι άνετο, ασφαλές και βολικό για τον ασθενή και εύκολο στην χρήση για το ιατρικό προσωπικό. Επίσης, να είναι σχετικά χαμηλό το κόστος παραγωγής του, να μην επηρεάζεται από την θερμοκρασία περιβάλλοντος και να δίνει γρήγορα τα αποτελέσματα της μέτρησης. Επίσης, να είναι μια συσκευή μέτρησης με μη επεμβατικό τρόπο και με βιοσυμβατότητα απέναντι στο ανθρώπινο σώμα. Τέλος, να μην αποτελεί κίνδυνο μετάδοσης της ασθένειας. Ένα ιδανικό θερμόμετρο, πέραν από την ποιότητα και τα χαρακτηριστικά της συσκευής, θα πρέπει να μπορεί να πάρει την μέτρηση και από το καλύτερο σημείο μέτρησης. Το πιο κοντινό σε αυτές τις προδιαγραφές είναι το θερμόμετρο τυμπάνου.

6 Τα μόνιτορ παρακολούθησης ζωτικών σημάτων του εμπορίου αλλά και οι υπάρχουσες πειραματικές διατάξεις

6.1 Μόνιτορ παρακολούθησης ζωτικών σημάτων κλινικής χρήσης

Η πρώτη φορά που εισήλθαν τα υπολογιστικά συστήματα για την παρακολούθηση ζωτικών σημάτων ασθενών, έγινε στα τέλη της δεκαετίας του 1960 και στις αρχές της δεκαετίας του 1970, σε τμήματα ΜΕΘ, στην Αμερική. [8] Τα πρώτα μόνιτορ απαρτίζονταν από σύστημα υπολογιστών mainframe, το οποίο απαιτούσε μια ολόκληρη αίθουσα υπολογιστών, συνολικού κόστους 200.000 δολαρίων. [51] Πλέον, τα μόνιτορ παρακολούθησης, χρησιμοποιούνται σε πολλά και διάφορα τμήματα εντός μιας νοσοκομειακής μονάδας. Για παράδειγμα, η παρουσία τους είναι απαραίτητη σε μια χειρουργική μονάδα, διότι κατά τη διάρκεια μιας επέμβασης, το νοσοκομειακό προσωπικό πρέπει να γνωρίζει ανά πάσα στιγμή τα επίπεδα των ζωτικών σημάτων του ασθενούς, ώστε να μειώνεται η πιθανότητα επιπλοκής και η επικινδυνότητα της χειρουργικής επέμβασης. Επίσης, η παρουσία ενός μόνιτορ είναι απαραίτητη και μετά από μία επέμβαση, ώστε να διασφαλίζεται η ομαλή μετεγχειρητική ανάκαμψη του ασθενή. Ωστόσο, δεν χρησιμοποιούνται μόνο στα χειρουργεία και στις κλίνες των ασθενών μετά από αυτά, αλλά και σε κλίνες τοκετού, στο τμήμα επειγόντων περιστατικών (ΤΕΠ), σε μονάδες εντατικής θεραπείας (ΜΕΘ), σε μονάδες εντατικής θεραπείας νεογνών, σε κλίνες καρδιολογικής, στα αναισθησιολογικά συστήματα, σε γηροκομεία, ακόμα και στα σπίτια των ασθενών είτε για την καθημερινή καταγραφή των ζωτικών σημάτων, είτε για τον γρήγορο εντοπισμό επικίνδυνων καταστάσεων για την ζωή του ασθενή. Το σημαντικό είναι ότι σε όποιο τμήμα και να χρησιμοποιείται, πρέπει να υπάρχει προσοχή, όσον αφορά τα ραδιοκύματα και τις ραδιοσυχνότητες από τις υπόλοιπες συσκευές, ώστε να μην επηρεάζουν τα βιοσήματα που παρακολουθούνται από το μόνιτορ. Ειδικά στα χειρουργεία που γίνεται η χρήση διαθερμιών, να υπάρχει προσοχή στην τοποθέτηση των pads, με σωστή απόσταση μεταξύ αυτών.

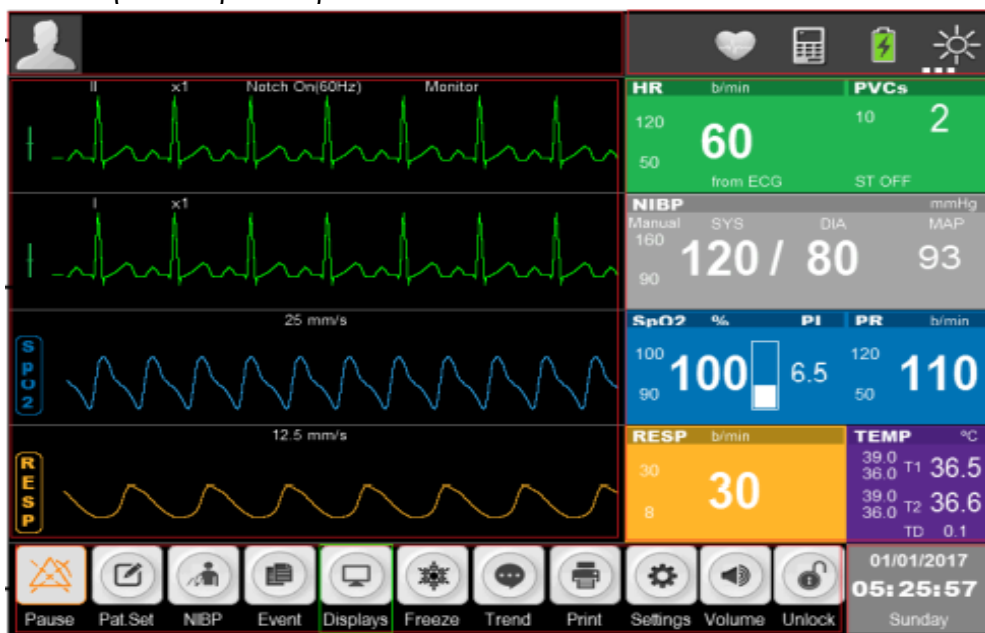
Στην παραπάνω παράγραφο, έγινε αναφορά για τα τμήματα μιας νοσοκομειακής μονάδας και μη, που είναι απαραίτητη η παρουσία ενός μόνιτορ. Σε αυτή την παράγραφο, θα δοθούν κάποια από τα παραδείγματα ασθενών που χρήζουν την παρακολούθηση μέσω ενός μόνιτορ. [51] Αρχικά είναι οι ασθενείς που τα ρυθμιστικά τους συστήματα εμφανίζουν μια αστάθεια, για παράδειγμα καταστολή του αναπνευστικού συστήματος είτε εξαιτίας υπερβολικής δόσης φαρμάκου, είτε λόγω αναισθησίας. Μια ακόμη κατηγορία ασθενών, είναι σε αυτούς που εμφανίζεται μια απειλητική για την ζωή τους κατάσταση, όπως η καρδιακή προσβολή. Μια παρεμφερής κατηγορία ασθενών με την προηγούμενη, είναι όταν υπάρχει πιθανότητα εμφάνισης μιας απειλητικής για την ζωή τους κατάστασης, όπως σε ασθενείς μετά από χειρουργείο ανοιχτής καρδιάς ή σε ένα πρόωρο βρέφος, στο οποίο δεν έχουν αναπτυχθεί πλήρως οι πνεύμονες και η καρδιά του. Επιπρόσθετα, στα άτομα που είναι κρίσιμη η κατάσταση τους επειδή έχουν υποστεί σηπτικό σοκ ή πολλαπλά τραύματα. Τέλος, χρήση μόνιτορ γίνεται και σε μια μητέρα με το μωρό της, κατά την διάρκεια ενός τοκετού.

Η χρήση ενός μόνιτορ παρακολούθησης ζωτικών σημάτων είναι απαραίτητη για την συνεχή λήψη των φυσιολογικών παραμέτρων ενός ασθενή. Ωστόσο, δεν είναι απαραίτητη η χρήση τους μόνο για την απεικόνιση αυτών των τιμών. Χρησιμοποιούνται σε ακτινολογικά τμήματα, για τη μεταφορά της πληροφορίας

απομακρυσμένα, για την αποθήκευση και οργάνωση των δεδομένων για μελλοντική αναφορά και μελέτη αυτών, συσχετίζοντας τα δεδομένα αυτά με δεδομένα που προέρχονται από άλλες ιατροτεχνολογικές διατάξεις, όπως επίσης και για την παροχή κλινικών ειδοποιήσεων. Επιπλέον, πέραν μιας οθόνης, που απεικονίζονται κάποιες τιμές, λειτουργεί και ως βοηθητικό εργαλείο για την λήψη διάφορων ιατρικών αποφάσεων από το ιατρικό προσωπικό, σε μία κρίσιμη κατάσταση. Τέλος, χρησιμοποιείται για την ανάλυση των δεδομένων που καταγράφει, ώστε να αποτιμηθεί η αποτελεσματικότητα της ιατρικής περίθαλψης, για παράδειγμα σε μια μονάδα εντατικής θεραπείας.

6.1.1 Τα τμήματα (modules) ενός παρακλίνιου μόνιτορ

Στα παραπάνω κεφάλαια αναλύθηκαν οι τέσσερις βασικότεροι παράμετροι που παρακολουθούνται από ένα μόνιτορ. Οι παράγοντες αυτοί, είναι η λειτουργία της καρδιάς, που παρακολουθείται με την βοήθεια του καρδιογραφήματος, η αρτηριακή πίεση, που μετριέται με την βοήθεια του πιεσομέτρου, η οξυγόνωση του αίματος, που μετριέται με την βοήθεια της παλμικής οξυμετρίας και τέλος η θερμοκρασία του ανθρώπινου σώματος που μετριέται με την βοήθεια ενός θερμομέτρου. Τα μόνιτορ που χρησιμοποιούνται στα κλινικά περιβάλλοντα σε διάφορες μονάδες στην πραγματικότητα, είναι μία οθόνη που συνοψίζει όλες τις πληροφορίες που παρέχουν συνολικά οι εκάστοτε αισθητήρες που αναλαμβάνουν την κάθε παράμετρο ξεχωριστά, όπως φαίνεται στην Εικόνα 69. Το σύστημα του κάθε αισθητήρα που επεξεργάζεται την πληροφορία και τελικά την απεικονίζει στην οθόνη, ονομάζεται μονάδα μέτρησης – τμήμα, με τον αγγλικό όρο module. Το μόνιτορ επιτυγχάνει την συγκέντρωση της πληροφορίας, όλων των επιμέρους τμημάτων, σε μία οθόνη, για την μεγαλύτερη διευκόλυνση του ιατρικού προσωπικού.



Εικόνα 69: Τυπική απεικόνιση των βασικών παραμέτρων στην οθόνη του μόνιτορ BT770

[Patient monitor BT-770 (2018). Operation Manual. Revision R00. Bistos. Accessed: JAN. 25, 2023. Available: <https://www.digas.gr/image/data/uploads/201910/instructionsbt770.pdf>]

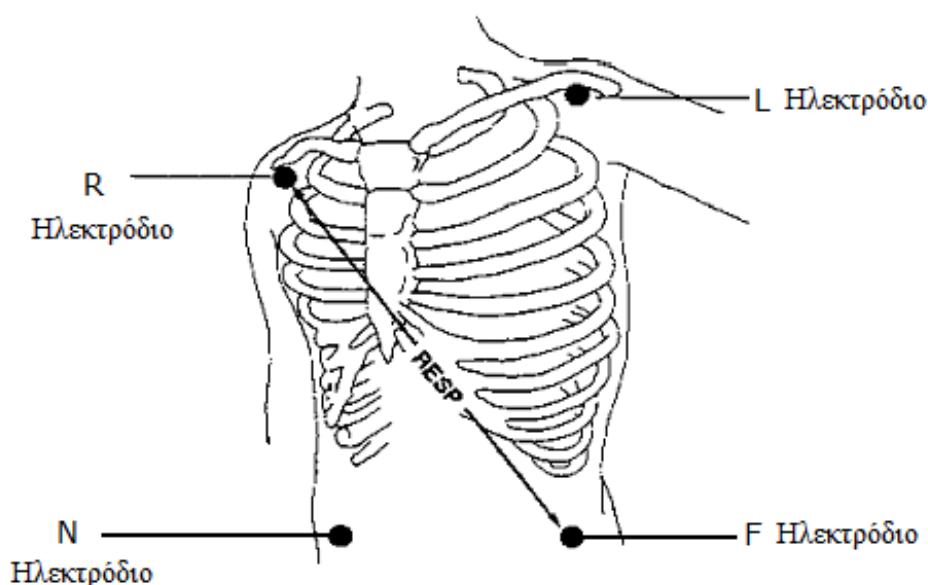
Το κάθε module, συνδέεται με βύσμα σε μία υποδοχή πάνω στο κεντρικό μόνιτορ. Δεν είναι απαραίτητο όλα τα μόνιτορ να έχουν υποδοχές για επιπλέον module. Το κάθε ένα module έχει τα δικά του χαρακτηριστικά συνδέεται με τον αισθητήρα του και

μεταφέρει την πληροφορία στο μόνιτορ για την καταγραφή και απεικόνιση αυτής. Τα module και οι αισθητήρες αυτών, λειτουργούν ανεξάρτητα και είναι ξεχωριστά μεταξύ τους καθώς μπορούν και να απομονωθούν. Ένα απλό μόνιτορ, τις υποδοχές για τις τέσσερις βασικές παραμέτρους που χρίζουν παρακολούθηση σε έναν ασθενή, τις έχει πάνω του και όχι σε κάποιο επιπρόσθετο module. Κάθε υποδοχή και κάθε αισθητήρας έχει τα δικά του χαρακτηριστικά. [52] Για παράδειγμα, ένα τυπικό ηλεκτροκαρδιογράφημα, έχει ρυθμούς σάρωσης 25 και 55 χιλιοστά ανά δευτερόλεπτο mm/s, με εύρος απόκρισης ενισχυτή από 0.05 έως 100 Hz, ώστε να απεικονίζεται πιστά το σύμπλεγμα PQRST.

Όλα τα κλινικά μόνιτορ, έρχονται με τις τέσσερις βασικές υποδοχές προ εγκατεστημένες πάνω στην συσκευή και συνήθως συνοδεύονται από τους αισθητήρες τους. Ωστόσο, αρκετά μόνιτορ, έχουν την δυνατότητα εισαγωγής επιπλέον modules, ώστε να μπορεί να γίνει παρακολούθηση περισσότερων βιοτικών σημάτων, μεγαλύτερης εξειδίκευσης για το ανάλογο κλινικό τμήμα που μπορεί να χρησιμοποιηθεί αυτό το μόνιτορ. Για παράδειγμα, ένα μόνιτορ που στοχεύει στην παρακολούθηση της καρδιακής λειτουργίας, φέρει τα τμήματα του ηλεκτροκαρδιογραφήματος, της μέτρησης αρτηριακής πίεσης και την μέτρηση των σφυγμών. Στην περίπτωση όμως που μια κλινική κατάσταση απαιτεί μεγαλύτερη εξειδίκευση, όσον αφορά την καρδιακή λειτουργία, το μόνιτορ μπορεί να διαθέτει επιπρόσθετα modules για την παρακολούθηση της καρδιακής παροχής – CO, των πνευμονικών πιέσεων, της κεντρικής φλεβικής πίεσης και των αγγειακών αντιστάσεων.

Κάποιες από τις επιπλέον λειτουργίες των μόνιτορ, είναι η παρακολούθηση του ρυθμού αναπνοής, παραθέτοντας πληροφορίες για την ανταλλαγή των αερίων και την μηχανική του αναπνευστικού συστήματος, της φλεβικής πίεσης και το σύστημα καπνογραφίας για την παρακολούθηση των επιπέδων διοξειδίου του άνθρακα CO₂. Ο ρυθμός αναπνοής, ως μεμονωμένη παράμετρος, συνήθως παρακολουθείται με την χρήση ενός πνευμονογράφου, που συχνά αποτελείται από ένα θερμίστορ, τοποθετημένο κοντά στο ρουθούνι του ασθενή. Ωστόσο, στα μόνιτορ πολλαπλών παραμέτρων, ο ρυθμός αναπνοής υπολογίζεται με την μέθοδο της σύνθετης αντίστασης. Κάθε φορά που ασθενής εισπνέει και εκπνέει, αλλάζει το σχήμα και το μέγεθος της θωρακικής του κοιλότητας, με αποτέλεσμα να αλλάζει η θωρακική του αντίσταση, η οποία μετρίεται από τα ηλεκτρόδια που είναι τοποθετημένα στο στήθος του ασθενή, όπως φαίνεται στην Εικόνα 70. Ενδεικτικά, το εύρος τιμών για τον ρυθμό αναπνοής είναι από 0 έως 120 αναπνοές/λεπτό. [53] Ακόμη, ένα μόνιτορ αιμοδυναμικής παρακολούθησης μπορεί να προσφέρει επιπλέον τιμές όπως είναι οι συστηματικές αγγειακές αντιστάσεις (SVR), η διακύμανση της διαφοράς πίεσης (pulse pressure variation - PPV) και η διακύμανση του όγκου παλμού (stroke volume variation - SVV) κατά την διάρκεια των αναπνευστικών κύκλων. Τέλος, επιπλέον modules στα μόνιτορ μπορεί να είναι

αναλυτής αερίων αίματος και σύστημα υπολογισμού δοσολογίας και διαχείρισης φαρμάκου.



Εικόνα 70: Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για την μέτρηση του ρυθμού αναπνοής [Patient monitor BT-770 (2018). Operation Manual. Revision R00. Bistos. Accessed: JAN. 25, 2023. Available: <https://www.digas.gr/image/data/uploads/201910/instructionsbt770.pdf>]

6.1.2 Επιπλέον λειτουργίες μόνιτορ παρακολούθησης

Ένα μόνιτορ παρακολούθησης ζωτικών σημάτων δεν αρκεί μόνο να απεικονίζει στην οθόνη τις τιμές των παραμέτρων και το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Τις περισσότερες περιπτώσεις, το μόνιτορ χρησιμοποιείται σε ασθενείς με ιατρικά προβλήματα ή τραυματισμούς που είναι απειλητικά για την ζωή τους. Έτσι, πέραν της εντατικής παρακολούθησης λεπτό προς λεπτό σε συνεχή πραγματικό χρόνο, απαραίτητη είναι και η αποθήκευση των δεδομένων καθώς και η ύπαρξη ηχητικών ή οπτικών ειδοποιήσεων, alarm, ώστε να βοηθούν το ιατρικό προσωπικό για την καλύτερη φροντίδα του ασθενή. [51] Οι οπτικοί συναγερμοί συνήθως βρίσκονται στην οθόνη του μόνιτορ και χρησιμοποιούν την αλλαγή χρώματος στις ενδείξεις ή οι ενδείξεις αναβοσβήνουν. Ωστόσο, δεν αρκεί μόνο η ύπαρξη των συναγερμών, μιας και αυτοί θα πρέπει να είναι έγκυροι και έγκαιροι, για να ειδοποιούνται άμεσα οι νοσηλευτές και οι ιατροί για μία επικείμενη κρίση ασθενών, με σκοπό την άμεση παροχή φροντίδας στους ασθενείς.

Παρόλο αυτά, το πρόβλημα με τους συναγερμούς εντοπίζεται στην εγκυρότητά τους. Το 2006 έγινε μια έρευνα από τον Imhoff και τους συνεργάτες του, που παρατήρησαν σε μια ΜΕΘ, το 90% των συναγερμών ήταν ψευδείς. [54] Το φαινόμενο των ψευδών συναγερμών, μπορεί να οδηγήσει στην απενεργοποίηση των ηχητικών συναγερμών, με σκοπό να αποφευχθεί η σύγχυση, αλλά με τραγικές για τους ασθενείς συνέπειες. Για αυτόν το λόγο, η βιομηχανία και οι ερευνητές, έχουν επενδύσει στην ανάπτυξη αλγορίθμων, οι οποίοι θα εξαλείφουν σε σημαντικό επίπεδο τους ψευδείς συναγερμούς. Ο στόχος πλέον και η ανάπτυξη πάνω στους συναγερμούς πέραν την απαλοιφή των ψευδών ενδείξεων, είναι με την βοήθεια της μηχανικής μάθησης, να αναπτυχθούν αλγόριθμοι που θα εντοπίζουν πιθανές καταστάσεις ώστε να

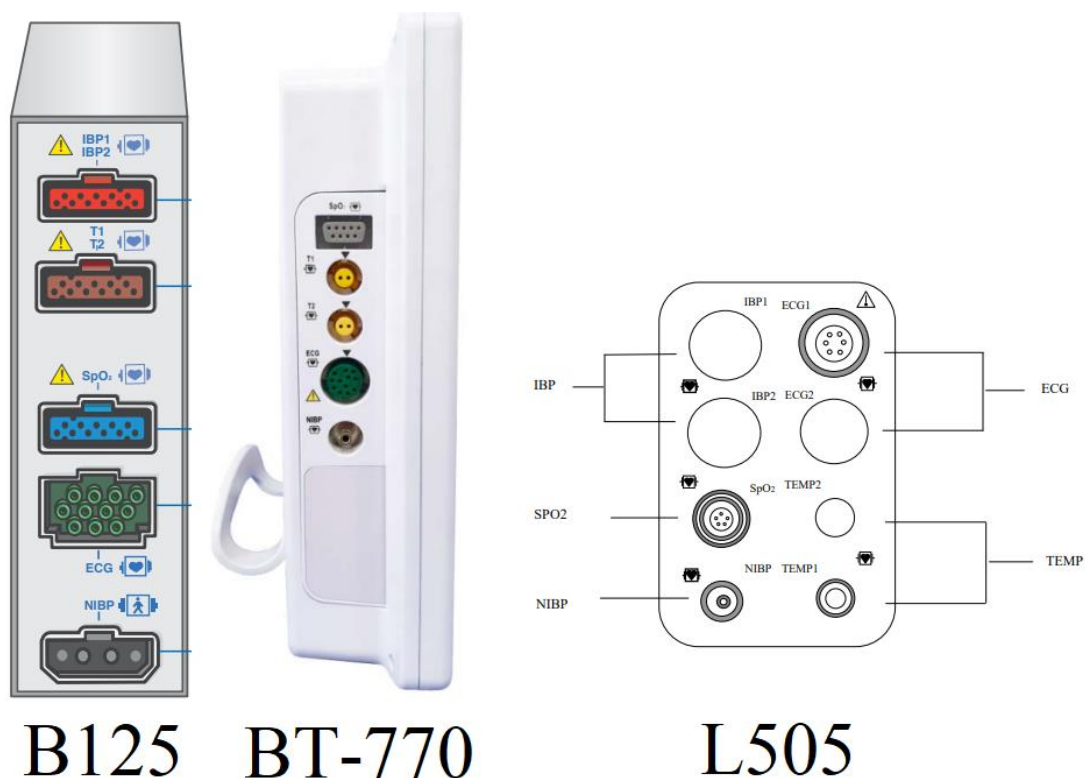
ενεργοποιείται ένας συναγερμός προληπτικής φύσεως για μια πιθανή μελλοντική εμφάνιση μιας διαταραχής του ανθρώπινου οργανισμού.

6.2 Υπάρχοντα μόνιτορ παρακολούθησης εμπορίου

Σε αυτό το κεφάλαιο θα γίνει αναφορά για κάποιες λειτουργίες και για κάποια χαρακτηριστικά μόνιτορ παρακολούθησης ζωτικών σημάτων ασθενή που υπάρχουν στο εμπόριο. Τα μόνιτορ που μελετήθηκαν με βάση τα εγχειρίδιά τους, είναι τα εξής μοντέλα: B125/B105, BM3, BT-770, L505, PM5000 και UP-7000. Κάποια από αυτά έχουν τις βασικές υποδοχές για τα βασικά modules και κάποια άλλα είναι λίγο πιο εξειδικευμένα. Παρακάτω, θα γίνει η αναφορά κάποιων σημαντικών λειτουργιών, τα κοινά τους χαρακτηριστικά αλλά και σε τι μπορεί να διαφέρουν μεταξύ τους.

6.2.1 Κοινά χαρακτηριστικά μεταξύ των μοντέλων μόνιτορ

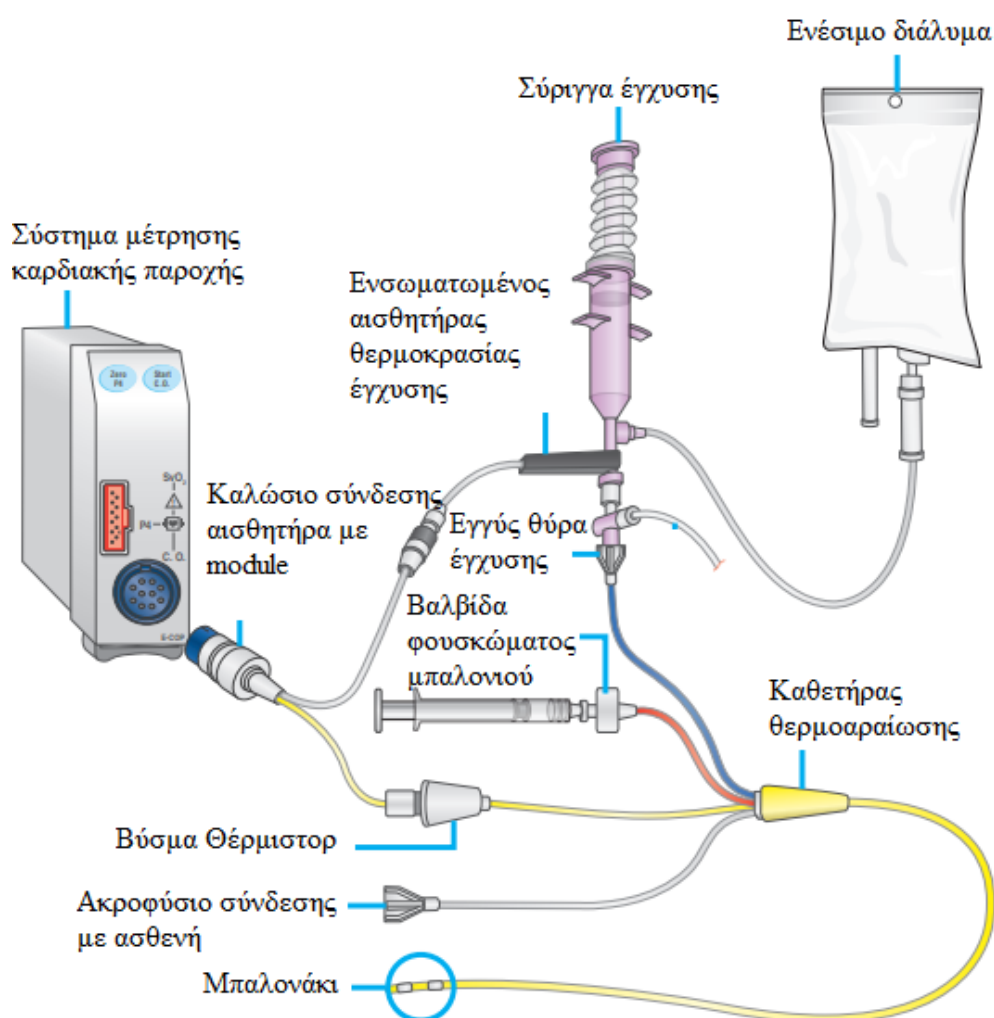
Όπως έχει προ αναφερθεί, όλα τα μόνιτορ, όπως το μοντέλο B125/B105, έρχονται με προ-εγκατεστημένες τις υποδοχές για την σύνδεση των αισθητήρων, όσον αφορά τις τέσσερις βασικές μετρήσεις. Αυτές οι υποδοχές ονομάζονται αιμοδυναμικοί και σε αυτούς μπορούν να συνδεθούν οι αισθητήρες για την αιματηρή IPB (όχι σε όλα τα μοντέλα) και μη NIPB μέτρηση της αρτηριακής πίεσης, για την θερμοκρασία, για την μέτρηση του κορεσμού της αιμοσφαιρίνης στο αίμα και για το ηλεκτροκαρδιογράφημα. Αν και όλα τα μόνιτορ έχουν αυτές τις υποδοχές, δεν εφαρμόζει ένας αισθητήρας σε όλα τα μοντέλα, διότι η κάθε εταιρεία στους αισθητήρες της, χρησιμοποιεί είτε διαφορετικό σχέδιο βύσματος, είτε ίδιο σχήμα αλλά έχοντας διαφορετικό πλήθος pin, όπως φαίνεται στην Εικόνα 71.



Εικόνα 71: Υποδοχές βύσμάτων για τους 4 βασικούς αισθητήρες παρακολούθησης ζωτικών σημάτων

[Patient Monitor B125/B105 (2018). Clinical Reference Guide. GE Healthcare
 Patient monitor BT-770 (2018). Operation Manual. Revision R00. Bistos.
 Patient monitor L505. User manual. Daray]

Όλα τα μόνιτορ, πέραν των τεσσάρων βασικών παραμέτρων, υπολογίζουν τον καρδιακό ρυθμό/σφυγμό (heart/pulse rate) και τον ρυθμό αναπνοής (RR – Respiration Rate). Ο ρυθμός αναπνοής στα περισσότερα μόνιτορ υπολογίζεται από τα ηλεκτρόδια του ΗΚΓ από τις μεταβολές της θωρακικής αντίστασης. Ωστόσο, αναλόγως το μοντέλο, μπορεί να υπολογίζεται από το ΗΚΓ ή το παλμικό οξύμετρο ή από την μέτρηση της πίεσης. Επίσης, κάποια από τα μοντέλα, διαθέτουν επιπλέον υποδοχές για να μπορέσουν να συνδεθούν επιπλέον modules, όπως για παράδειγμα το module για την καρδιακή παροχή CO – Cardiac Output, που φαίνεται στην Εικόνα 72. Επιπλέον, φέρουν πάνω τους εφαρμοσμένο ένα μηχάνημα εγγραφής, το οποίο έχει την δυνατότητα να εκτυπώσει σε χαρτί είτε τις κυματομορφές, είτε τις αριθμητικές τιμές που θα επιλεγθούν. Όλα, για την τροφοδοτήσή τους, συνδέονται με την παροχή εναλλασσόμενου ρεύματος της νοσοκομειακής μονάδας για να λειτουργούν, ωστόσο περιλαμβάνουν και μια μπαταρία, η οποία χρησιμοποιείται για τυχόν διακοπές ρεύματος ή για την μεταφορά του ασθενή εντός νοσοκομειακής μονάδας. Τέλος, διαθέτουν υποδοχή για να συνδεθεί επιπρόσθετη οθόνη για την απεικόνιση των αποτελεσμάτων και υποδοχή για την σύνδεση του με το δίκτυο του νοσοκομείου.

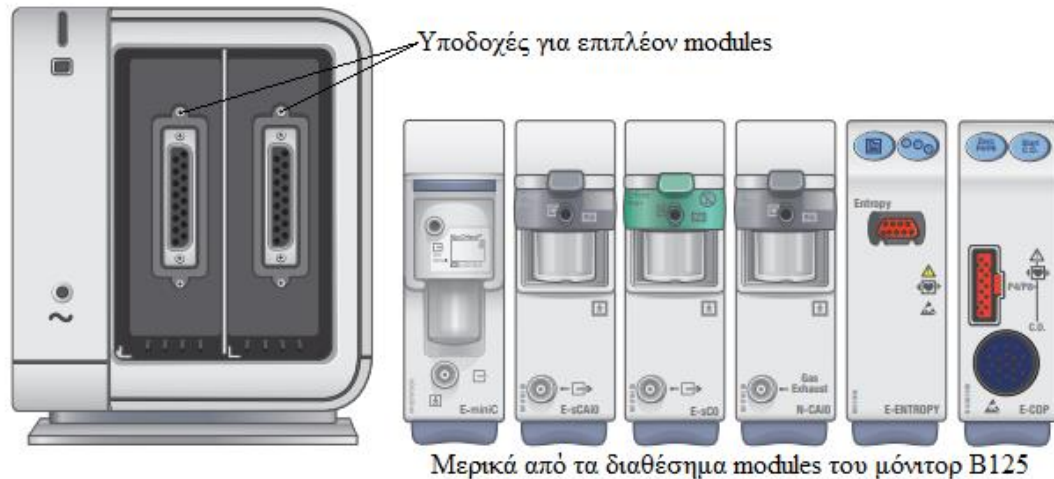


Εικόνα 72: Απεικόνιση module καρδιακής παροχής
 [Patient Monitor B125/B105 (2018). Clinical Reference Guide. GE Healthcare.
 Accessed: JAN. 25, 2023. Available: https://www.gehealthcare.co.uk/-/jssmedia/global/covid-19/lcs-pdf/b125-b105-clinical-reference-guide_doc2204111.pdf?rev=-1]

Στην οθόνη, αυτή καθ' αυτή, υπάρχει χώρος για να απεικονίζονται οι παλμοί, το SpO₂, η μέτρηση της αρτηριακής πίεσης, η θερμοκρασία, ο ρυθμός αναπνοής και οι κυματομορφές των αισθητήρων ταυτόχρονα. Ένα επιπλέον χαρακτηριστικό των μόνιτορ είναι η δυνατότητα εισαγωγής των στοιχείων του ασθενή, ώστε να μπορεί να υπάρχει το ιστορικό των τιμών για ένα μεμονωμένο ασθενή. Επιπρόσθετα, ένας σημαντικός κλάδος των μόνιτορ είναι οι συναγερμοί (alarms) για τις τιμές των βιοσημάτων. Διαθέτουν και ηχητικούς και οπτικούς συναγερμούς. Επίσης, παρέχεται η δυνατότητα της αποθήκευσης αυτών των συναγερμών στο ιστορικό για να μπορούν να μελετηθούν μετέπειτα. Ωστόσο, υπάρχει η δυνατότητα να απενεργοποιηθούν οι συναγερμοί ή να τροποποιηθούν, όσον αφορά για παράδειγμα την έντασή τους ή τα όρια στα οποία ενεργοποιούνται. Το κάθε μοντέλο μόνιτορ, από τις εργοστασιακές του ρυθμίσεις έχει τα φυσιολογικά – επιτρεπτά όρια προ-εγκατεστημένα. Κάθε εγχειρίδιο ενός μόνιτορ, αναφέρει ποιες είναι αυτές οι τιμές, η οποίες συμπίπτουν και με τα φυσιολογικά όρια που έχουν αναφερθεί στα εκάστοτε κεφάλαια της πίεσης, του SPO₂ και της θερμοκρασίας αντίστοιχα. Τέλος, όπως υπάρχει δυνατότητα ρύθμισης των ορίων, έτσι υπάρχει και η δυνατότητα για την αλλαγή των ρυθμίσεων όσον αφορά τις επιλογές και τα χαρακτηριστικά που θα απεικονισθούν από την μέτρηση των βιοσημάτων.

6.2.2 Διαφορές μεταξύ των μοντέλων μόνιτορ

Το μοντέλο B125/B105 για παράδειγμα, έχει επιπλέον υποδοχές για την ρύθμιση αερίων, ώστε να μετρά και να εμφανίζει αέρια όπως το διοξείδιο του άνθρακα CO₂, το οξυγόνο O₂ και το μονοξείδιο του αζώτου N₂O που αποτελεί αναισθησιολογικό παράγοντα, στην περίπτωση που ο ασθενής είναι συνδεδεμένος με κάποια παροχή από τα προηγούμενα αέρια. [55] Ένα επιπρόσθετο module που δέχεται το B125/B105, είναι αυτό του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος, το οποίο χρησιμεύει στην αναισθησία για την απεικόνιση της εγκεφαλικής δραστηριότητας. Στην Εικόνα 73, φαίνονται οι υποδοχές και τα διαθέσιμα modules για αυτό το μοντέλο. Από την άλλη πλευρά, το L505 ως επιπλέον χαρακτηριστικό έχει ότι υπάρχει σύστημα για την συνεχόμενη παρακολούθηση του διοξειδίου του άνθρακα κατά την εκπνοή του ασθενή, EtCO₂ – End-tidal carbon dioxide, με μονάδες μέτρησης χιλιοστά υδραργύρου (mmHg) ή χιλιο-Πασκάλ (kPa). [53] Υπάρχει όμως και μόνιτορ, όπως το μοντέλο PM5000, το οποίο έχει προ-εγκατεστημένη υποδοχή για το διοξείδιο του άνθρακα CO₂, χωρίς να χρειάζεται επιπλέον module. [56] Με αυτή την υποδοχή, δίνεται η επιλογή για την μέτρηση της συγκέντρωσης του CO₂ στα αναπνευστικά αέρια, ενώ μπορεί να υπολογιστεί και το EtCO₂. Ακόμη, υπάρχει η δυνατότητα απεικόνισης κυματομορφής του CO₂, το καπνογράφημα, το οποίο χρησιμεύει για την αξιολόγηση της ακεραιότητας των αεραγωγών του ασθενούς και της σωστής τοποθέτησης του ενδοτραχειακού σωλήνα. Από το καπνογράφημα, μπορεί να υπολογιστεί και ο ρυθμός αναπνοής.



Εικόνα 73: Απεικόνιση επιπλέον modules ενός μόνιτορ [Patient Monitor B125/B105 (2018). Clinical Reference Guide. GE Healthcare. Accessed: JAN. 25, 2023. Available: https://www.gehealthcare.co.uk/-/jssmedia/global/covid-19/lcs-pdf/b125-b105-clinical-reference-guide_doc2204111.pdf?rev=-1]

Ένα από τα πιο ολοκληρωμένα και πολυσύνθετα μόνιτορ με πολλές επιπλέον λειτουργίες, συγκριτικά με τα μόνιτορ που μελετήθηκαν σε αυτή την εργασία, είναι το μοντέλο UP7000. [57] Αποτελεί ένα μόνιτορ με μεγάλη εξειδίκευση, καθώς πέραν των τεσσάρων βασικών παραμέτρων, του ρυθμού αναπνοής και του καρδιακού ρυθμού, έχει επιπρόσθετες δυνατότητες όπως, να παρακολουθεί τα επίπεδα διοξειδίου του άνθρακα CO₂, την καρδιακή παροχή CO σε λίτρα/λεπτό και τα επίπεδα συγκέντρωσης αναισθησιολογικών αερίων – AG, που εισέρχονται και εξέρχονται στην διάρκεια της αναπνοής, με την βοήθεια του υπέρυθρου φωτός. Επίσης, υπάρχει η δυνατότητα παρακολούθησης της εγκεφαλικής κατάστασης (CSM – Cerebral State Monitoring) ενός ασθενή που έχει υποστεί αναισθησία, με την βοήθεια του ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος (EEG – Electroencephalography), όπως φαίνεται παρακάτω στην Εικόνα 74. Τέλος, υπάρχει και η δυνατότητα να λειτουργεί ως Toumiquet, δηλαδή ως σύστημα άσκησης πίεσεως σε ένα άκρο προκειμένου να σταματήσει η ροή του αίματος, το οποίο χρησιμοποιείται σε επείγουσες περιπτώσεις, κυρίως σε χειρουργικές επεμβάσεις ή μετεγχειρητικές αποκαταστάσεις.

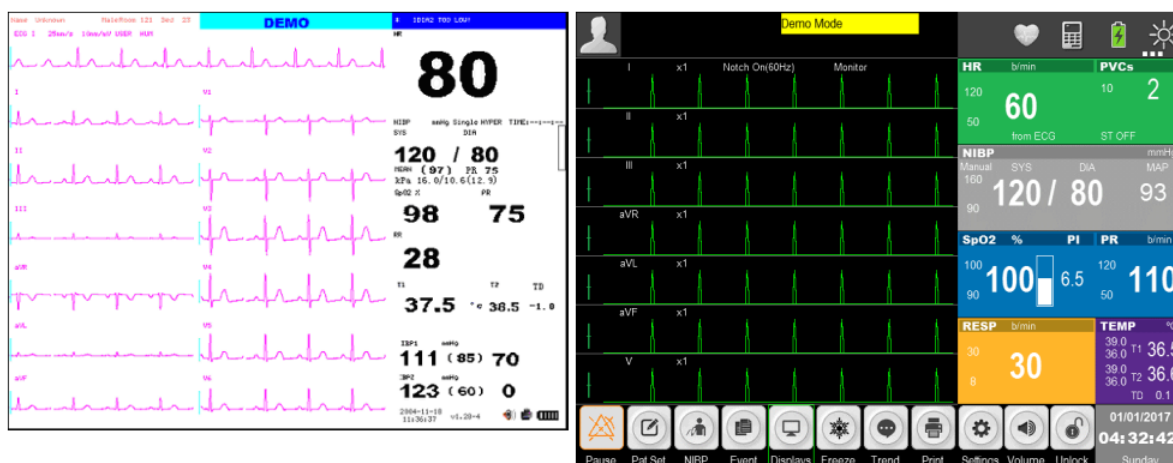


Εικόνα 74: Τοποθέτηση ηλεκτροδίων για την παρακολούθηση της εγκεφαλικής κατάστασης CSM [Patient Monitor Multi-Parameter UP-7000 (2022). User Manual. Revision 6-05. Gima. Accessed: JAN. 25, 2023. Available: <https://www.gimaitaly.com/DocumentiGIMA/Manuali/EN/M35145EN.pdf>]

Σίγουρα μία άλλη βασική διαφορά μεταξύ των μόνιτορ, παρατηρείται στο μέγεθος της οθόνης αυτών και είναι μια σημαντική παράμετρος που διαμορφώνει την τελική τιμή

αγοράς του. Κάποια μόνιτορ επιλέγονται με βάση το μέγεθος τους, όπως το BM3 και το BT770, για το μικρό τους μέγεθος, καθώς τα καθιστά εύχρηστα στο να χρησιμοποιούνται για την μεταφορά ενός ασθενή. [58, 59] Από την άλλη πλευρά, αυτά τα μοντέλα, λόγω και της φύσης τους να είναι compact ιδανικά για τις μεταφορές, δεν περιλαμβάνουν υποδοχές για επιπλέον modules. Ακόμη, δεν περιλαμβάνουν υποδοχή για την μέτρηση της αρτηριακής πίεσης με αιματηρό τρόπο, όπως τα μοντέλα B125/B105 και L505. Το μοντέλο UP7000 που δεν είναι ούτε μικρό, αλλά ούτε και το απλό μόνιτορ που μετρά τις βασικές παραμέτρους, έχει δύο υποδοχές για να ενσωματωθούν ταυτόχρονα δύο επιπρόσθετα modules.

Ένα ακόμη χαρακτηριστικό που διαμορφώνει δύο μεγάλες κατηγορίες μόνιτορ σε επεμβατικά μόνιτορ και σε μη επεμβατικά μόνιτορ, είναι η ύπαρξη ή απουσία της υποδοχής για μέτρηση της πίεσης με αιματηρό τρόπο. Για παράδειγμα, αυτή η δυνατότητα της IBP – Invasive Blood Pressure, απουσιάζει από τα μοντέλα BM3 και BT770, ενώ υπάρχει στα μοντέλα B125/B105 και L505. Τα μη επεμβατικά μόνιτορ είναι αυτά που έχουν την δυνατότητα παρακολούθησης του ΗΚΓ, της πίεσης NIBP, της θερμοκρασίας, του SPO2, του σφυγμού HR – Heart Rate και του ρυθμού αναπνοής. Από την άλλη πλευρά, τα επεμβατικά αιμοδυναμικά μόνιτορ είναι αυτά που έχουν την ικανότητα, πέραν των υπολοίπων, να παρακολουθούν την πίεση IBP, την κεντρική φλεβική πίεση, πίεση πνευμονικής αρτηρίας και καρδιακής παροχή CO. Επίσης, τα μοντέλα B125/B105, BM3 και BT770, για το καρδιογράφημα έχουν απεικόνιση μέχρι και 5 απαγωγές, σε αντίθεση με το L505 που μπορεί να απεικονίσει ταυτόχρονα συνολικά και τις 12 απαγωγές [53], όπως φαίνεται στην Εικόνα 75, χρησιμοποιώντας την πρώτη υποδοχή ΗΚΓ1 για τις 5 απαγωγές και την δεύτερη υποδοχή ΗΚΓ2 για τις υπόλοιπες 7. Ωστόσο, όλα διαθέτουν την βασική απεικόνιση των 3 απαγωγών όπως φαίνεται στην Εικόνα 76.



Απεικόνιση και των 12 απαγωγών (L505)

Απεικόνιση των 7 απαγωγών (BT-770)

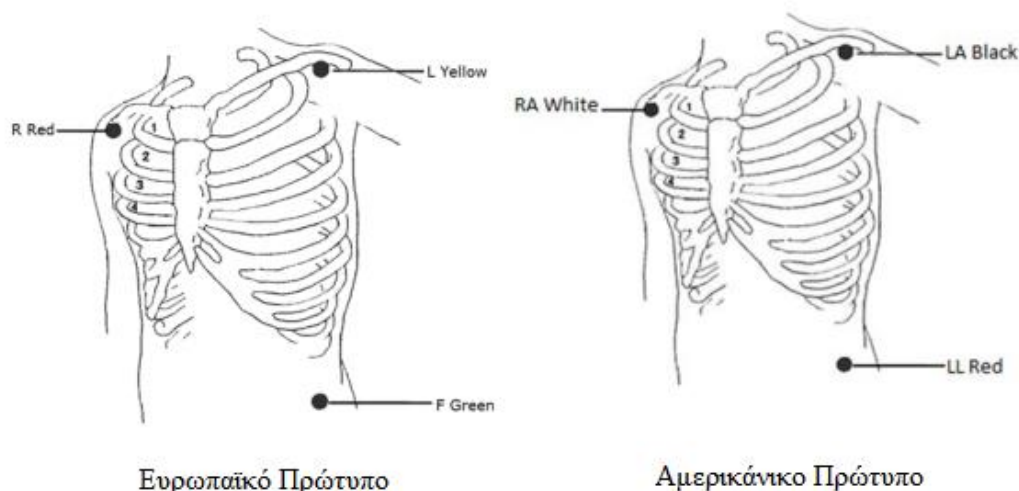
*Εικόνα 75: Απεικόνιση 7 και 12 ταυτόχρονων απαγωγών
[Patient monitor BT-770 (2018). Operation Manual. Revision R00. Bistos.*

Accessed: JAN. 25, 2023. Available:

<https://www.digas.gr/image/data/uploads/201910/instructionsb770.pdf>

Patient monitor L505. User manual. Daray. Accessed: JAN. 25, 2023. Available:

<https://www.daray.com/wp-content/uploads/2021/07/L505-manual.pdf>]



Εικόνα 76: Τοποθέτηση ηλεκτροδίων 3-lead για καταγραφή ΗΚΓ με τα Ευρωπαϊκά και Αμερικάνικα πρότυπα

[Patient monitor BT-770 (2018). Operation Manual. Revision R00. Bistos. Accessed: JAN. 25, 2023. Available: <https://www.digas.gr/image/data/uploads/201910/instructionsbt770.pdf>]

Όσον αφορά τις επιπλέον λειτουργίες που βασίζονται στο λογισμικό ενός μοντέλου μόνιτορ, υπάρχει για παράδειγμα η δυνατότητα στο μοντέλο B125/B105, να απεικονιστούν οι κυματομορφές των αισθητήρων όλες μαζί για τις τελευταίες 36 ώρες, ενώ στο BT770 υπάρχει η δυνατότητα επισκόπησης των δεδομένων για τις τελευταίες 168 ώρες και στο L505 για τις τελευταίες 96 ώρες. Μία άλλη δυνατότητα που έχει το μοντέλο PM5000 και UP7000, είναι το σύστημα υπολογισμού δοσολογιών φαρμάκων που μπορεί να χρησιμοποιεί ο ασθενής κατά την διάρκεια της παρακολούθησής του. [56] Σκοπός του είναι να βοηθά στην διαχείριση των εγχύσεων φαρμάκων, με το να υπολογίζει παραμέτρους όπως δόση φαρμάκου, όγκους, συγκεντρώσεις, ρυθμούς έγχυσης και χρόνους που απαιτούνται για την ολοκλήρωση της έγχυσης του φαρμάκου. Το μοντέλο UP7000 έχει επιπλέον λειτουργία που ονομάζεται υπολογισμός οξυγόνωσης που λειτουργεί με την εισαγωγή 14 παραμέτρων και υπολογισμός αερισμού που λειτουργεί με την εισαγωγή 9 παραμέτρων, εκ των οποίων ένας κοινός και για τους δύο είναι το κλάσμα εισπνεόμενου οξυγόνου - FiO₂.

6.3 Μόνιτορ παρακολούθησης ζωτικών σημάτων εξ' αποστάσεως

Η τηλεϊατρική έχει εισχωρήσει και στον κλάδο των μόνιτορ είτε στα μόνιτορ εντός κλινικού περιβάλλοντος, είτε σε αυτά εντός της οικίας του ασθενή για την καθημερινή παρακολούθησή του από το σπίτι του. Η τηλεϊατρική ορίζεται ως η πρακτική της ιατρικής μέσω μιας απομακρυσμένης ηλεκτρονικής διεπαφής. [60] Αυτό σημαίνει ότι στην τηλεϊατρική, η ιατρική πληροφορία μεταφέρεται από τον ασθενή στον ιατρό μέσω κινητού ή τηλεφώνου ή άλλων δικτύων, με σκοπό την παροχή της ιατρικής βοήθειας εξ αποστάσεως. Η τηλεϊατρική, χωρίζεται σε τρεις βασικούς κλάδους την σύγχρονη, την ασύγχρονη και την απομακρυσμένη παρακολούθηση. Η σύγχρονη αφορά την παροχή των πληροφοριών σε πραγματικό χρόνο, η ασύγχρονη στην αποθήκευση αυτών των πληροφοριών και στην μετέπειτα προώθηση αυτών στον ιατρό και η απομακρυσμένη παρακολούθηση, που αφορά την συνεχή αξιολόγηση της κλινικής κατάστασης του ασθενή είτε μέσω σύγχρονης, είτε μέσω ασύγχρονης τηλεϊατρικής.

Οι κύριοι στόχοι της τηλεϊατρικής είναι οικονομικοί είτε όσον αφορά τον ασθενή, είτε όσον αφορά την νοσοκομειακή μονάδα. [5] Επίσης στοχεύει στην διευκόλυνση του ασθενή, για εύκολη πρόσβαση σε ιατρικό προσωπικό απομακρυσμένα και στην βελτίωση της φροντίδας του. [60] Αρχικά, λόγω της τοποθεσίας της οικίας του ασθενή, μπορεί να μην είναι εύκολη η πρόσβασή του σε κάποια νοσοκομειακή μονάδα ή η κατάσταση του να μην του επιτρέπει τις συχνές μεταφορές από και προς το νοσοκομείο. Επιπλέον, η δυνατότητα της τηλεϊατρικής, μειώνει και τα κόστη μεταφοράς που επιβαρύνουν των ασθενή, όσον αφορά τις άσκοπες μετακινήσεις του που αφορούν μόνο τον έλεγχο ρουτίνας. Πέραν από τα οικονομικά οφέλη του ασθενή, υπάρχουν και μειωμένα κόστη στο νοσοκομείο. Αυτό, συμβαίνει διότι οι επανεισαγωγές στο νοσοκομείο κοστίζουν. Ένας ασθενής με μία χρόνια νόσο καταλαμβάνει χώρο στο νοσοκομείο και αναλογεί σε υψηλές ιατρικές δαπάνες, κάτι το οποίο λύνεται εύκολα με την χρήση της τηλεϊατρικής. Ωστόσο, αυτή η μέθοδος εξ αποστάσεως παρακολούθησης ενός ασθενή φέρει και πολλά προβλήματα που αφορούν την υποδομή της χώρας για να υποστηρίξει κάτι τέτοιο, την εκπαίδευση και την σωστή χρήση του εξοπλισμού από τον ασθενή ή από το οικογενειακό του περιβάλλον και τις σχετικές άδειες για να συνεχιστεί η παρακολούθηση του ασθενή από το σπίτι του. Συγκεκριμένα, η χρήση της τηλεϊατρικής, μπόρεσε να βοηθήσει και να διευκολύνει τόσο τους ασθενείς όσο και το ιατρικό προσωπικό, κατά τη διάρκεια της παγκόσμιας έκτακτης ανάγκης COVID-19. Σε μια περίοδο που δεν ήταν εύκολη η μετακίνηση και η είσοδος στα νοσοκομεία, όσοι χρήςζανε συνεχή παρακολούθηση, η τηλεϊατρική φάνηκε ένα πολύ χρήσιμο "εργαλείο" για πολλούς ασθενείς, όπως οι καρδιοπαθείς, οι οποίοι μπορούσαν να συνεχίζουν να παρακολουθούνται, χωρίς να υποβάλουν την ζωή τους σε κίνδυνο.

Τα τελευταία χρόνια, υπάρχει μεγάλη ανάπτυξη ιατρικών συσκευών που στοχεύει στην προσωπική και οικιακή χρήση, με σκοπό να είναι εφικτή η συνεχής παρακολούθηση ζωτικών σημάτων οπουδήποτε και οποτεδήποτε. Για την παρακολούθηση ασθενών εκτός κλινικού περιβάλλοντος (π.χ. στο σπίτι), υπάρχει ο όρος απομακρυσμένη παρακολούθηση ασθενών (RPM – Remote Patient Monitoring). [5] Αυτή η βελτίωση και η ανάπτυξη της υγειονομικής περίθαλψης κατοίκων προέκυψε από την ανάγκη και την ζήτηση της αγοράς σε συνδυασμό με την ανάπτυξη της τεχνολογίας και την ύπαρξη ηλεκτρονικών μικρού μεγέθους και χαμηλού κόστους. Γι' αυτές τις συσκευές, υπάρχουν οι προδιαγραφές να είναι φορητές, σχετικά μικρές, οικονομικές, να υπάρχει μια σχετικά καλή ακρίβεια στις μετρήσεις, να έχουν χαμηλές απαιτήσεις ισχύος και να μπορούν να καταγράψουν και να μεταδώσουν την πληροφορία για ένα καλό χρονικό διάστημα. [60] Πλέον, σε κάθε σπίτι υπάρχει και από μία συσκευή μέτρησης βιοσημάτων όπως είναι το ηλεκτρονικό πιεσόμετρο, το παλμικό οξύμετρο, το θερμομέτρο και ο μετρητής ζακχάρου. Τα τελευταία χρόνια, υπάρχουν και τα φορετά συστήματα ή αλλιώς wearables, όπως είναι τα έξυνα ρολόγια – smartwatches, που μπορούν και μετράνε τους παλμούς και τα ποσοστά οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης στο αίμα. Σκοπός του RPM, είναι να μπορεί να γίνει η συλλογή και η μεταφορά των δεδομένων στον ιατρό, όλων αυτών των μικροσυσκευών παρακολούθησης ζωτικών σημάτων ασθενή, ώστε να επιτευχθεί η απομακρυσμένη παρακολούθηση ασθενή από την άνεση της οικίας του, με την έγκαιρη ανίχνευση πιθανού μελλοντικού προβλήματος.

6.4 Υπάρχουσες πειραματικές διατάξεις monitoring βιοσημάτων

Οι περισσότερες πειραματικές διατάξεις, όσον αφορά την παρακολούθηση βιοσημάτων ασθενών από απόσταση, βασίζονται στην ορολογία IoT. Ο όρος IoT

(Internet of Things), αναφέρεται στις συσκευές που συνδέονται στο διαδίκτυο, ώστε να μεταφέρουν τα δεδομένα των βιοσημάτων στους ιατούς, σε πραγματικό χρόνο. [61] Μια συσκευή IoT, είναι αυτή που είναι συνδεδεμένη στο διαδίκτυο και μπορεί να παρακολουθείται και να ελέγχεται μέσω διαδικτύου, από οπουδήποτε τοποθεσία, ακόμα και απομακρυσμένα. Με την ανάπτυξη συσκευών IoT, είναι δυνατή η παρακολούθηση της αρτηριακής πίεσης του ασθενούς, της καρδιακής λειτουργίας, της παλμικής οξυμετρίας, της θερμοκρασίας και γενικότερα η παρακολούθηση εξειδικευμένων εμφυτευμάτων, όπως βηματοδότες κ.α. Η εφαρμογή του IoT στην υγειονομική περίθαλψη αφορά την εντατική φροντίδα και παρακολούθηση, την προληπτική φροντίδα, την διάγνωση και την θεραπεία ενός ασθενή. Οι συσκευές IoT, δεν έχουν εισχωρήσει ακόμα εντελώς σε κλινικά περιβάλλοντα και δεν έχουν αξιοποιηθεί από το ιατρικό προσωπικό, αλλά είναι διαρκώς στην ανάπτυξη για την επίτευξη καλύτερης αξιοπιστίας και θα απασχολήσει τα επόμενα χρόνια την κοινότητα των μηχανικών Βιοϊατρικής, για να μπορέσει να χρησιμοποιηθεί και να ενταχθεί σε ευρύτερη κλίμακα.

Η διαδικασία σε αυτές τις συσκευές αποτελείται από δύο μέρη. Το πρώτο μέρος έχει να κάνει με την απόκτηση των δεδομένων. Η απόκτηση δεδομένων γίνεται από τους επιμέρους φορητούς αισθητήρες που μετρούν τα αντίστοιχα βιοσήματα του ασθενή, όπως αυτά της θερμοκρασίας, του ηλεκτροκαρδιογραφήματος και της παλμικής οξυμετρίας. Αφού συλλεχθούν τα δεδομένα, αυτά με την σειρά τους από την κεντρική μονάδα επεξεργάζονται, φιλτράρονται, ενισχύονται και μετατρέπονται σε βιοιατρικό σήμα. Το δεύτερο μέρος, έχει να κάνει με την μετάδοση αυτών των δεδομένων. Η μετάδοση αυτών των δεδομένων γίνεται από το σπίτι του ασθενή, προς τον ιατρό. Αυτό το μέρος, προϋποθέτει ότι η μετάδοση γίνεται σε πραγματικό χρόνο με ασφάλεια, τηρώντας τα πρωτόκολλα για το ιατρικό απόρρητο του ασθενή.

Στις περισσότερες συσκευές IoT, τα δεδομένα από τους αισθητήρες προς την κεντρική μονάδα επεξεργασίας, μεταφέρονται είτε με Bluetooth, είτε με ραδιοσυχνότητες RFID – Radio Frequency Identification, είτε ραδιοσυχνότητες μικρής εμβέλειας Zigbee. Το Zigbee και το Bluetooth, είναι δημοφιλή ασύρματα πρωτόκολλα επικοινωνίας υψηλού επιπέδου, που χρησιμοποιούνται για τη δημιουργία δικτύων προσωπικής περιοχής. Τα δεδομένα από την κεντρική μονάδα προς τον ιατρό, μεταφέρονται μέσω της σύνδεσης WiFi ή μέσω της κινητής τηλεφωνίας του smartphone. Πολλές από τις εφαρμογές IoT, που χρησιμοποιούν εφαρμογές στα κινητά τηλέφωνα, βασίζονται σε Android λογισμικό, λόγω το ότι είναι ανοιχτό λογισμικό, και προγραμματίζονται είτε σε Java, είτε σε C++ (γλώσσες προγραμματισμού). [5] Ενδεικτικά κάποιες από τις ορολογίες που εμφανίζονται στις IoT εφαρμογές είναι το XAMPP (για δοκιμές ιστότοπων), Apache (λογισμικό για την δημιουργία ιστότοπου) και MySQL (βάση δεδομένων για την αποθήκευση αυτών από το κινητό). Στις IoT συσκευές, οι προκλήσεις αφορούν κυρίως το υλιστικό κομμάτι, καθώς μια τέτοια συσκευή πρέπει να είναι όσο το δυνατόν μικρότερη γίνεται, ενώ ταυτόχρονα πρέπει να φέρει πάνω της, πέραν από τον ανιχνευτή, μέσω αποθήκευσης δεδομένων και το μέσω επεξεργασίας, χωρίς όμως να μειώνεται η απόδοση της συσκευής.

6.4.1 Πειραματικές διατάξεις που βασίζονται σε προηγούμενες έρευνες

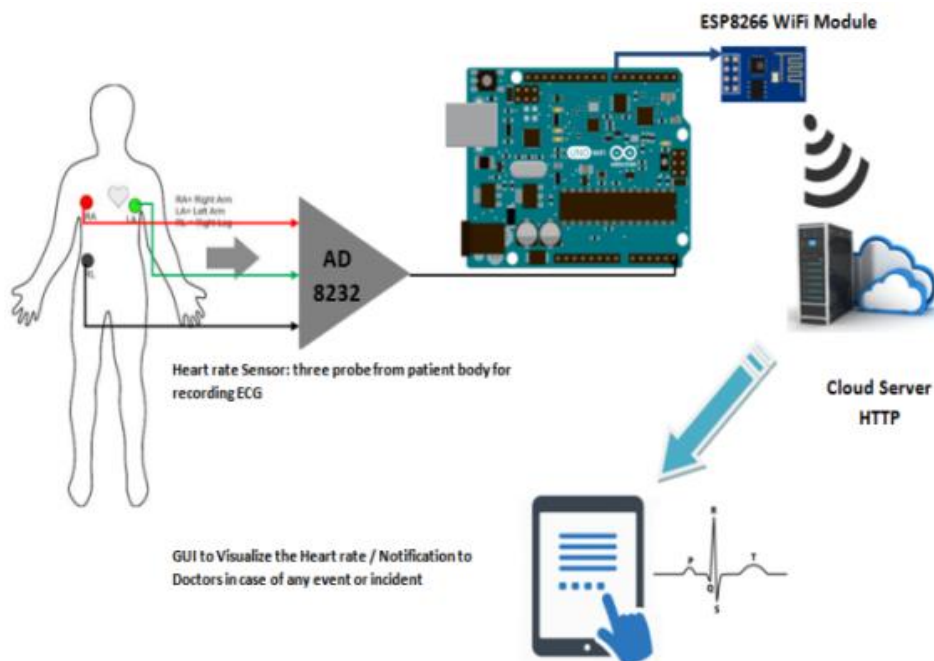
Τα τελευταία χρόνια, λόγω της ταχείας ανάπτυξης της τεχνολογίας και του μειωμένου κόστους της, έχουν γίνει πολλές προσπάθειες στην δημιουργία συσκευών – συστημάτων για την παρακολούθηση των ζωτικών σημάτων ενός ανθρώπου, με τις περισσότερες φορές να εφαρμόζουν τεχνολογίες παρακολούθησης ασθενή εξ'

αποστάσεως. Οι πειραματικές διατάξεις αποτελούνται από τον αισθητήρα και από την μονάδα επεξεργασίας των δεδομένων. Συνήθως αυτή η μονάδα αποτελείται από ένα μικροελεγκτή είτε Arduino, είτε Raspberry Pi. Λόγω ότι το πείραμα της παρούσας διπλωματικής χρησιμοποιεί την πλατφόρμα του Arduino, τα παραδείγματα που θα αναφερθούν παρακάτω που αφορούν προηγούμενες έρευνες, χρησιμοποιούν ως πλατφόρμα αυτή του Arduino. Κάποιες από αυτές τις πειραματικές διατάξεις θα αναφερθούν εν συντομία παρακάτω με πληροφορίες για το ποιες είναι οι δυνατότητές τους και τι αισθητήρες χρησιμοποιούν.

6.4.1.1 Πειραματικές διατάξεις που βασίζονται κυρίως στο ΗΚΓ

Μια από τις πειραματικές διατάξεις που υπάρχουν λαμβάνει χώρα το 2018, η οποία αναπτύχθηκε από μια ομάδα του ομοσπονδιακού πανεπιστημίου Lomonosov της Ρωσίας και αποτελεί ένα φορητό μόνιτορ παρακολούθησης της λειτουργίας της καρδιάς μέσω του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. [62] Αυτή η πειραματική διάταξη βασίστηκε στην πλακέτα AD8232, μία έτοιμη ηλεκτρονική πλακέτα ΗΚΓ που βασίζεται και η πειραματική διάταξη αυτής της διπλωματικής. Η συσκευή καταγράφει τα δεδομένα του ΗΚΓ και του καρδιακού ρυθμού σε μορφή .txt, τα στέλνει σε ηλεκτρονικό υπολογιστή ή κινητό μέσω Bluetooth και έχει την δυνατότητα να συνδέεται με κινητό για να στέλνει σήμα έκτακτης ανάγκης μέσω τηλεπικοινωνιών, στο ιατρικό κέντρο, όποτε αυτό κριθεί αναγκαίο.

Ακόμη μια πειραματική διάταξη που χρησιμοποιεί την πλακέτα AD8232, είναι ένα έξυπνο σύστημα παρακολούθησης ασθενή, βασιζόμενο στην θεωρία του IoT, το οποίο αναπτύσσεται από μια ομάδα στο πανεπιστήμιο Bhubaneswar της Ινδίας. [63] Χρησιμοποιεί σαν μονάδα επεξεργασίας το Arduino Uno και για την μετάδοση των δεδομένων μέσω του διαδικτύου χρησιμοποιεί το σύστημα (module) ESP8266. Στην Εικόνα 77 παρακάτω απεικονίζεται το μπλοκ διάγραμμα της εν λόγω πειραματικής διάταξης.



Εικόνα 77: Μπλοκ διάγραμμα πειραματικής διάταξης παρακολούθησης ΗΚΓ εξ' απόστάσεως [Mishra, Ayaskanta & Chakraborty, Biswarup & Das, Debajyoti & Bose, Priyankar. (2018). AD8232 based Smart Healthcare System using Internet of Things (IoT). International Journal of Engineering Research. 7]

6.4.1.2 Πειραματικές διατάξεις που βασίζονται κυρίως στο SPO2

Οι περισσότερες πειραματικές διατάξεις που μελετήθηκαν για χάρη αυτής της διπλωματικής βασίζονται σε δύο διαφορετικές κατηγορίες, όσον αφορά την υλοποίηση του πειράματος. Η πρώτη χρησιμοποιεί μια σειρά από ηλεκτρονικές πλακέτες microchip, η οποία ονομάζεται MAX3010X. Τα περισσότερα μοντέλα που έγινε η έρευνα γύρω από αυτά, αφορούν τα MAX30100, MAX30102 και MAX30105, οι οποίοι είναι αισθητήρες για τον υπολογισμό του ποσοστού του οξυγόνου στην αιμοσφαιρίνη. Ένας τέτοιος αισθητήρας χρησιμοποιήθηκε γι' αυτήν την διπλωματική. Αυτοί οι αισθητήρες είναι τύπου ανάκλασης, όπου τα LED και ο ανιχνευτής φωτός βρίσκονται στην ίδια ευθεία. Η δεύτερη κατηγορία για την υλοποίηση τέτοιας πειραματικής διάταξης αφορά την χρήση μόνο LED αντιστάσεων και φωτοανιχνευτή και όχι κάποιου ολοκληρωμένου microchip. Αυτή η κατηγορία είναι αισθητήρες τύπου μετάδοσης, όπου η διάταξη φέρει τα LED απέναντι από τον φωτοανιχνευτή, μεσολαβώντας ανάμεσά τους το δάκτυλο, ανιχνευτές διάδοσης.

Μια πειραματική διάταξη που βασίζεται στην πρώτη κατηγορία, χρησιμοποιεί τον αισθητήρα MAX30102, η οποία δημοσιεύεται στο περιοδικό Journal of Physics: Conference Series τεύχος 1447 σε συνεργασία με την ακαδημία επιστημών και τεχνολογίας του Κάιρου. [64] Χρησιμοποιείται για την μέτρηση των επιπέδων κορεσμού του οξυγόνου στο αίμα. Σαν πλατφόρμα επεξεργασίας χρησιμοποιεί το Arduino Uno. Τέλος, χρησιμοποιεί και τα κινητά, ως μέσων επικοινωνίας για την έγκαιρη ειδοποίηση ιατρικού προσωπικού μέσω εφαρμογής, η οποία βασίζεται σε Android λογισμικό. Μια παρόμοια διάταξη με την προηγούμενη, χρησιμοποιεί τον αισθητήρα MAX30100, για ένα project στο πανεπιστήμιο της Γιούτα. [65] Σε αυτήν την διάταξη, μέσω του Arduino, μετριέται ο κορεσμός του οξυγόνου και οι παλμοί της καρδιάς. Η διαφορά αυτής της διάταξης, είναι ότι στοχεύει στην υλοποίηση μιας ασύρματης συσκευής μέσω Bluetooth, για την αντικατάσταση των παραδοσιακών ενσύρματων παλμικών οξύμετρων που βρίσκονται αυτή την στιγμή στα νοσοκομεία.

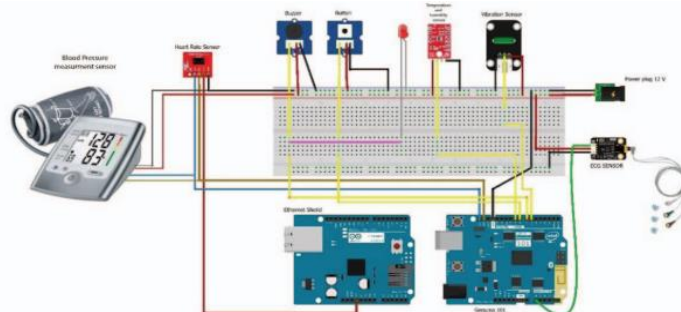
Όσον αφορά την δεύτερη κατηγορία πειραματικών παλμικών οξύμετρων με αισθητήρα διάδοσης, υλοποιείται από δύο ανθρώπους και παρουσιάζεται σε μια ηλεκτρονική πλατφόρμα ενός ιστότοπου, που αφορά διάφορα projects ηλεκτρονικών κυκλωμάτων. [66] Αυτή η διάταξη χρησιμοποιεί δύο LED (κόκκινο και υπερόθρου) και μία φωτοδίοδο για ανιχνευτή. Για τον περιορισμό της ανεπιθύμητης φωτεινής ακτινοβολίας του περιβάλλοντα χώρου, χρησιμοποιείται σωλήνας PVC, ο οποίος στο εσωτερικό του έχει αφρολέξ.

6.4.1.3 Πειραματικές διατάξεις που χρησιμοποιούν πάνω από 2 αισθητήρες

Αρχικά, υπάρχουν πολλές πειραματικές διατάξεις που ονομάζονται συστήματα παρακολούθησης ασθενή που έχουν μόνο δύο αισθητήρες. Τρεις από αυτές είναι συστήματα που μετρούν τον καρδιακό ρυθμό και την θερμοκρασία του σώματος και χρησιμοποιούν την πλατφόρμα του Arduino. Για αισθητήρες, η πρώτη χρησιμοποιεί τον TCRT1000 (ανάκλασης) για τον υπολογισμό των παλμών και τον LM35 για τον υπολογισμό της θερμοκρασίας. Τα αποτελέσματα στέλνονται μέσω Bluetooth με το module HC-05 στο κινητό. [67] Η δεύτερη, χρησιμοποιεί έναν έτοιμο αισθητήρα για την καταγραφή του καρδιακού ρυθμού ο οποίος ονομάζεται pulse sensor και τον LM35 για τον υπολογισμό της θερμοκρασίας. Τα αποτελέσματα στέλνονται μέσω τηλεπικοινωνίας με το module GSM στο κινητό. [68] Η τρίτη, χρησιμοποιεί μια ιδιοκατασκευή, με την χρήση του ολοκληρωμένου LM358, για την καταγραφή του καρδιακού ρυθμού και τον LM35 για τον υπολογισμό της θερμοκρασίας. [69]

Στις επόμενες δύο πειραματικές διατάξεις που θα γίνει αναφορά, χρησιμοποιούν 3 αισθητήρες. Η πρώτη χρησιμοποιεί, αυτοσχέδιο κύκλωμα για την παρακολούθηση του ΗΚΓ με την χρήση των ολοκληρωμένων IC7805, IC741 και INA128, αυτοσχέδιο κύκλωμα για την καταγραφή των παλμών και τον αισθητήρα LM35 για την μέτρηση της θερμοκρασίας. Επίσης, χρησιμοποιεί ένα module κάνοντας χρήση του πρωτόκολλου Zigbee για την μετάδοση των αποτελεσμάτων μέσω ραδιοσυχνότητας. [70] Η δεύτερη πειραματική διάταξη, μετρά τον κορεσμό της οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης και τον καρδιακό παλμό με ένα αυτοσχέδιο κύκλωμα, που χρησιμοποιεί κόκκινο και υπέρυθρο LED, το SSL-LX5093SRC/F και SFH 4547 αντίστοιχα και έναν φωτοανιχνευτή τον TSL230BRD-TR. Για την μέτρηση της θερμοκρασίας, χρησιμοποιεί το θερμίστορ 44033. [71]

Μια άλλη πειραματική διάταξη χρησιμοποιεί 4 αισθητήρες. Για την θερμοκρασία χρησιμοποιείται ο αισθητήρας DS18B20, ο οποίος χρησιμοποιείται και στην πειραματική διάταξη αυτής της διπλωματικής. Για την καταγραφή του ΗΚΓ χρησιμοποιείται η πλακέτα AD8232, για την καταμέτρηση των παλμών ο αισθητήρας pulse sensor και σαν επιπλέον αισθητήρας, το επιταχυνσιόμετρο ADXL335 για να προσδιορίζεται η θέση του σώματος του ασθενή, δηλαδή αν είναι ξαπλωμένος, καθιστός κλπ. [72] Ένα άλλο, πιο ολοκληρωμένο σύστημα, χρησιμοποιεί 6 αισθητήρες και τον μικροελεγκτή Arduino Mega 2560. [73] Για το ΗΚΓ χρησιμοποιείται ο AD8232, για την αρτηριακή πίεση χρησιμοποιείται ένα ηλεκτρονικό πιεσόμετρο που συνδέεται μέσω σειριακής θύρας επικοινωνίας (RX pin) με το Arduino, για την στάση του σώματος το επιταχυνσιόμετρο ADXL335, για την θερμοκρασία ο αισθητήρας DHT11, που μετρά και τα ποσοστά υγρασίας, για την ποιότητα του αέρα στον χώρο χρησιμοποιείται ο MQ2 αισθητήρας και τέλος, για την μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου και του καρδιακού παλμού, χρησιμοποιείται ο αισθητήρας MAX30100, που ανήκει στην κατηγορία αισθητήρων MAX3010X, που χρησιμοποιείται στην παρούσα διπλωματική. Στην διάταξη, χρησιμοποιείται το module NodeMCU, για την μετάδοση των δεδομένων μέσω του διαδικτύου. Τέλος, υπάρχει και μια πειραματική διάταξη, από αυτές που μελετήθηκαν, η οποία πέραν όλων των προηγούμενων αισθητήρων, τους οποίους φέρει κιόλας, θέτει για τις μετρούμενες τιμές από τους αισθητήρες κατώτατα και ανώτατα όρια για την ενεργοποίηση ηχητικών και οπτικών συναγερμών, όπως παρουσιάζεται αυτή σχηματικά στην Εικόνα 78. [74] Ο οπτικός συναγερμός αποτελείται από ένα κόκκινο LED και ο ηχητικός από ένα Buzzer. Αυτά τα δύο συνδέονται μεταξύ τους και έπειτα με μία έξοδο του Arduino, ώστε όταν δέχεται τιμή εκτός των ορίων, να στέλνει υψηλό δυναμικό και να τα ενεργοποιεί.



Εικόνα 78: Σχεδιαστική απεικόνιση του συστήματος παρακολούθησης ζωτικών σημάτων με συναγερμό

[Uddin, M. S., Alam, J. B., & Banu, S. (2017). Real time patient monitoring system based on Internet of Things. 2017 4th International Conference on Advances in Electrical Engineering (ICAEE)]

Πείραμα

1 Μεθοδολογία και Υλικά

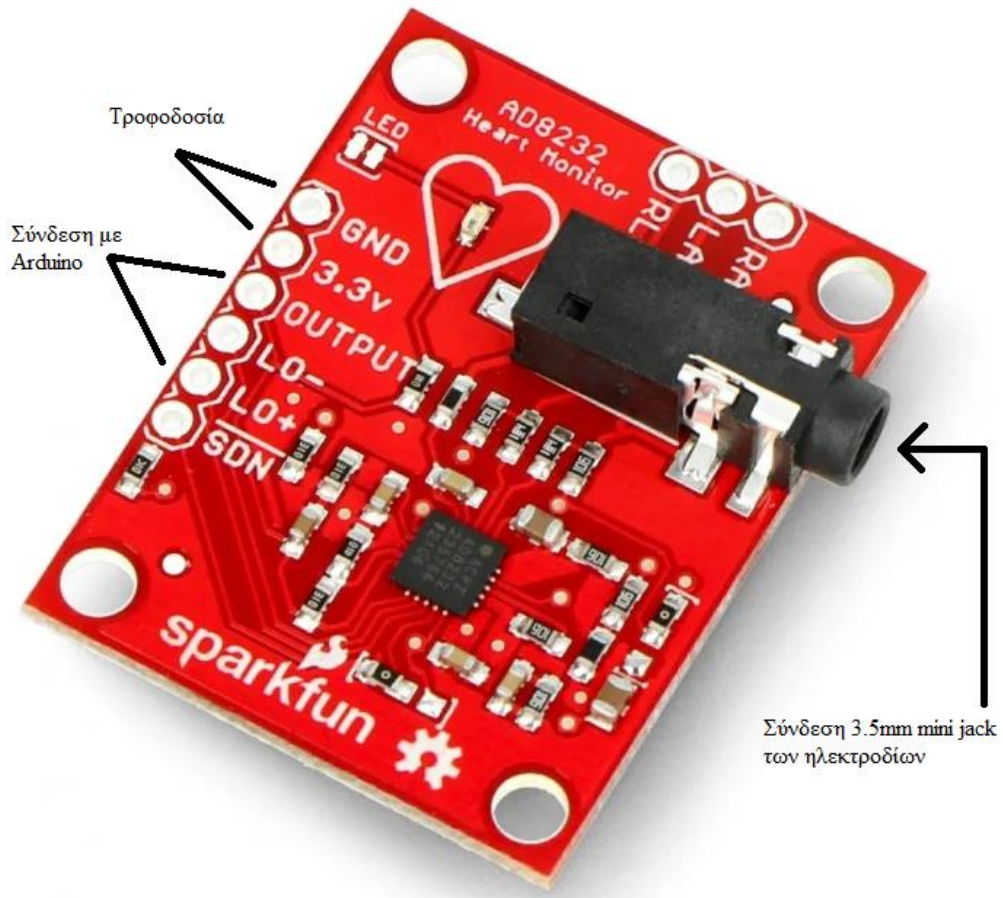
Ο σκοπός της παρούσας πειραματικής διάταξης, είναι η συνεχόμενη μέτρηση και απεικόνιση τριών βασικών βιοσημάτων σε πραγματικό χρόνο. Τα βιοσήματα αυτά είναι το ηλεκτροκαρδιογράφημα, τα ποσοστά οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης στο αίμα και η θερμοκρασία του ανθρώπινου σώματος. Γι' αυτά τα τρία βιοσήματα, χρησιμοποιήθηκαν αντίστοιχα τρεις αισθητήρες, οι οποίοι συνδέονται όλοι πάνω σε ένα Arduino. Οι τιμές και το ΗΚΓ απεικονίζονται σε πραγματικό χρόνο στην οθόνη ενός φορητού ηλεκτρονικού υπολογιστή. Ο στόχος του πειράματος, είναι η υλοποίηση κατά προσέγγιση ενός παρακλίνιου μόνιτορ παρακολούθησης ζωτικών σημάτων. Παρακάτω γίνεται η παρουσίαση όλων των εξαρτημάτων που χρησιμοποιήθηκαν για την υλοποίηση της παρούσας πειραματικής διάταξης, καθώς και του λογισμικού πάνω στο οποίο έγινε ο προγραμματισμός και η απεικόνιση των δεδομένων. Το συνολικό κόστος της ανέρχεται στα 56€, όπως φαίνεται στον παρακάτω Πίνακα 1.

Πίνακας 1		
Όνομα αντικειμένων	Λειτουργία αντικειμένων	Κόστος
Arduino Uno R3	Η βασική πλατφόρμα ελέγχου του συστήματος	10 €
AD8232	Αισθητήρας για την καταγραφή του ΗΚΓ	10 €
MAX30100	Αισθητήρας για τον υπολογισμό του SPO2	10 €
DS18B20	Αισθητήρας για την μέτρηση της θερμοκρασίας	5 €
Breadboard	Για την στερεοποίηση και σύνδεση του κυκλώματος και των αισθητήρων	3 €
Jumper Wire	Τα καλώδια που χρησιμοποιήθηκαν για τις συνδεσμολογίες	2.5 €
Ηλεκτρόδια	Χρησιμοποιήθηκαν για να παρθούν πολλαπλές μετρήσεις	16 €

1.1 Αισθητήρας Ηλεκτροκαρδιογραφήματος

Για την απεικόνιση του ΗΚΓ, χρησιμοποιήθηκε ο αισθητήρας AD8232, που φαίνεται στην Εικόνα 79. Το κόστος του αισθητήρα ανέρχεται στα 10€. Μαζί με τον αισθητήρα, περιλαμβάνονταν και τα τρία ηλεκτρόδια με απόληξη mini jack 3,5 χιλιοστών, που παρουσιάζονται στην Εικόνα 80. Επιπλέον αγοράστηκαν pads ηλεκτροδίων, Εικόνα 81, για την εφαρμογή των ηλεκτροδίων στο ανθρώπινο σώμα, ώστε να μπορέσουν να γίνουν αρκετές δοκιμές και σε διαφορετικούς ανθρώπους, καθώς η αγορά αισθητήρα περιλάμβανε μόνο 3 pads μιας χρήσεως. Το κόστος αυτών ανέρχεται στα 12€ για 60 τεμάχια. Τα ηλεκτρόδια έχουν μέγεθος 50 χ 48 χιλιοστά. Το υλικό τους είναι

χλωριούχος άργυρος Ag/AgCl και είναι βιοσυμβατά. [75] Η αντίσταση τους είναι 65Ω και είναι για μία μόνο χρήση.



Εικόνα 79: Αισθητήρας ηλεκτροκαρδιογραφήματος AD8232

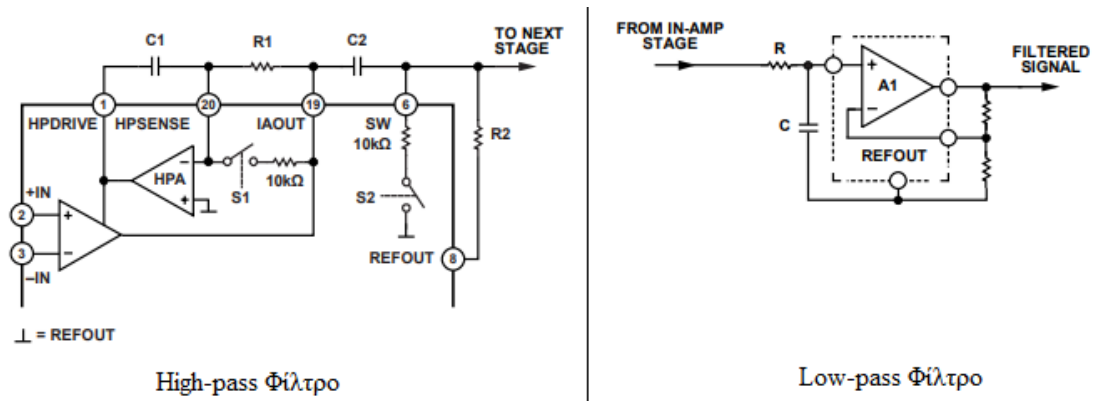


Εικόνα 80: Ηλεκτρόδια του αισθητήρα AD8232



Εικόνα 81: Επιπλέον pads ηλεκτροδίων

Ο αισθητήρας AD8232, είναι μια συσκευή που μετρά τάση και στην έξοδό της δίνει αναλογικό σήμα, το οποίο το αποστέλλει σειριακά στον μικροεπεξεργαστή. Το εύρος μεγέθους της τάσης είναι 100 μV έως περίπου 5 mV. Ο αισθητήρας, αποτελείται από επιμέρους κυκλώματα που πέραν από την εξαγωγή του βιοσήματος μονής απαγωγής ηλεκτροκαρδιογραφήματος, έχει λειτουργίες όπως το να ενισχύει και να φιλτράρει, από τυχόν θόρυβο, τα βιοδυναμικά σήματα. Παράδειγμα τέτοιων θορύβων είναι η κίνηση του εξεταζόμενου (motion artifact) ή η απομακρυσμένη τοποθέτηση των ηλεκτροδίων. Διαθέτει φίλτρα υψηλής και χαμηλής διέλευσης (high-pass and low-pass filters), όπως φαίνεται στην Εικόνα 82. Το υπερυπερατό φίλτρο αποκόβει συχνότητες 0,5 Hz που στοχεύει να εξαλείψει τον θόρυβο προερχόμενο από κινήσεις, ενώ το χαμηλοπερατό αποκόβει συχνότητες 40 Hz, που στοχεύει την εξάλειψη του θορύβου που προέρχεται από το δίκτυο του ρεύματος. [76] Το τελικό εύρος ζώνης συχνοτήτων, κυμαίνεται από 0,5 έως 40 Hz. Αυτό βοηθά τον μικροελεγκτή Arduino να αποκτά το σήμα με μεγαλύτερη ευκολία, ο οποίος έχει ενσωματωμένο αναλογικοψηφιακό μετατροπέα (ADC) χαμηλής ισχύος. Ο αισθητήρας συνδέεται με την αναλογική είσοδο του Arduino και απεικονίζεται πλέον ψηφιακά το ΗΚΓ στην οθόνη του υπολογιστή. Για την ανίχνευση της κατάστασης στην οποία δεν υπάρχει ανιχνεύσιμη απαγωγή, τα pins LO- και LO+ συνδέονται με τις ψηφιακές ακίδες του Arduino D11 και D10 αντίστοιχα. Τα LO- και LO+, αντιστοιχούν στις εισόδους -IN και +IN, και όταν δεν υπάρχει σήμα, γιατί αποσυνδέθηκε κάποιο ηλεκτρόδιο, δίνουν υψηλό δυναμικό στις ακίδες του Arduino D11 και D10, για να υποδείξουν ποιο ηλεκτρόδιο αποσυνδέθηκε. Το μέγεθος του είναι 4 χ 4 χιλιοστά και με τυπική χαμηλή κατανάλωση ρεύματος στα 170 μικρο Αμπέρ (μA).

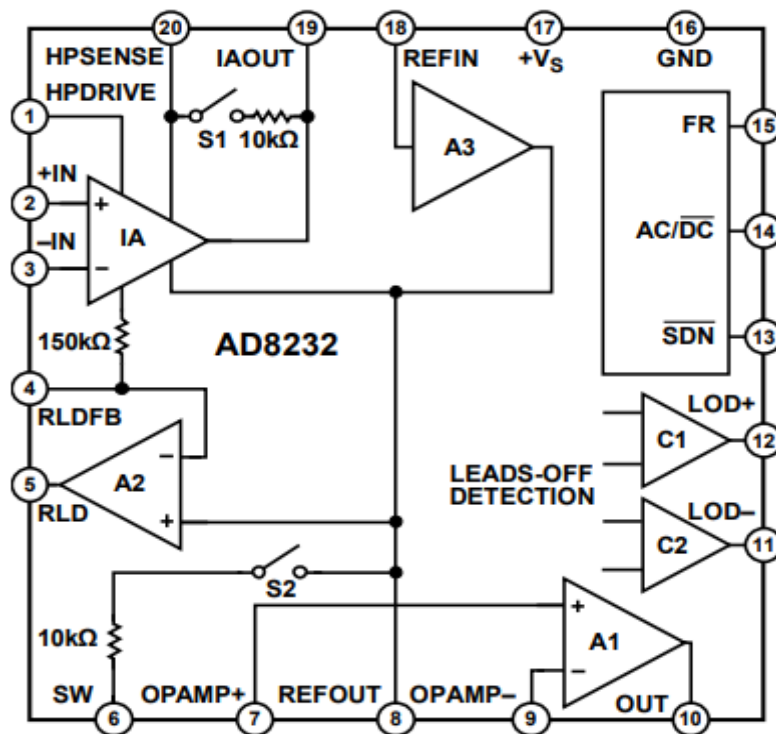


Εικόνα 82: High-pass και low-pass φίλτρα του AD8232

AD8232 Single-Lead Heart Rate Monitor Front End (2012–2017). Datasheet. Analog Devices. Accessed: JAN. 25, 2023. Available online:

[<http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8232.pdf>]

Διαθέτει ενισχυτή οργανολογίας (IA), τελεστικό ενισχυτή (A1), ενισχυτή κίνησης δεξιού ποδιού (A2), buffer αναφοράς (A3), κύκλωμα ανίχνευσης αποσύνδεσης και αυτόματο κύκλωμα γρήγορης επαναφοράς (αντιστάσεις S1, S2 και 10K), όπως φαίνεται παρακάτω στην Εικόνα 83 του μπλοκ διαγράμματος του AD8232.



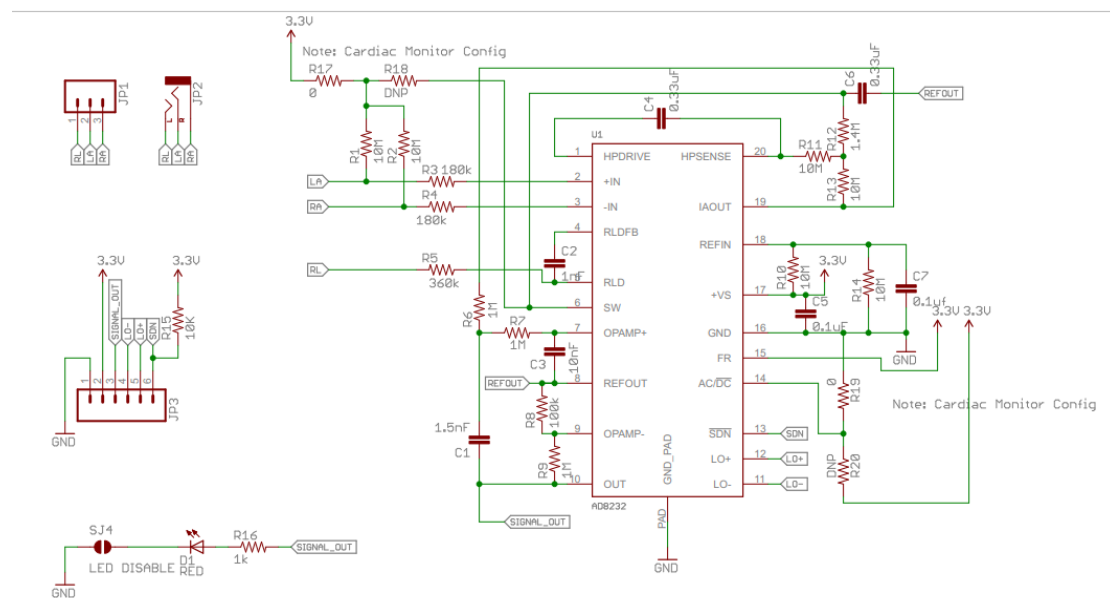
Εικόνα 83: Μπλοκ διάγραμμα του AD8232

AD8232 Single-Lead Heart Rate Monitor Front End (2012–2017). Datasheet. Analog Devices. Accessed: JAN. 25, 2023. Available online:

[<http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8232.pdf>]

Στις εισόδους +IN και -IN που φαίνονται αριστερά πάνω στην Εικόνα 83, συνδέονται τα ηλεκτρόδια του δεξιού και του αριστερού βραχίονα με τον ενισχυτή οργανολογίας,

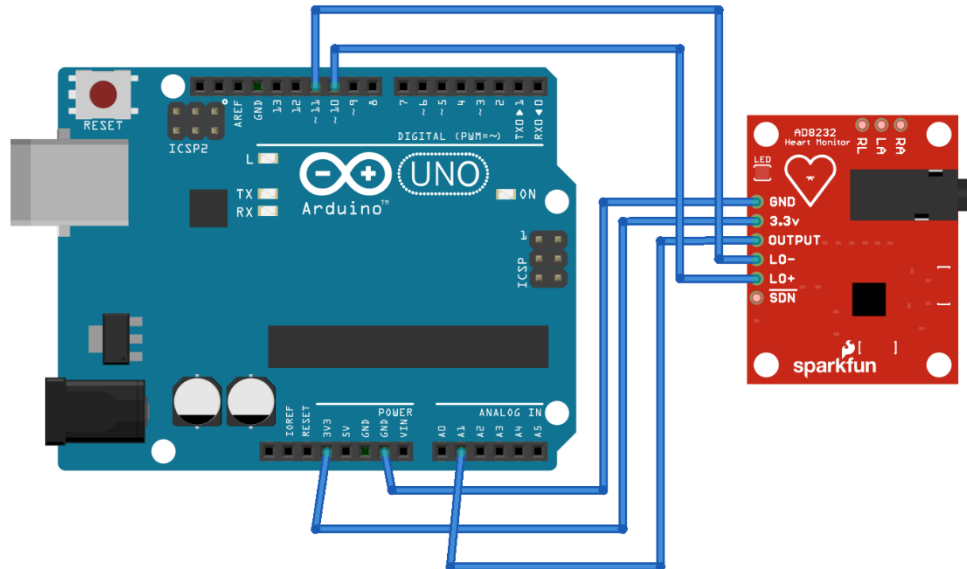
κέρδους 100 και αναλογία απόρριψης κοινού σήματος CMRR 80 db (Common-mode rejection ratio). Ο τελεστικός ενισχυτής A1, συμβάλλει σε ένα επιπλέον κέρδος. Το συνολικό κέρδος του AD88232, ανέρχεται στα 1100. [76] Για την βελτίωση του CMRR, χρησιμοποιείται το ηλεκτρόδιο αναφοράς, που συνδέεται στο αριστερό πόδι, με σκοπό την εξουδετέρωση της διακύμανσης της τάσης του κοινού σήματος. Παρακάτω στην Εικόνα 84, φαίνεται το σχηματικό διάγραμμα του AD8232, ενώ στον Πίνακα 2 παρουσιάζεται η συνδεσμολογία των pins του αισθητήρα με το Arduino. Όσον αφορά το σχηματικό διάγραμμα, οι αντιστάσεις R4 και R5 και οι πυκνωτές C4 και C5 αντιστοιχούν στο φίλτρο χαμηλής διέλευσης, οι οποίες διαμορφώνουν την συχνότητα αποκοπής (fc) στα 40 Hz. Οι αντιστάσεις R7 και R6 αντιστοιχούν στο κέρδος αυτού του σταδίου και είναι 11 και όταν πολλαπλασιαστεί με το σταθερό κέρδος του ενισχυτή οργανολογίας δίνουν το συνολικό κέρδος 1100. Τα R8 και C3 είναι προστασία για τον περιορισμό των ρευμάτων διαρροής. Τέλος, οι πυκνωτές C1 και C2 και οι αντιστάσεις R1 και R2 αντιστοιχούν στο υπερυπερατό φίλτρο που διαμορφώνουν την συχνότητα αποκοπής στα 0,5 Hz. Μία τυπική συνδεσμολογία με το Arduino, φαίνεται στην Εικόνα 85.



Εικόνα 84: Σχηματικό διάγραμμα AD8232
 Available online: <https://www.sparkfun.com/products/12650>

Πίνακας 2		
Συνδεσμολογία ακροδεκτών (pins)		
ΟΝΟΜΑΣΙΑ PIN	ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ PIN	ΣΥΝΔΕΣΗ ΜΕ ARDUINO
GND	ΓΕΙΩΣΗ	GND
3.3V	ΤΡΟΦΟΔΟΣΙΑ	3.3V
OUTPUT	ΕΞΟΔΟΣ ΣΗΜΑΤΟΣ	A0
LO-	ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΑΠΟΣΥΝΔΕΣΗΣ ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΟΥ	11
LO+	ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΑΠΟΣΥΝΔΕΣΗΣ ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΟΥ	10
SDN	ΑΠΕΝΕΡΓΟΠΟΙΗΣΗ	ΔΕΝ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΕΙΤΑΙ

ΤΟΠΟΘΕΤΗΣΗ ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΩΝ	
ΧΡΩΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΟΥ	ΜΕΡΟΣ ΤΟΥ ΣΩΜΑΤΟΣ
ΠΡΑΣΙΝΟ	ΑΡΙΣΤΕΡΟ ΠΟΔΙ (LL)
ΚΟΚΚΙΝΟ	ΔΕΞΙΟΣ ΒΡΑΧΙΟΝΑΣ (RA)
ΚΙΤΡΙΝΟ	ΑΡΙΣΤΕΡΟΣ ΒΡΑΧΙΟΝΑΣ (LA)



fritzing

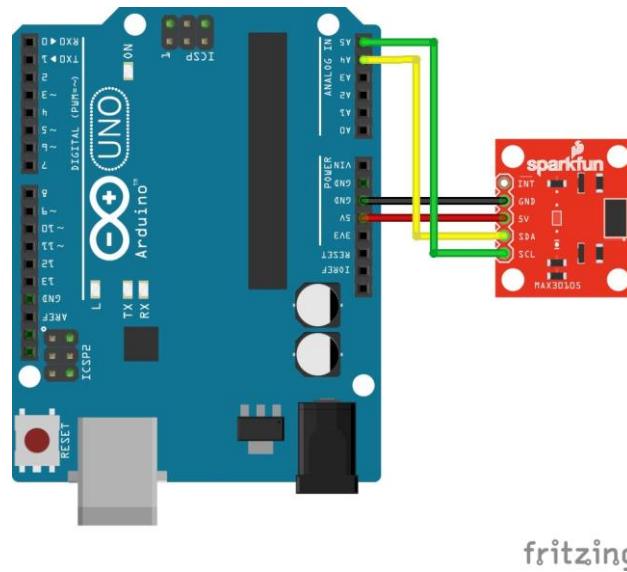
Εικόνα 85: Παράδειγμα συνδεσμολογίας αισθητήρα AD8232 με Arduino
 Available online: <https://mikroelectron.com/Product/SparkFun-Heart-Rate-Monitor-AD8232>

1.2 Αισθητήρας SPO2

Για την μέτρηση και την απεικόνιση του ποσοστού του κορεσμού της οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης στο αίμα, χρησιμοποιήθηκε ο αισθητήρας MAX30100, που φαίνεται στην Εικόνα 86. Υπάρχουν δύο μοντέλα στην αγορά. Για το πείραμα χρησιμοποιήθηκε ο αισθητήρας GY-MAX30100. Το κόστος του αισθητήρα ανέρχεται στα 10€. Αυτός ο αισθητήρας, ανήκει στην κατηγορία αισθητήρων MAX3010X. Μια τυπική συνδεσμολογία του MAX30105 με το Arduino, φαίνεται στην Εικόνα 87. Διαθέτει στο εσωτερικό του, υπέρυθρο LED μήκους κύματος 880 nm, κόκκινο LED μήκους κύματος 660 nm και για ανιχνευτή χρησιμοποιεί μια φωτοδίοδο υψηλής ευαισθησίας. [77] Η φωτοδίοδος χρησιμοποιείται για την ανίχνευση του ποσοστού του φωτός που ανακλάται, αφού αλληλοεπιδράσει με το δάκτυλο. Ανήκει στην κατηγορία αισθητήρων ανάκλασης, με τα LED να είναι δίπλα στην φωτοδίοδο. Τέλος, αποτελείται από ηλεκτρονικά χαμηλού θορύβου.

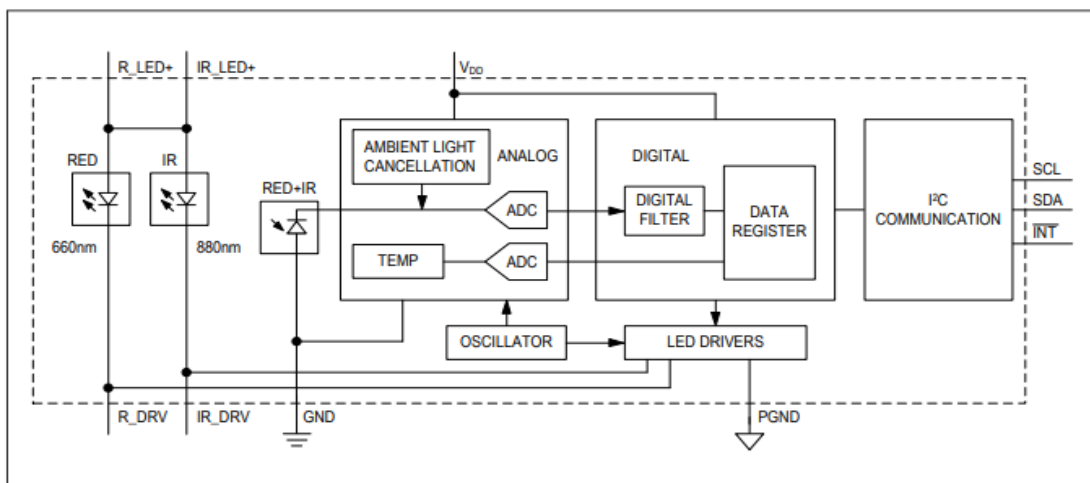


Εικόνα 86: Αισθητήρας SPO2 GY - MAX30100



Εικόνα 87: Παράδειγμα συνδεσμολογίας MAX3010X με Arduino

Οι διαστάσεις του αισθητήρα είναι 5.6 χ 2.8 χιλιοστά και η απαιτούμενη τροφοδοσία λειτουργίας του είναι 3.3 Volt. Πέρα από την μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου, αυτός ο αισθητήρας χρησιμοποιείται και για την ανίχνευση καρδιακών παλμών. Ο αισθητήρας αυτός, μπορεί να δώσει δεδομένα υψηλής ακρίβειας καθώς λειτουργεί με υψηλούς ρυθμούς δειγματοληψίας όπως και να δίνει γρήγορα τα αποτελέσματα. Το εύρος της θερμοκρασίας λειτουργίας του κυμαίνεται από -40 έως 85 βαθμούς Κελσίου. Είναι ένας αισθητήρας χαμηλού θορύβου, με αναλογία σήματος προς θόρυβο. Η πλακέτα διαθέτει υποσύστημα ακύρωσης φωτός περιβάλλοντος, αναλογικοψηφιακό μετατροπέα ADC 16-bit και φίλτρο διακριτού χρόνου. Το πρότυπο επικοινωνίας αυτής της συσκευής είναι I2C. Παρακάτω, στην Εικόνα 88 απεικονίζεται το μπλοκ διάγραμμα του αισθητήρα. Η συνδεσμολογία των pins του αισθητήρα με το Arduino παρουσιάζεται στον παρακάτω Πίνακα 3.

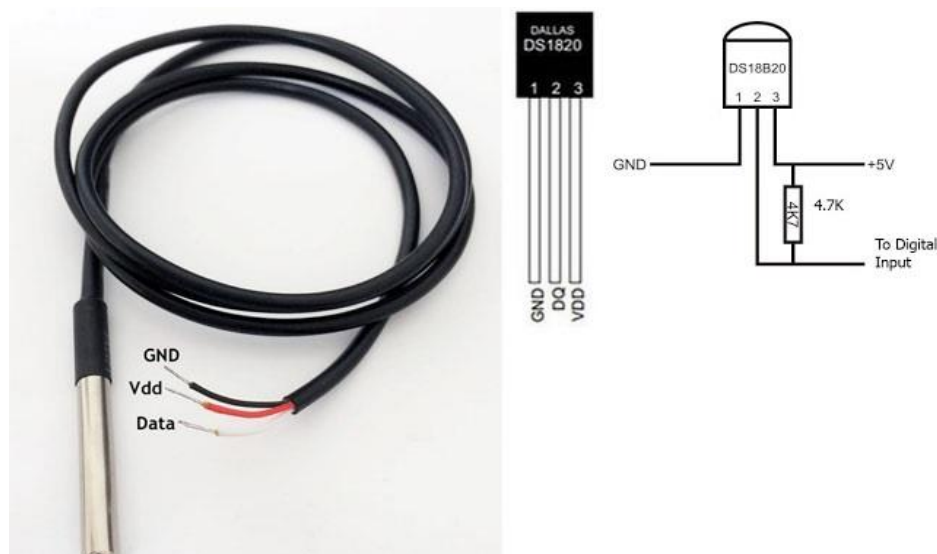


Εικόνα 88: Μπλοκ διάγραμμα αισθητήρα MAX30100
 MAX30100 Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health (2014).
 Datasheet. Maxim Integrated Products. Accessed: JAN. 25, 2023. Available online:
 [<https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/max30100.pdf>]

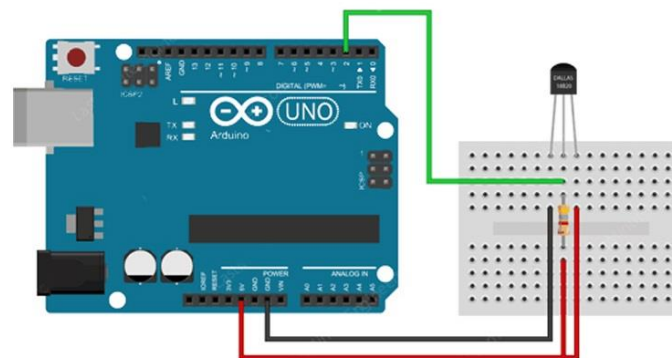
Πίνακας 3		
Συνδεσμολογία ακροδεκτών (pins)		
ΟΝΟΜΑΣΙΑ PIN	ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑ PIN	ΣΥΝΔΕΣΗ ΜΕ ARDUINO
VIN	ΤΡΟΦΟΔΟΣΙΑ	3.3V
GND	ΓΕΙΩΣΗ	GND
SCL	Είσοδος ρολογιού I2C	A5
SDA	Δεδομένα ρολογιού I2C, αμφίδρομη	A4
INT	ΕΝΕΡΓΟΣ-ΧΑΜΗΛΗ ΔΙΑΚΟΠΗ	ΔΕΝ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΕΙΤΑΙ

1.3 Αισθητήρας θερμοκρασίας

Για τη μέτρηση της θερμοκρασίας του σώματος χρησιμοποιήθηκε ο αισθητήρας θερμοκρασίας DS18B20, που φαίνεται στην Εικόνα 89. Το κόστος του αισθητήρα ανέρχεται στα 5€. Μια τυπική συνδεσμολογία του αισθητήρα με το Arduino φαίνεται στην Εικόνα 90. Είναι ένας αισθητήρας θερμοκρασίας τύπου NTC θερμίστορ, όπου η αντίσταση του μειώνεται όσο η θερμοκρασία αυξάνεται. Ανήκει στην κατηγορία ηλεκτρονικών θερμομέτρων και έχει πολύ περιορισμένη χρήση σε ιατρικά περιβάλλοντα. Ωστόσο, ο DS18B20 είναι ένας αρκετά ικανός αισθητήρας για τη μέτρηση της θερμοκρασίας του ανθρώπινου σώματος, με εύρος θερμοκρασίας από -55°C έως $+125^{\circ}\text{C}$ και ακρίβεια $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$. [78] Επίσης, είναι ιδανικός για την παρούσα πειραματική διάταξη, διότι παίρνει συνεχόμενα τιμές, κάτι που χρειάζεται σε ένα μόνιτορ συνεχούς παρακολούθησης ζωτικών σημάτων. Η έξοδος του αισθητήρα είναι ψηφιακή. Η ανάλυση του αισθητήρα μπορεί να διαμορφωθεί από τον χειριστή, σε 9, 10, 11 ή 12 bit, που αντιστοιχούν σε αυξήσεις ακρίβειας $0,5^{\circ}\text{C}$, $0,25^{\circ}\text{C}$, $0,125^{\circ}\text{C}$ και $0,0625^{\circ}\text{C}$ αντίστοιχα. Η προεπιλεγμένη ανάλυση κατά την ενεργοποίηση, ωστόσο, είναι 12-bit. Λειτουργεί με τροφοδοτικό από 3V έως 5,5V και αντλεί μόνο 1mA κατά τις ενεργές μετατροπές θερμοκρασίας. Ο χρόνος μετατροπής είναι μικρότερος από 750ms.

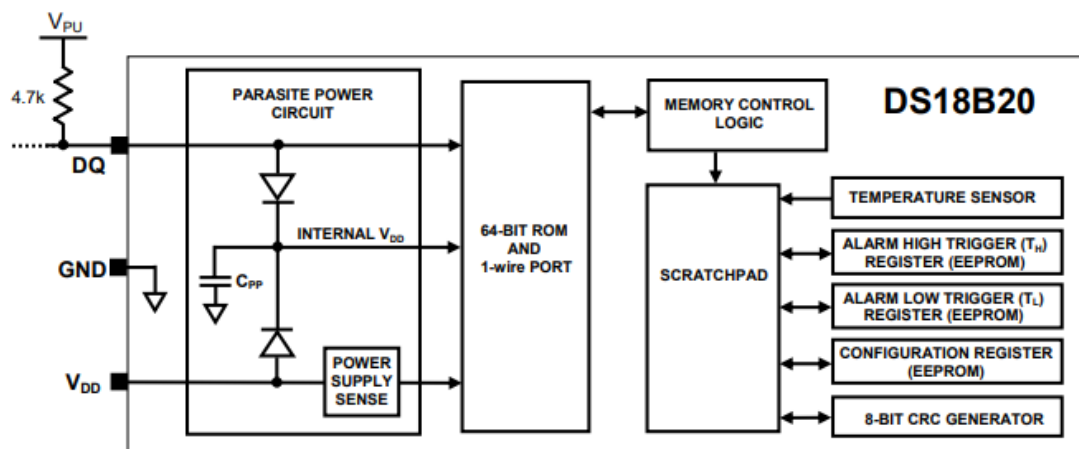


Εικόνα 89: Αισθητήρας θερμοκρασίας DS18B20
DS18B20 Programmable Resolution 1-Wire Digital Thermometer (2019). Datasheet. Maxim Integrated Products. Accessed: JAN. 25, 2023. Available online:
 [<https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ds18b20.pdf>]



Εικόνα 90: Παράδειγμα σύνδεσης αισθητήρα DS18B20 με Arduino

Ο αισθητήρας διατίθεται σε δύο μορφές. Η μία μοιάζει σαν ένα απλό τρανζίστορ. Η άλλη, που χρησιμοποιείται σε αυτή την πειραματική διάταξη, έρχεται με το θερμίστορ εντός αδιάβροχου περιβλήματος. Το DS18B20 έχει τρία καλώδια, τα VCC, GND και DATA, τα οποία είναι τοποθετημένα σε ένα μονόκλωνο καλώδιο. Το μήκος του καλωδίου είναι 2 μέτρα. Λόγω του ότι είναι αισθητήρας ενός καλωδίου, για να επικοινωνήσει με τον μικροελεγκτή συνδέεται μόνο σε μία ψηφιακή ακίδα. Ο αισθητήρας μπορεί να τοποθετηθεί σε διαφορετικά σημεία του ανθρώπινου σώματος όπως στο μέτωπο, κάτω από το βραχίονα, ακόμη και κάτω από τη γλώσσα λόγω του ότι είναι αδιάβροχος. Επειδή είναι αδιάβροχος θα μπορούσε σαν επιπλέον ιατρική χρήση, να χρησιμοποιείται για να μετρά την θερμοκρασία υγρών κλινικών δειγμάτων. Παρακάτω, στην Εικόνα 91, φαίνεται το μπλοκ διάγραμμα του αισθητήρα.



Εικόνα 91: Μπλοκ διάγραμμα DS18B20

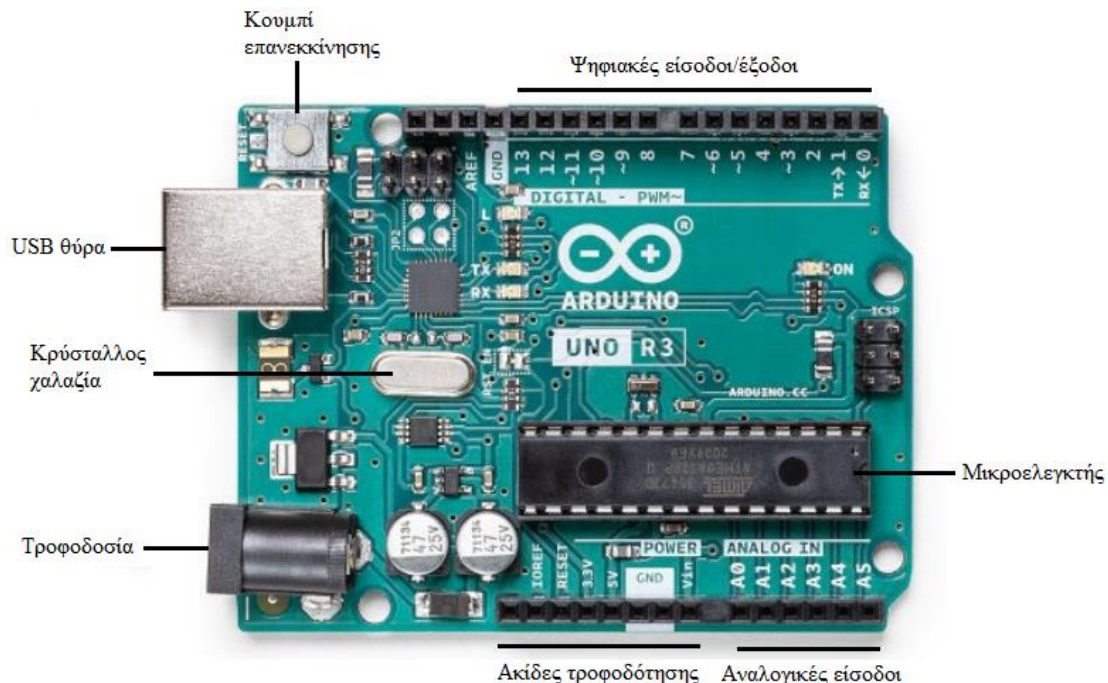
DS18B20 Programmable Resolution 1-Wire Digital Thermometer (2019). Datasheet. Maxim Integrated Products. Accessed: JAN. 25, 2023. Available online:

[<https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ds18b20.pdf>]

1.4 Arduino Uno Rev3

Ο μικροεπεξεργαστής που επιλέχθηκε, ως μονάδα ελέγχου για να δέχεται όλα τα σήματα από τους αισθητήρες και μετέπειτα να τα απεικονίζει, είναι το Arduino Uno, που φαίνεται στην Εικόνα 92. Το κόστος του, ανέρχεται στα 10€. Ο μικροεπεξεργαστής εκτελεί συνεχώς ένα σύνολο προ-προγραμματισμένων εντολών. Το Arduino, έχει αναλογικούς και ψηφιακούς εισόδους, από τους οποίους μπορεί να δέχεται σήματα από τους αισθητήρες. Βασίζεται στον μικροελεγκτή ATmega328P και διαθέτει 14 ψηφιακές ακίδες εισόδου/εξόδου, 6 αναλογικές εισόδους, σύνδεση USB, κρύσταλλο

χαλαζία 16 MHz, υποδοχή τροφοδοσίας, και κουμπί επαναφοράς. [79] Με τον υπολογιστή συνδέεται με καλώδιο USB. Εντός του Arduino, υπάρχει αναλογικοψηφιακός μετατροπέας, ο οποίος έχει ανάλυση 10-bit και εύρος τάσης εισόδου από 0 V έως την τάση τροφοδοσίας. Η μνήμη flash του είναι 32 Kilo Byte (kB), εκ των οποίων τα 0,5 kB χρησιμοποιούνται από τον φορτωτή εκκίνησης. Έχει μήκος 68,6 χιλιοστά, πλάτος 53,4 χιλιοστά και βάρος 25 γραμμάρια.



Εικόνα 92: Arduino Uno Rev 3

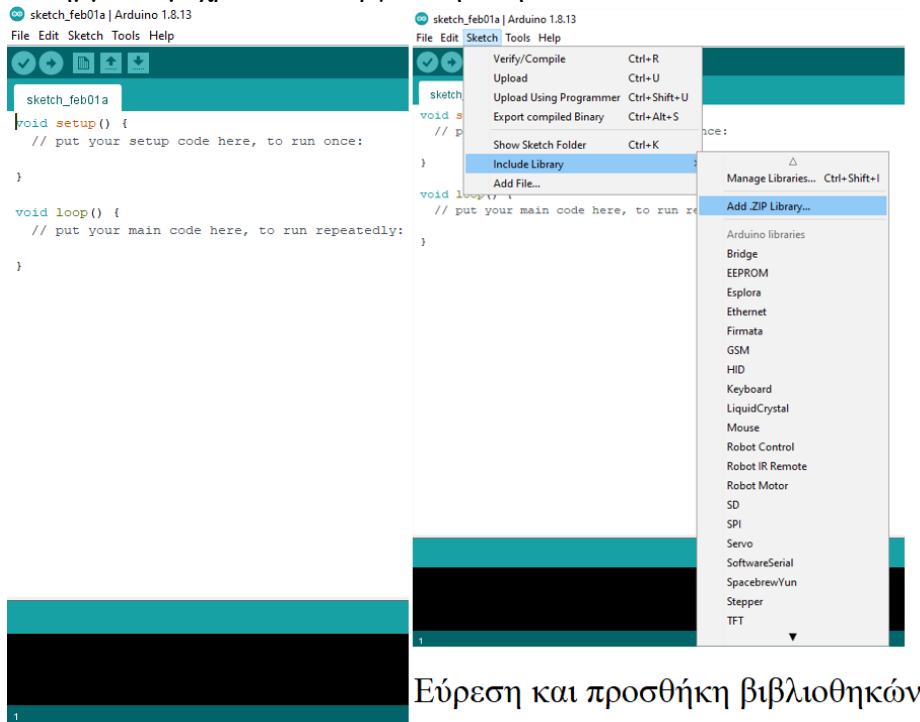
Arduino UNO R3 (2022). Datasheet. Arduino S.r.l. Accessed: JAN. 25, 2023. Available online: [<https://docs.arduino.cc/resources/datasheets/A000066-datasheet.pdf>]

Η πλατφόρμα Arduino, έναντι του Raspberry Pi, επιλέχθηκε λόγω της ευκολίας που υπάρχει για την ανάπτυξη ενός προγράμματος στην πλατφόρμα, καθώς και το ότι διεπαφή του προγράμματος IDE του Arduino είναι αρκετά πιο φιλική προς τον χρήστη. Επίσης, υπάρχει μεγάλη υποστήριξη για την πλατφόρμα με τη μορφή βιβλιοθηκών (έτοιμων κωδίκων) που δημιουργούνται είτε από χρήστες, είτε από τις εταιρίες που κατασκευάζουν τους αισθητήρες.

1.5 Λογισμικό IDE

Το Arduino IDE, που φαίνεται αριστερά στην Εικόνα 93, είναι ένα περιβάλλον που επιτρέπει τη σύνταξη προγράμματος, την επαλήθευση κώδικα, τη μεταγλώττιση και τη μεταφόρτωση στο Arduino. Το πρόγραμμα αποθηκεύεται ως επέκταση .ino. Το πρόγραμμα είναι γραμμένο σε γλώσσα προγραμματισμού C. Έχει επιπλέον πρόσθετες λειτουργίες όπως το Serial Monitor και Serial Plotter, για την απεικόνιση των δεδομένων από το Arduino. Το Serial Plotter χρησιμοποιήθηκε, για την οπτικοποίηση και απεικόνιση του σήματος ΗΚΓ σε πραγματικό χρόνο. Το IDE, αφού μεταφορτώσει τον κώδικα στο Arduino, στην συνέχεια συλλέγει τις πληροφορίες από τους αισθητήρες και εμφανίζει τις τιμές στον υπολογιστή. Οι δύο βασικές λειτουργίες για την δημιουργία ενός κώδικα είναι το Setup () που εκτελείται μία φορά στην αρχή όταν

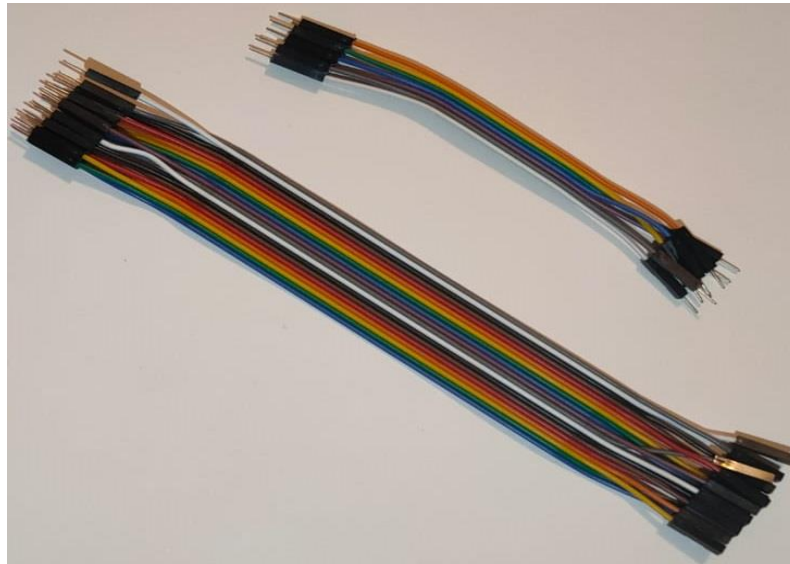
φορτώνεται ο κώδικας στο Arduino και το LOOP (): που εκτελείται ο κώδικας επανειλημμένα, μέχρι να απενεργοποιηθεί η πλακέτα.



Εικόνα 93: Arduino IDE

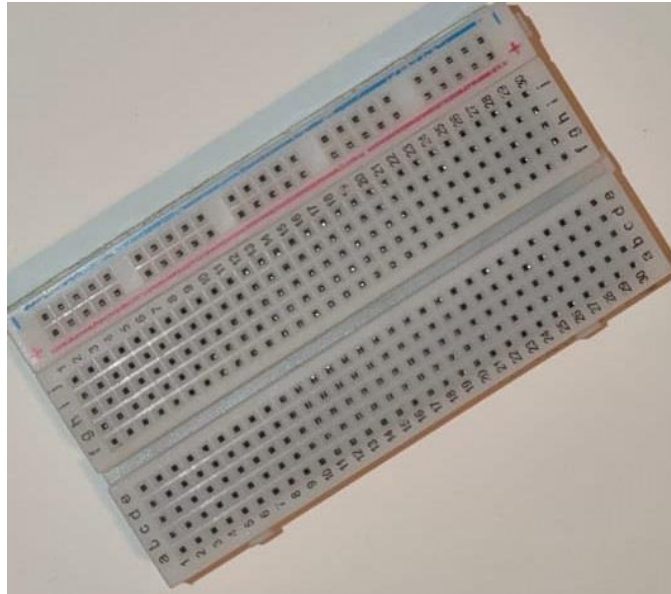
1.6 Επιπλέον υλικά που χρησιμοποιήθηκαν στην πειραματική διάταξη

A) Καλώδια jumpers για την σύνδεση των αισθητήρων με το Arduino.



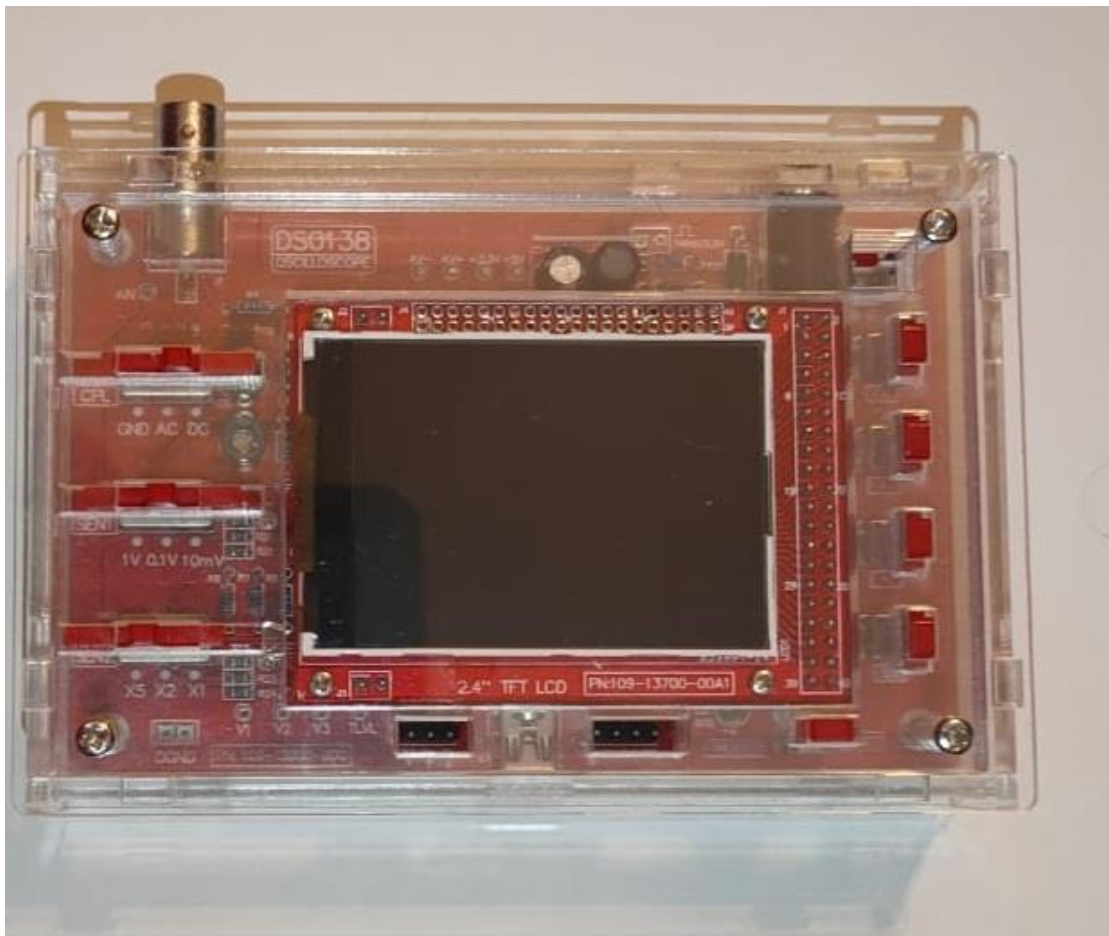
Εικόνα 94: Jumper wires

Β) Breadboard για να στηριχτούν οι αισθητήρες μέσα σε αυτό και να γίνει με μεγαλύτερη ευκολία η υλοποίηση του κυκλώματος.



Εικόνα 95: Breadboard

Γ) Μικρός παλμογράφος για την απεικόνιση του αναλογικού σήματος του ΗΚΓ, ώστε να γίνει η σύγκρισή του με το ψηφιακό σήμα του ΗΚΓ από το Arduino.



Εικόνα 96: Παλμογράφος

Δ) Παλμικό οξύμετρο του εμπορίου για την σύγκριση των τιμών παλμικής οξυμετρίας της πειραματικής διάταξης με αυτό.



Εικόνα 97: Παλμικό οξύμετρο SPO2 εμπορίου

Ε) Smartwatch που χρησιμοποιήθηκε για τις επιπλέον συγκρίσεις της παλμικής οξυμετρίας με τις τιμές της πειραματικής διάταξης.



Εικόνα 98: Smartwatch Huawei Watch GT

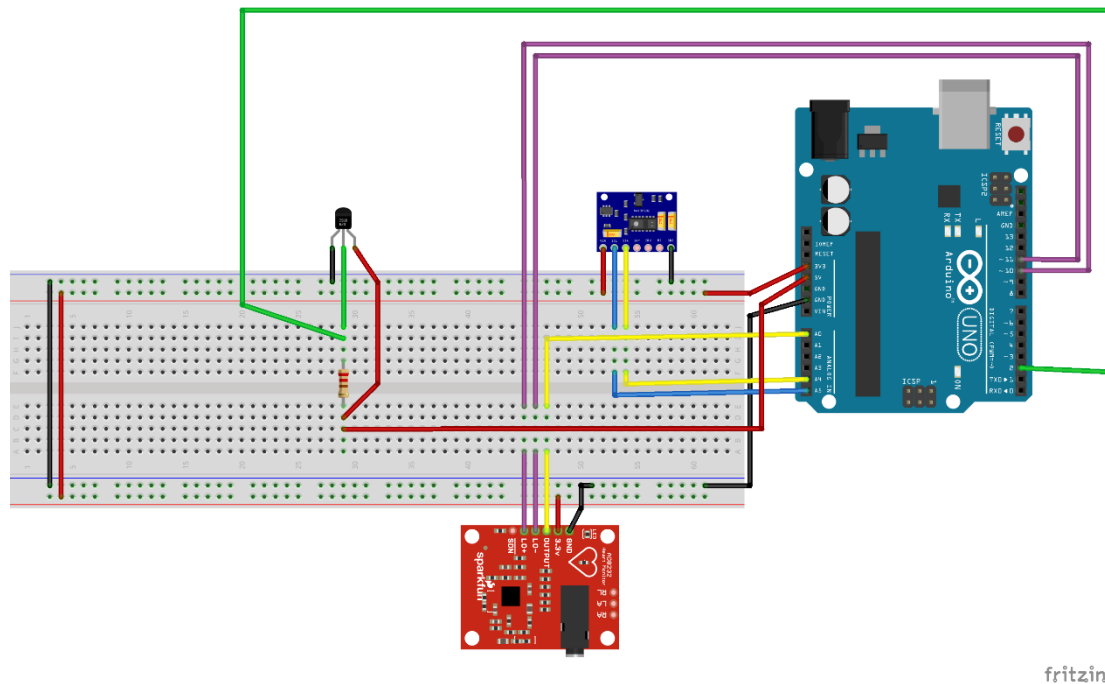
ΣΤ) Αναλογικό θερμόμετρο υδραργύρου για την σύγκριση των τιμών της θερμοκρασίας της πειραματικής διάταξης με αυτό.



Εικόνα 99: Αναλογικό θερμόμετρο υδραργύρου

2 Υλοποίηση πειράματος

Στην Εικόνα 100 φαίνεται η ψηφιακή υλοποίηση του κυκλώματος στο πρόγραμμα Fritzing. Για τον αισθητήρα MAX30100, χρησιμοποιήθηκε στο Fritzing ο αισθητήρας MAX30105, λόγω μη εύρεσης του αισθητήρα που χρησιμοποιείται. Ωστόσο, η συνδεσμολογία παραμένει ως έχει.

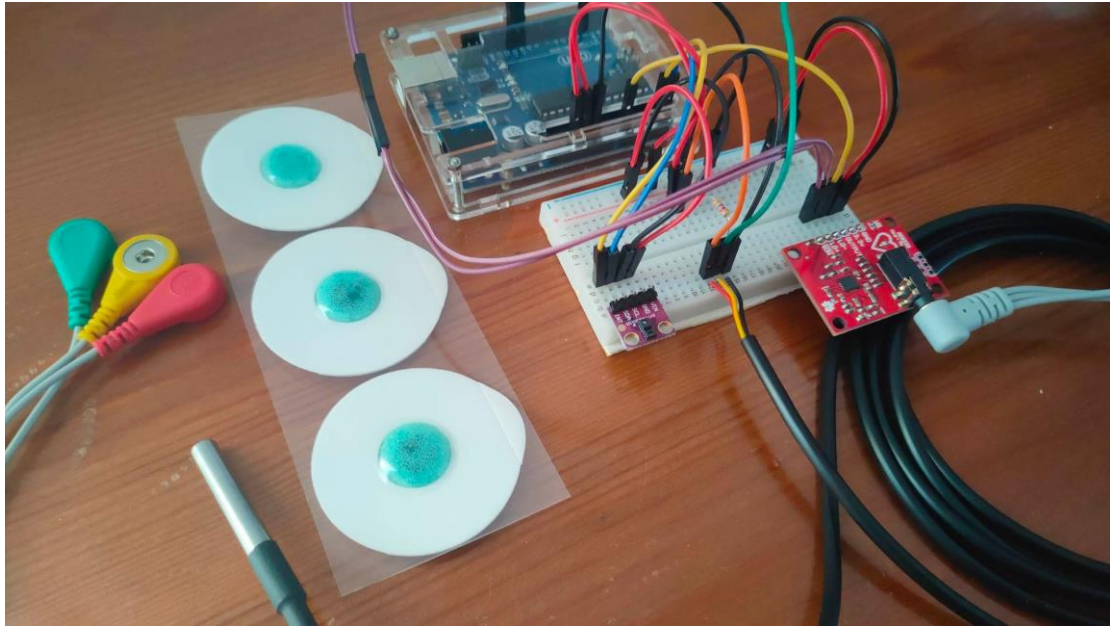


Εικόνα 100: Πειραματική διάταξη παρακολούθησης ανθρώπινων ζωτικών σημάτων (Fritzing)

Στον Πίνακα 4, φαίνεται η συνδεσμολογία όλων των ακίδων του Arduino που χρησιμοποιούνται στο πείραμα όσον αφορά με ποιους αισθητήρες συνδέονται και ποια είναι η λειτουργία τους.

Πίνακας 4		
Συνδεσμολογία ακροδεκτών (pins) πειραματικής διάταξης		
ΟΝΟΜΑΣΙΑ PIN ARDUINO	ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ PIN	ΑΙΣΘΗΤΗΡΑΣ
3V3	ΤΡΟΦΟΔΟΣΙΑ	MAX30100 ΚΑΙ AD8232
5V	ΤΡΟΦΟΔΟΣΙΑ	DS18B20
GND	ΓΕΙΩΣΗ	ΟΛΟΙ
A0	ΑΝΑΛΟΓΙΚΗ ΕΙΣΟΔΟΣ 0	ΕΞΟΔΟΣ AD8232
A4/SDA	ΑΝΑΛΟΓΙΚΗ ΕΙΣΟΔΟΣ 4/I2C ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ	SDA MAX30100
A5/SCL	ΑΝΑΛΟΓΙΚΗ ΕΙΣΟΔΟΣ 5/I2C ΡΟΛΟΓΙΟΥ	SCL MAX30100
2	ΨΗΦΙΑΚΗ ΑΚΙΔΑ 2 ΕΙΣΟΔΟΥ/ΕΞΟΔΟΥ	ΕΞΟΔΟΣ (DATA) DS18B20
~10	SS ΔΕΥΤΕΡΕΥΩΝ ΚΑΛΩΔΙΟ ΕΠΙΛΟΓΗΣ	LO+ AD8232
~11	MOSI ΠΡΩΤΕΥΩΝ ΕΞΟΔΟΣ	LO- AD8232

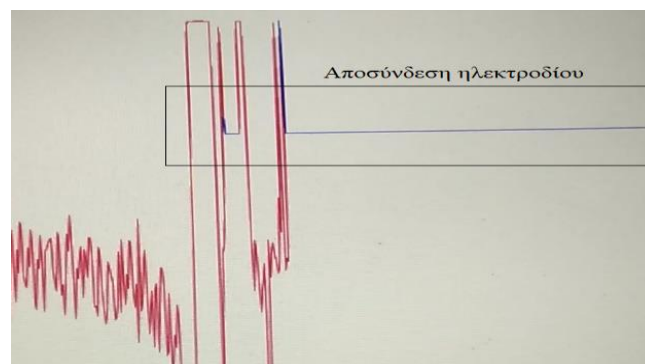
Στην Εικόνα 101, απεικονίζεται η πειραματική διάταξη υλοποιημένη πάνω σε breadboard.



Εικόνα 101: Πειραματική διάταξη παρακολούθησης ανθρώπινων ζωτικών σημάτων (Breadboard)

2.1 Επεξήγηση της συνδεσμολογίας της πειραματικής διάταξης

Η ψηφιακή ακίδα 2, λειτουργεί ως είσοδος και συνδέεται η έξοδος από τον αισθητήρα της θερμοκρασίας. Οι ψηφιακές ακίδες 10 και 11, χρησιμοποιούνται για τον αισθητήρα ΗΚΓ AD8232 LO- και LO+, για την απεικόνιση και προειδοποίηση της αποσύνδεσης ηλεκτροδίου στο σώμα. Εάν αποσυνδεθεί ένα ηλεκτρόδιο, τότε το αντίστοιχο LO- ή LO+ ανιχνεύεται από το Arduino και δίνει υψηλό δυναμικό, όπως φαίνεται στην Εικόνα 102.



Εικόνα 102: Λόγος σύνδεσης LO- και LO+ στις ψηφιακές ακίδες 10 και 11 του Arduino

Η αναλογική ακίδα A0 χρησιμοποιείται ως είσοδος για την έξοδο του AD8232, στην οποία γίνεται ταυτόχρονα και η ψηφιοποίηση του σήματος. Στις αναλογικές εισόδους A4/SDA και A5/SCL συνδέεται ο αισθητήρας MAX30100 για την ένδειξη SPO2. Ο λόγος που γίνεται η σύνδεση σε αυτές τις ακίδες του Arduino, είναι γιατί σε αυτές υπάρχει το πρωτόκολλο επικοινωνίας I2C, που υπάρχει και στις εξόδους του αισθητήρα. Η γείωση του Arduino, συνδέεται στο breadboard και σε αυτήν συνδέονται όλοι οι αισθητήρες. Η τροφοδοσία 3.3 Volt συνδέεται στο breadboard και σε αυτήν συνδέονται οι αισθητήρες AD8232 και MAX30100. Ο αισθητήρας DS18B20, τροφοδοτείται από τα 5 Volt τροφοδοσίας του Arduino. Το ίδιο το Arduino, τροφοδοτείται από τον φορητό υπολογιστή που συνδέεται με αυτόν μέσω USB. Για λόγους ασφαλείας, όσον αφορά τα ρεύματα διαρροής, χρησιμοποιείται φορητός υπολογιστής χωρίς σύνδεση με το τροφοδοτικό AC.

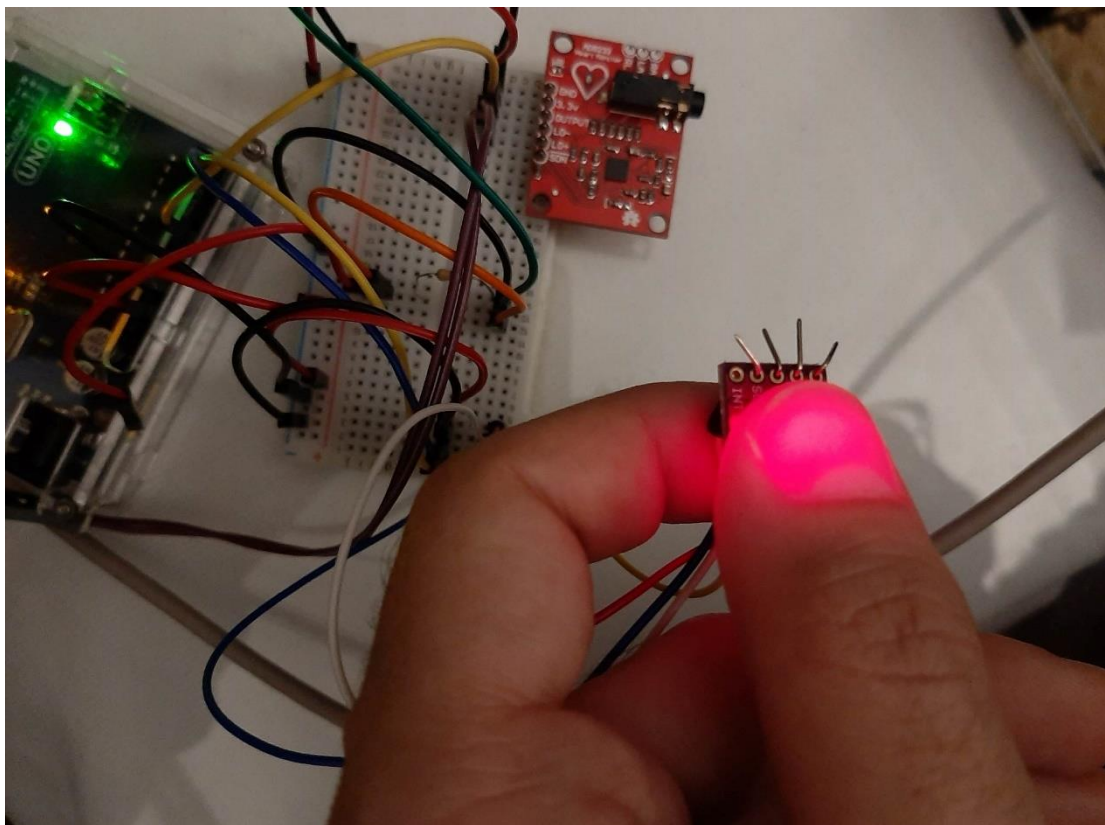
Το ΗΚΓ μεταφέρεται στο Arduino σειριακά και μετατρέπεται από αναλογικό σε ψηφιακό σήμα για την απεικόνισή του και για περαιτέρω επεξεργασία του σήματος. Η ροή των δεδομένων που αποστέλλεται στο Arduino είναι στην πραγματικότητα μια ανάγνωση τάσεων ανά συγκεκριμένα χρονικά διαστήματα. Τα ηλεκτρόδια συνδέονται με βάση τον χρωματικό κώδικα που εξηγείται στον Πίνακα 2, όπως φαίνεται στην Εικόνα 103 και η απόληξη αυτών, το mini jack 3.5mm, συνδέεται στον AD8232.



Εικόνα 103: Εικονική εφαρμογή των ηλεκτροδίων στο ανθρώπινο σώμα με τον τρόπο με τον οποίο έγιναν οι μετρήσεις.

Τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται με αυτόν τον τρόπο, αντί να τοποθετηθούν στα άκρα για την καλύτερη ανάγνωση του σήματος, μιας και η τοποθεσία αυτών με αυτόν τον τρόπο είναι πιο κοντά στην καρδιά. Επίσης, το ηλεκτρόδιο του αριστερού ποδιού τοποθετείται λίγο πιο κάτω από το κίτρινο ηλεκτρόδιο, μιας και δεν παίζει τόσο ρόλο η ακριβής του τοποθεσία. Αυτό, συμβαίνει, γιατί δεν συμβάλει στην απαγωγή του σήματος, μιας και ο αισθητήρας είναι μονής απαγωγής. Χρησιμοποιείται ως ηλεκτρόδιο αναφοράς, για να μειώνει το CMRR (common mode rejection ratio), δηλαδή το κοινό σήμα.

Ο αισθητήρας MAX30100 είναι σε αναμονή μέχρι να εντοπιστεί το δάκτυλο και να αρχίσει να λειτουργεί. Όταν τοποθετηθεί το δάκτυλο, Εικόνα 104, τόσο το υπέρυθρο όσο και το κόκκινο φως περνούν μέσα από τους ιστούς του δακτύλου. Τα δύο αυτά LED αναβοσβήνουν εναλλάξ και το φως που ανακλάται από το δάκτυλο, αφού περάσει μέσα από αυτό πρώτα, πέφτει στη φωτοδίοδο. Η φωτοδίοδος χρησιμοποιείται για την παραγωγή τάσης στην έξοδο, ανάλογη με την ένταση του προσπίπτοντος φωτός. Με βάση την ποσότητα οξυγόνου που έχει ένα άτομο στο αίμα, υπολογίζεται το επίπεδο οξυγόνου στην αιμοσφαιρίνη. Για τη μέτρηση του καρδιακού ρυθμού, απαιτείται υπέρυθρη ακτινοβολία ενώ για τη μέτρηση των επιπέδων κορεσμένου οξυγόνου στην αιμοσφαιρίνη απαιτούνται και το κόκκινο και το υπέρυθρο φως.



Εικόνα 104: Εφαρμογή του αισθητήρα MAX30100 στο δάκτυλο

Όσον αφορά τον αισθητήρα θερμοκρασίας DS18B20, το κόκκινο καλώδιο συνδέεται στα 5V του Arduino για την τροφοδοσία του και το μαύρο καλώδιο στη γείωση. Το κίτρινο καλώδιο που είναι η έξοδος του ψηφιακού σήματος συνδέεται στην ψηφιακή ακίδα 2 του Arduino. Επίσης, συνδέεται μια αντίσταση έλξης (pull-up) 4,7 kΩ μεταξύ

της εξόδου των δεδομένων και της τροφοδοσίας των 5V. Αυτό, συμβαίνει, για να διατηρείται σταθερή η μεταφορά δεδομένων προς το Arduino.

2.2 Παρουσίαση του κώδικα της πειραματικής διάταξης στο λογισμικό Arduino IDE

Το Arduino IDE, περιλαμβάνει κάποιες βιβλιοθήκες που λειτουργούν ως συναρτήσεις, οι οποίες καλούνται στον κώδικα για να εκτελέσουν μια συγκεκριμένη λειτουργία. Πέραν από τις υπάρχουσες προ-εγκατεστημένες βιβλιοθήκες υπάρχουν και οι εξωτερικές βιβλιοθήκες, οι οποίες για να χρησιμοποιηθούν, πρέπει να γίνει πρώτα η εγκατάστασή τους. Το τελικό αποτέλεσμα του κώδικα περιλαμβάνει τέτοιες εξωτερικές βιβλιοθήκες, οι οποίες παρέχονται από τις κατασκευαστικές εταιρίες των αισθητήρων με σκοπό την ορθή λειτουργία τους. Αυτές οι βιβλιοθήκες είναι διαθέσιμες στα αποθετήρια ανοιχτού κώδικα GitHub. Το GitHub είναι ένας ιστότοπος, που φιλοξενεί αποθετήρια με συλλογές προγραμμάτων και κωδίκων που αφορούν διάφορα projects. Μέσα, λοιπόν, από τον ιστότοπο: <https://github.com/> δίνεται η δυνατότητα της πρόσβασης και του κατεβάσματος αυτών των κωδίκων, ώστε να χρησιμοποιηθούν σε κάποιο άλλο project. Παρακάτω, στην Εικόνα 105, παρουσιάζεται ο κώδικας που χρησιμοποιήθηκε. Για την εισαγωγή των βιβλιοθηκών στο Arduino IDE, επιλέγεται από την γραμμή εργασιών το παράθυρο Sketch, include library και manage libraries. Εκεί, υπάρχει μια μπάρα αναζήτησης, στην οποία πληκτρολογείς το όνομα της βιβλιοθήκης που χρειάζεται ο κώδικας, ώστε να εμφανιστεί και μετέπειτα να εγκατασταθεί. Η βιβλιοθήκες που εγκαταστάθηκαν για αυτόν τον κώδικα, είναι η βιβλιοθήκη του Arduino Wire και οι εξωτερικές βιβλιοθήκες MAX30100_PulseOximeter, OneWire και DallasTemperature. Ένας άλλος τρόπος εγκατάστασης, είναι να κατέβουν οι βιβλιοθήκες από το GitHub σε μορφή .zip και να

```
#include <Wire.h>
#include "MAX30100_PulseOximeter.h"
#include <OneWire.h>
#include <DallasTemperature.h>

#define temp_wire 2
#define periodos_anaforas_ms 2.5

PulseOximeter spo;
OneWire temp_W(temp_wire);
DallasTemperature sensors(&temp_W);
float temp=0.00;
int HeartRate = 0, SpO2 = 0;
uint32_t teleftea_anafora = 0;

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  Serial.print("ARXI PARAKOLOUTHISIS BIOSIMATWN...");
  sensors.begin();
  sensors.setWaitForConversion(false);

  if (!spo.begin()) {
    Serial.println("DEN VRETHIKE O AISTHITIRAS MAX30100. NA GINEI ELEGKOS TROFODOSIAS.");
    for (;;)
  } else {
    Serial.println("EPITIXIS SINDESI AISTHITIRA MAX30100 ");
  }
  spo.setIRLedCurrent(MAX30100_LED_CURR_7_6MA);
```

Εικόνα 105 Πρώτο μέρος του κώδικα

```

    pinMode(10, INPUT);
    pinMode(11, INPUT);
}
void loop()
{
    spo.update();
    HeartRate = spo.getHeartRate();
    SpO2 = spo.getSpO2();
    sensors.requestTemperatures();
    temp=sensors.getTempCByIndex(0);
    if (millis() - teleftea_anafora > periodos_anaforas_ms) {
        Serial.print("KARDIAKOI PALMOI: ");
        Serial.print(HeartRate);
        Serial.print(" bpm / SpO2: ");
        Serial.print(SpO2);
        Serial.println("%");
        Serial.print("THERMOKRASIA: ");
        Serial.print(temp);
        Serial.println("");

        if((digitalRead(10) == 1)|| (digitalRead(11) == 1)){
            Serial.println('!');
        }
    }
    else{
        Serial.println(analogRead(A0));
    }
    teleftea_anafora = millis();
}
}

```

Εικόνα 105: Δεύτερο μέρος του κώδικα

εγκατασταθούν από το πρόγραμμα του IDE Sketch, include library και ADD .zip library.

Στην Εικόνα 105 παρουσιάζεται ο κώδικας ή αλλιώς σκίτσο του Arduino, που διαβάζει και αναφέρει τον καρδιακό ρυθμό και τα επίπεδα κορεσμού οξυγόνου χρησιμοποιώντας έναν αισθητήρα παλμικού οξύμετρου MAX30100 και τη θερμοκρασία χρησιμοποιώντας έναν αισθητήρα θερμοκρασίας Dallas, τον DS18B20.

Στην αρχή του κώδικα γίνεται η εισαγωγή των απαιτούμενων βιβλιοθηκών: Wire.h, MAX30100_PulseOximeter.h, OneWire.h και DallasTemperature.h. Το periodos_anaforas_ms είναι μια σταθερά που ορίζεται στα 2.5 χιλιοστά του δευτερολέπτου, που σημαίνει ότι οι μετρήσεις του παλμικού οξύμετρου θα αναφέρονται κάθε 2.5 ms με αποτέλεσμα να λειτουργεί ως delay. Η μεταβλητή teleftea_anafora αρχικοποιείται σε 0, η οποία θα χρησιμοποιηθεί αργότερα στη συνάρτηση loop() για την παρακολούθηση του χρόνου της τελευταίας αναφοράς. Το temp_wire είναι μια σταθερά που ορίζεται ως 2, η οποία αντιπροσωπεύει την ψηφιακή ακίδα που χρησιμοποιείται για την επικοινωνία με τον αισθητήρα της θερμοκρασίας.

Με το PulseOximeter spro, δηλώνεται η παρουσία του οξυμέτρου ως spro και με το DallasTemperature temp_W, δηλώνεται η παρουσία του θερμομέτρου.

Στην συνάρτηση setup() είναι το μέρος που γίνονται οι αρχικοποιήσεις. Η σειριακή επικοινωνία ξεκινά στα 9600. Αυτό σημαίνει ότι το Arduino με το serial monitor θα επικοινωνεί με έναν ρυθμό που θα μεταφέρονται 9600 bits το δευτερόλεπτο. Έπειτα, ενεργοποιείται ο αισθητήρας θερμοκρασίας DS18B20 και ο αισθητήρας παλμικού οξυμέτρου MAX30100. Στην συνάρτηση begin, εάν υπάρχει επιτυχία στην επικοινωνία με τον αισθητήρα επιστρέφει σαν αποτέλεσμα 1, ενώ αν δεν υπάρχει επικοινωνία επιστρέφει 0. Εάν δεν βρεθεί ο παλμικός αισθητήρας τότε ο κώδικας σταματάει. Εάν βρεθεί και αναγνωριστεί το παλμικό οξύμετρο, ρυθμίζεται η ένταση ρεύματος του υπέρυθρου LED στα 7,6 mA. Υπάρχει η δυνατότητα να αυξηθεί μέχρι τα 50 mA, ώστε να είναι πιο φωτεινό, άρα να έχει και μεγαλύτερη διείσδυση για καλύτερα αποτελέσματα. Έπειτα, ορίζονται οι ακίδες 10 και 11 του Arduino ως είσοδοι, στις οποίες συνδέονται τα LO+ και LO- του AD8232.

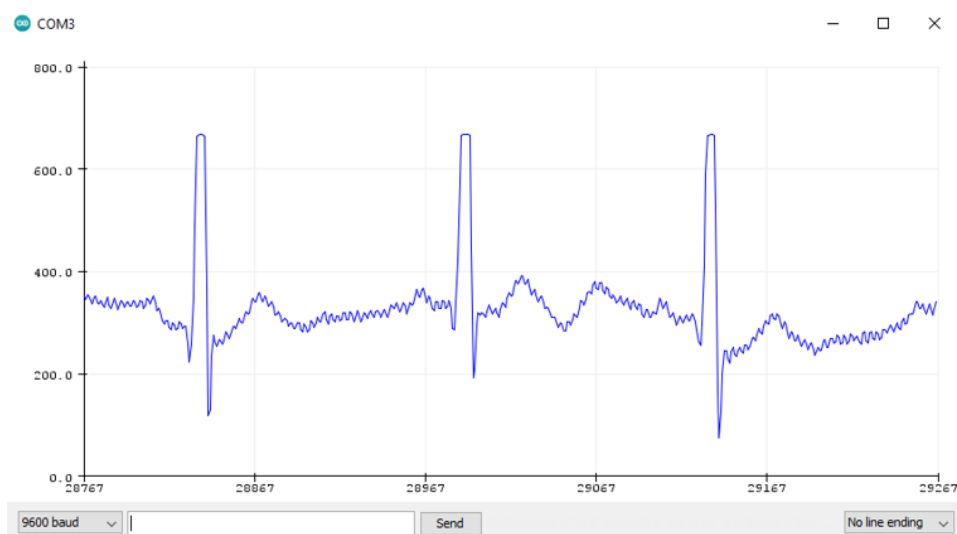
Στην συνάρτηση loop() είναι όπου βρίσκεται η κύρια λογική του κώδικα, η οποία και επαναλαμβάνεται μέχρι να αποσυνδεθεί ο μικροελεγκτής. Στην συνέχεια, οι ενδείξεις του παλμικού οξυμέτρου (καρδιακός ρυθμός και επίπεδα κορεσμού οξυγόνου) ενημερώνονται και εάν ο χρόνος από την τελευταία αναφορά είναι μεγαλύτερος από τον periodos_anaforas_ms, ο καρδιακός ρυθμός, τα επίπεδα κορεσμού οξυγόνου, η θερμοκρασία και η τιμή του ECG εκτυπώνονται στη σειριακή οθόνη. Η εντολή millis χρησιμοποιείται έναντι της delay, η delay διακόπτει ολόκληρο τον κώδικα, με αποτέλεσμα να μην είναι δυνατόν να ληφθεί η ενημερωμένη μέτρηση. Συνολικά, αυτός ο κώδικας χρησιμοποιεί το παλμικό οξύμετρο MAX30100, τον αισθητήρα θερμοκρασίας και τον αισθητήρα AD8232 για να αναφέρει συνεχώς τον καρδιακό ρυθμό, τα επίπεδα κορεσμού οξυγόνου, τη θερμοκρασία και τις τιμές του ECG στη σειριακή οθόνη κάθε 2.5 ms. Με την analogRead, απεικονίζονται οι τιμές από την ακίδα A0 του Arduino που είναι συνδεδεμένος ο αισθητήρας AD8232. Με αυτόν τον τρόπο απεικονίζονται οι τιμές στο serial monitor. Αν όμως είναι να γίνει απεικόνιση του ΗΚΓ στο serial plotter, τότε καταργούμε το millis, ώστε να υπάρχει καλύτερη δειγματοληψία και να εμφανίζεται γρηγορότερα το καρδιογράφημα.

Συνολικά το πρόγραμμα που φορτώθηκε στο Arduino, καταλαμβάνει το 39% του αποθηκευτικού χώρου και το 43% της μνήμης του.

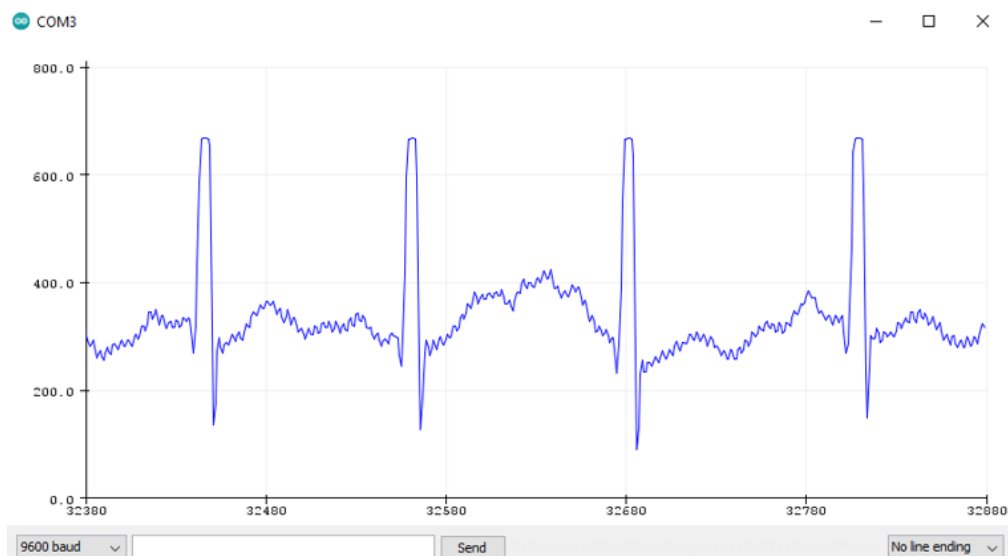
3 Αποτελέσματα

Πολλές από τις μετρήσεις, για μεγαλύτερη ευκολία πάρθηκαν με τον ένα μόνο ενισχυτή να λειτουργεί ώστε να είναι δυνατόν να τραβηχτούν τα screenshots και να επαληθευθούν οι τιμές με τους άλλους μετρητές. Παρακάτω, στις φωτογραφίες, θα αναφέρεται εάν λειτουργούσε μόνο ένας ή όλοι ταυτόχρονα.

Στις Εικόνες 106 και 107 απεικονίζονται τα αποτελέσματα των δύο ηλεκτροκαρδιογραφήματων. Το πρώτο έγινε σε εξεταζόμενο ηλικίας 27 χρόνων και το



Εικόνα 106: Ηλεκτροκαρδιογράφημα 27χρονου.



Εικόνα 107: Ηλεκτροκαρδιογράφημα 20χρονης.

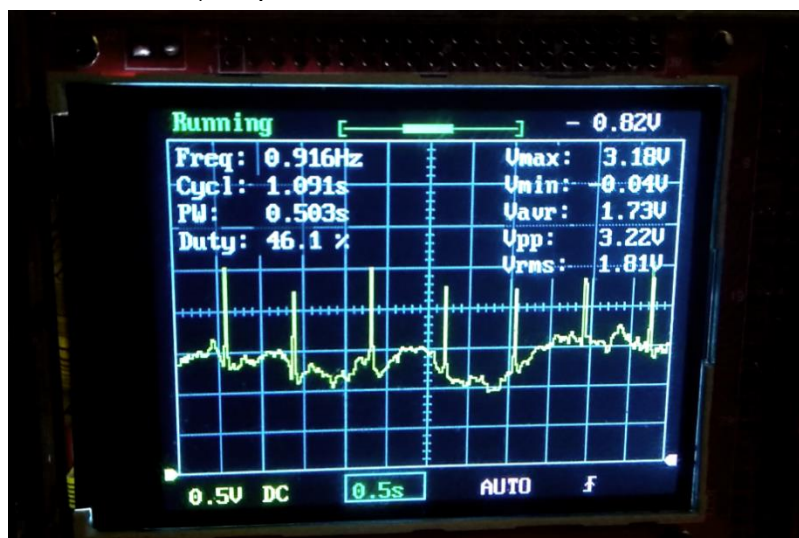
δεύτερο έγινε σε εξεταζόμενη ηλικίας 20 χρονών. Τα δύο αυτά ΗΚΓ έγιναν με απομονωμένο τον αισθητήρα.

Στην Εικόνα 108 απεικονίζεται το ηλεκτροκαρδιογράφημα 27χρονου την στιγμή που λειτουργούν όλοι οι αισθητήρες ταυτόχρονα.



Εικόνα 108: Δεύτερο ηλεκτροκαρδιογράφημα 27χρονου

Στην έξοδο του AD8232 έγινε η σύνδεση παλμογράφου για την απεικόνιση του ΗΚΓ, όπως φαίνεται στην Εικόνα 109, για την σύγκρισή του με το ψηφιακό σήμα ΗΚΓ που απεικονιζόταν στον υπολογιστή.



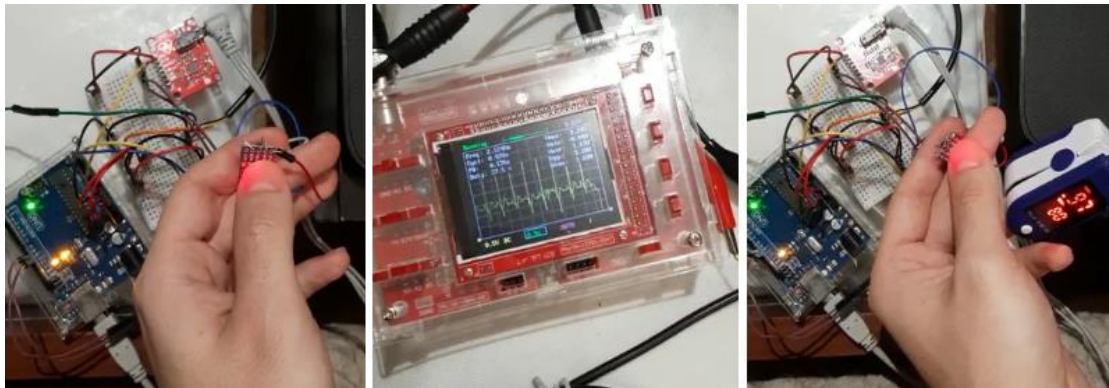
Εικόνα 109: Απεικόνιση ηλεκτροκαρδιογραφήματος σε παλμογράφο

Το ΗΚΓ δεν μπορούσε με κάποιο τρόπο να ελεγχθεί, καθώς δεν υπήρχε υποστήριξη ιατροτεχνολογικών προϊόντων, όπως κάποιο μόνιτορ εμπορίου ή ηλεκτρονικό κύκλωμα τεχνητής καρδιάς για την προσομοίωσή της. Ο μοναδικός τρόπος επαλήθευσης του ΗΚΓ, είναι από την θεωρία του κεφαλαίου 2.3, όπου στο serial monitor φαίνονται χοντρικά οι αποστάσεις μεταξύ των επαρμάτων P, που είναι περίπου 150ms και το άθροισμα της τάσης από το μέγιστο R μέχρι το μέγιστο S, που είναι

περίπου 4 mVolt, όπως αναφέρεται και στην θεωρία, μιας και τα ηλεκτρόδια εφαρμόζονται κοντά στην καρδιά.

Ο μετατροπέας ADC 10-bit, που είναι ενσωματωμένος στον μικροελεγκτή ATmega328P, λαμβάνει δείγματα του αναλογικού σήματος ΗΚΓ στην έξοδο του AD8232 με ρυθμό δειγματοληψίας 400 Hz (400 φορές ανά δευτερόλεπτο). Αυτό επιτυγχάνεται με την καθυστέρηση των 2.5 milliseconds. Αυτός ο ρυθμός δειγματοληψίας είναι περισσότερο από διπλάσιος της συχνότητας αποκοπής των 40 Hz, κάτι που ικανοποιεί το θεώρημα δειγματοληψίας Shannon-Nyquist. [80]

Στην Εικόνα 110, παρατίθενται φωτογραφίες από την στιγμή που γινόντουσαν οι μετρήσεις και οι συγκρίσεις για όλους τους αισθητήρες ταυτόχρονα.



Εικόνα 110: Φωτογραφίες που πάρθηκαν κατά την διάρκεια των μετρήσεων

Στην Εικόνα 111, απεικονίζονται τα αποτελέσματα που εμφανίζονται στο serial monitor, από όλους τους αισθητήρες, που ήταν ταυτόχρονα συνδεδεμένοι σε έναν

```
COM3
|
|
19:47:24.171 -> Temperature: 20.12
19:47:24.218 -> 321
19:47:25.202 -> Heart rate: 80.46 bpm / SpO2: 97.00%
19:47:25.202 -> Temperature: 20.19
19:47:25.249 -> 382
19:47:26.234 -> Heart rate: 85.04 bpm / SpO2: 98.00%
19:47:26.234 -> Temperature: 20.12
19:47:26.281 -> 315
19:47:27.265 -> Heart rate: 85.44 bpm / SpO2: 98.00%
19:47:27.265 -> Temperature: 20.12
19:47:27.312 -> 358
19:47:28.296 -> Heart rate: 87.82 bpm / SpO2: 98.00%
19:47:28.296 -> Temperature: 20.12
19:47:28.343 -> 311
19:47:29.315 -> Heart rate: 87.82 bpm / SpO2: 98.00%
19:47:29.362 -> Temperature: 20.12
19:47:29.362 -> 306
19:47:30.346 -> Heart rate: 52.51 bpm / SpO2: 98.00%
19:47:30.393 -> Temperature: 20.12
19:47:30.393 -> 307
19:47:31.377 -> Heart rate: 73.15 bpm / SpO2: 97.00%
19:47:31.424 -> Temperature: 20.12
19:47:31.424 -> 360
19:47:32.408 -> Heart rate: 83.34 bpm / SpO2: 97.00%
19:47:32.455 -> Temperature: 20.12
19:47:32.455 -> 292
```

Εικόνα 111: Τιμές από όλους τους αισθητήρες της πειραματικής διάταξης απεικονιζόμενες στο serial monitor

εξεταζόμενο, πέραν της θερμοκρασίας, για λόγους ευκολίας της κινησιολογίας. Ο αισθητήρας της θερμοκρασίας μετρά την θερμοκρασία του χώρου.

Στην Εικόνα 112, απεικονίζονται τα αποτελέσματα της μιας από τις τρεις μετρήσεις που έγιναν για τον έλεγχο της θερμοκρασίας του ανθρώπινου σώματος. Στην εικόνα φαίνεται που οι τιμές πλέον έχουν σταθεροποιηθεί. Η διάρκεια σταθεροποίησης των αποτελεσμάτων διαρκούσε 4 με 5 λεπτά. Η θερμοκρασία πάρηκε από το σημείο της μασχάλης.

```

COM3
2
20:18:13.717 -> Temperature is: 36.38 Requesting temperatures...DONE
20:18:15.247 -> Temperature is: 36.38 Requesting temperatures...DONE
20:18:16.787 -> Temperature is: 36.44 Requesting temperatures...DONE
20:18:18.268 -> Temperature is: 36.38 Requesting temperatures...DONE
20:18:19.782 -> Temperature is: 36.44 Requesting temperatures...DONE
20:18:21.310 -> Temperature is: 36.38 Requesting temperatures...DONE
20:18:22.831 -> Temperature is: 36.44 Requesting temperatures...DONE
20:18:24.344 -> Temperature is: 36.44 Requesting temperatures...DONE
20:18:25.875 -> Temperature is: 36.38 Requesting temperatures...DONE
20:18:27.394 -> Temperature is: 36.44 Requesting temperatures...DONE
20:18:28.883 -> Temperature is: 36.44 Requesting temperatures...DONE
20:18:30.400 -> Temperature is: 36.44 Requesting temperatures...DONE
20:18:31.924 -> Temperature is: 36.44 Requesting temperatures...DONE
20:18:33.418 -> Temperature is: 36.44 Requesting temperatures...DONE
20:18:34.962 -> Temperature is: 36.44 Requesting temperatures...DONE
20:18:36.450 -> Temperature is: 36.44 Requesting temperatures...DONE
20:18:38.000 -> Temperature is: 36.44 Requesting temperatures...DONE
20:18:39.485 -> Temperature is: 36.44 Requesting temperatures...DONE
20:18:41.021 -> Temperature is: 36.44 Requesting temperatures...DONE
20:18:42.544 -> Temperature is: 36.44 Requesting temperatures...DONE
20:18:44.031 -> Temperature is: 36.44 Requesting temperatures...DONE
20:18:45.566 -> Temperature is: 36.44 Requesting temperatures...DONE
20:18:47.058 -> Temperature is: 36.44 Requesting temperatures...DONE
20:18:48.589 -> Temperature is: 36.44 Requesting temperatures...DONE
20:18:50.107 -> Temperature is: 36.44 Requesting temperatures...DONE
20:18:51.626 -> Temperature is: 36.44 Requesting temperatures...DONE
20:18:53.121 -> Temperature is: 36.44
 Autoscroll  Show timestamp
    
```

Εικόνα 112: Σταθεροποίηση αποτελεσμάτων θερμοκρασίας κατά την μέτρηση

Παρακάτω στον Πίνακα 5 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα από τους αισθητήρες της θερμοκρασίας και της παλμικής οξυμετρίας για τρεις εξεταζόμενους και συγκρίνονται με τις τιμές που πάρηκαν από αναλογικό θερμόμετρο υδραργύρου και παλμικό οξύμετρο εμπορίου καθώς και με smartwatch.

Πίνακας 5								
Εξεταζόμενος	Θερμοκρασία		SPO2			Καρδιακοί παλμοί		
	DS18B20	Θερμόμετρο υδραργύρου	MAX30100	Παλμικό οξύμετρο	Smartwatch	MAX30100	Παλμικό οξύμετρο	Smartwatch
1	36,4	36,8	97	98	98	85	88	90
2	36,3	36,4	98	99	98	87	84	89
3	35,9	36,5	96	97	99	90	92	93

4 Συμπεράσματα

Σε αυτήν την πειραματική διάταξη του συστήματος παρακολούθησης ζωτικών σημάτων εξεταζόμενων εφαρμόστηκε με επιτυχία καθώς τα δεδομένα φορτώνονται και απεικονίζονται στην οθόνη του φορητού υπολογιστή με επιτυχία. Μετρήθηκαν τρεις φυσιολογικές παραμέτρους της θερμοκρασίας, του ποσοστού κορεσμένης αιμοσφαιρίνης με οξυγόνο (SPO2) και του καρδιακού ρυθμού. Επίσης με επιτυχία έγινε και η απεικόνιση ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Αυτοί οι αισθητήρες επιλέχθηκαν και χρησιμοποιήθηκαν με το αντίστοιχο κύκλωμά τους, για να μειώσουν το κόστος και το μέγεθος της διάταξης. Συνολικά, το πείραμα λειτούργησε αρκετά καλά, ωστόσο υπήρξαν και μερικά προβλήματα, που να αναφερθούν παρακάτω.

Για την θερμοκρασία του σώματος, ο αδιάβροχος σωλήνας του θερμίστορ, βοήθησε στο να συγκρατεί το θερμίστορ στη σωστή θέση για την διαδικασία της μέτρησης. Οι τιμές του αισθητήρα θερμοκρασίας σταθεροποιούνταν στο διάστημα των 4 λεπτών. Τα πρώτα δύο λεπτά από 20 βαθμούς (δωματίου) έφτανε στους 35 γρήγορα. Από τους 35 μέχρι και κοντά στους 36 που σταθεροποιούνταν οι μετρήσεις ήθελε άλλα δύο λεπτά. Ο αισθητήρας παλμικού οξυμέτρου που χρησιμοποιήθηκε λειτουργούσε καλά, αλλά δεν υπήρξε βαθμονόμηση σε σχέση με γνωστές συγκεντρώσεις οξυγόνου στο αίμα σε υγιείς ανθρώπους. Αυτό σημαίνει ότι, οι συγκεντρώσεις οξυγόνου στο αίμα που μετρήθηκαν δεν βρίσκονται εντός αποδεκτού εύρους σφάλματος, καθώς οι περισσότερες δοκιμές έδειξαν το οξυγόνο του αίματος ενός υγιούς 27χρονου να βρίσκεται πολλές φορές στο 94% και 95%, το οποίο είναι χαμηλότερο από το αναμενόμενο και από τις συγκριτικές τιμές του παλμικού οξυμέτρου εμπορίου και του smartwatch. Ακόμη, στον αισθητήρα της παλμικής οξυμετρίας, δεν υπήρχε σταθερότητα στις τιμές και υπήρχαν απότομες αυξομειώσεις, κάτι που οφείλεται στην κακή εφαρμογή του αισθητήρα στο δάκτυλο. Μια ακόμη αιτία προβλήματος, είναι τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία και οι εκπομπές ραδιοσυχνοτήτων που λαμβάνονταν από τη φωτοδίοδο του αισθητήρα παλμικής οξυμετρίας, όπως αυτών του ηλεκτροκαρδιογραφήματος. Όταν ο αισθητήρας για την παλμική οξυμετρία λειτουργούσε μόνος του, τότε το μοναδικό πρόβλημα ήταν η κακή εφαρμογή στο δάκτυλο, που σε κάποιες περιπτώσεις χανόταν η επαφή, με αποτέλεσμα να μηδενίζονται οι τιμές του SPO2 και των καρδιακών παλμών. Το πρόβλημα των ραδιοσυχνοτήτων εμφανίστηκε και στο ηλεκτροκαρδιογράφημα, με την τροφοδοσία του Arduino από τον υπολογιστή να επηρεάζει με θόρυβο το σήμα. Ο χρόνος απόκρισης για την παλμική οξυμετρία και το καρδιογράφημα ήταν περίπου 3 με 5 δευτερόλεπτα.

Οι τιμές που επαλήθευσαν τα αποτελέσματα που ελήφθησαν από τους αισθητήρες σε θερμόμετρο υδραργύρου και σύστημα παλμικής οξυμετρίας βρέθηκαν να ποικίλλουν περίπου $\pm 1\%$ για την παλμική οξυμετρία και ± 0.5 για την θερμομετρία και ± 3 για τους καρδιακούς παλμούς.

Το σύστημα παρακολούθησης της υγείας των ασθενών σε πραγματικό χρόνο που αναπτύχθηκε σε αυτή την εργασία, αποδεικνύει, ότι τουλάχιστον κατά προσέγγιση, είναι δυνατόν να παρθούν πληροφορίες ιατρικής σημασίας από τα βιοσήματα ενός ανθρώπου με σχετικά χαμηλό κόστος. Ωστόσο, δεν αρκεί για να αντικαταστήσει τις υπάρχουσες μεθόδους και να βασιστεί σε αυτό ιατρική γνώμатеυση και απόφαση, ειδικά όσον αφορά τον αισθητήρα παλμικής οξυμετρίας που λειτουργούσε, αλλά με απότομες αλλαγές στις τιμές του.

5 Μελλοντική έρευνα και εμπλουτισμός της παρούσας πειραματικής διάταξης

Θα μπορούσε να τροποποιηθεί αυτό το σύστημα και να γίνει μια φορητή συσκευή, λόγω μεγέθους, που θα επιτρέπει την παρακολούθηση εξ αποστάσεως από οποιοδήποτε μέρος. Για να γίνει κάτι τέτοιο, θα πρέπει με κάποιο τρόπο να στέλνονται τα δεδομένα από το Arduino σε μια άλλη συσκευή, όπως το κινητό τηλέφωνο σε κάποια Android εφαρμογή, ώστε μετά να γίνεται η αποστολή αυτών σε κάποιο cloud ή απευθείας στο κινητό του ιατρού, μέσω διαδικτύου. Επίσης, θα μπορούσε να γίνει μια διάταξη με τους αισθητήρες να είναι ασύρματοι πάνω στον ασθενή μόνιμως και τα δεδομένα να αποστέλλονται στην πλατφόρμα του Arduino μέσω του επικοινωνιακού πρωτοκόλλου Bluetooth. Ακόμη, σαν επιπλέον λειτουργίες, θα μπορούσαν να προστεθούν η καταγραφή και η αποθήκευση των δεδομένων σε μια μνήμη micro SD και να προστεθεί ηχητικό buzzer για την εφαρμογή ηχητικών συναγερμών στο σύστημα, θέτοντας κάποια ανώτατα και κατώτα όρια για τα αποτελέσματα των αισθητήρων. Τέλος, θα μπορούσαν να προστεθούν επιπλέον αισθητήρες, όπως για την μέτρηση της υγρασίας του χώρου που βρίσκεται ο ασθενής, αισθητήρας που να μετρά την αρτηριακή πίεση (π.χ. χρήση αισθητήρων όπως ο AMS 5915, MPXV5050GP και MPS20N0040D-D) και επιπλέον αισθητήρας AD8232 για την μέτρηση του ρυθμού αναπνοής.

Βιβλιογραφία

- [1] Tsipouras, M., Giannakeas, N., Karvounis, E., & Tzallas, A. (2015). Biomedical Signals [Chapter]. In Tsipouras, M., Giannakeas, N., Karvounis, E., & Tzallas, A. 2015. Medical Informatics [Undergraduate textbook]. Kallipos, Open Academic Editions., chapter 6.
- [2] Ventouras, E. (2015). ΗΛΕΚΤΡΟΚΑΡΔΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΔΙΑΤΑΞΕΙΣ [Chapter]. In Ventouras, E. 2015. Τεχνολογία της in-vivo διαγνωστικής - Διατάξεις απαγωγής βιοηλεκτρικών σημάτων [Undergraduate textbook]. Kallipos, Open Academic Editions. chapter 4.
- [3] Pal, S. (2017). ECG Monitoring: Present Status and Future Trend. Reference Module in Biomedical Sciences.
- [4] Klabunde, R. E. (2017). Cardiac electrophysiology: normal and ischemic ionic currents and the ECG. Advances in Physiology Education, 41(1), 29–37.
- [5] Sundaram, P.S. (2013). Patient Monitoring System Using Android Technology. International Journal of Computer Science and Mobile Computing Vol.2 Issue. 5, May- 2013, pg. 191-201.
- [6] World Health Organization (WHO). Cardiovascular Diseases (CVDs). Accessed: JAN. 25, 2023. Available online: [https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)).
- [7] Pan American Health Organization (PAHO). World Heart Day: Cardiovascular Diseases Cause 1.9 Million Deaths a Year in the Americas. Accessed: JAN. 25, 2023., Available online: https://www.paho.org/hq/index.php?option=com_content&view=article&id=7252:2012-world-heart-day-cardiovascular-diseases-cause-1-9-million-deaths-year-americas&Itemid=135&lang=en.
- [8] Gardner, R.M., Shabot, M.M. (2006). Patient-Monitoring Systems [Chapter]. In Shortliffe, E.H., Cimino, J.J. (eds) Biomedical Informatics. Health Informatics. Springer, New York, NY. pg 593-595.
- [9] Ventouras, E. (2015). ΗΛΕΚΤΡΟΔΙΑ ΑΠΑΓΩΓΗΣ ΒΙΟΗΛΕΚΤΡΙΚΩΝ ΣΗΜΑΤΩΝ [Chapter]. In Ventouras, E. 2015. Τεχνολογία της in-vivo διαγνωστικής - Διατάξεις απαγωγής βιοηλεκτρικών σημάτων [Undergraduate textbook]. Kallipos, Open Academic Editions. chapter 2.
- [10] Ventouras, E. (2015). ΒΙΟΕΝΙΣΧΥΤΕΣ [Chapter]. In Ventouras, E. 2015. Τεχνολογία της in-vivo διαγνωστικής - Διατάξεις απαγωγής βιοηλεκτρικών σημάτων [Undergraduate textbook]. Kallipos, Open Academic Editions. chapter 3.
- [11] Chung, E., Chen, G., Alexander, B., & Cannesson, M. (2013). Non-invasive continuous blood pressure monitoring: a review of current applications. Frontiers of Medicine, 7(1), 91–101.
- [12] Lee H, & Monahan C (2014). Pressure transducers [Chapter 27]. In Freeman B.S., & Berger J.S.(Eds.), Anesthesiology Core Review: Part One Basic Exam. McGraw Hill. pg 75,76.
- [13] Federmann, M., & Hess, O. M. (1994). Differentiation between Systolic and Diastolic Dysfunction. European Heart Journal, 15(suppl D), 2–6.
- [14] Brown G, & Desvarieux T (2014). Blood Pressures and Resistances [Chapter 156]. In Freeman B.S., & Berger J.S.(Eds.), Anesthesiology Core Review: Part One Basic Exam. McGraw Hill. pg 429,430.
- [15] Williams, B., Mancia, G., Spiering, W., Agabiti Rosei, E., Azizi, M., Burnier, M., Clement, D. L., Coca, A., de Simone, G., Dominiczak, A., Kahan, T., Mahfoud, F., Redon, J., Ruilope, L., Zanchetti, A., Kerins, M., Kjeldsen, S. E., Kreutz, R., Laurent, S., Lip, G .., ESC Scientific Document Group (2018).

2018 ESC/ESH Guidelines for the management of arterial hypertension. *European heart journal*, 39(33), 3021–3104.

- [16] Zhou, B., Bentham, J., Di Cesare, M., Bixby, H., Danaei, G., Cowan, M. J., ... Bennett, J. E. (2017). Worldwide trends in blood pressure from 1975 to 2015: a pooled analysis of 1479 population-based measurement studies with 19·1 million participants., *The Lancet*, 389(10064), 37–55.
- [17] Stoker, M. R. (2004). Principles of pressure transducers, resonance, damping and frequency response. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, 5(11), 371–375.
- [18] Booth J. (1977). A short history of blood pressure measurement. *Proceedings of the Royal Society of Medicine*, 70(11), 793–799.
- [19] Ogedegbe, G., & Pickering, T. (2010). Principles and Techniques of Blood Pressure Measurement. *Cardiology Clinics*, 28(4), 571–586.
- [20] Netea, R. T., Smits, P., Lenders, J. W., & Thien, T. (1998). Does it matter whether blood pressure measurements are taken with subjects sitting or supine?. *Journal of hypertension*, 16(3), 263–268.
- [21] Celler, B. G., Argha, A., Le, P. N., & Ambikairajah, E. (2018). Novel methods of testing and calibration of oscillometric blood pressure monitors. *PloS one*, 13(8).
- [22] Nguyen V (2014). Noninvasive Blood Pressure Measurement [Chapter 28]. In Freeman B.S., & Berger J.S.(Eds.), *Anesthesiology Core Review: Part One Basic Exam*. McGraw Hill. pg 77,78.
- [23] Gerin, W., Schwartz, A. R., Schwartz, J. E., Pickering, T. G., Davidson, K. W., Bress, J., ... Atkins, N. (2002). Limitations of current validation protocols for home blood pressure monitors for individual patients. *Blood Pressure Monitoring*, 7(6), 313–318.
- [24] Pickering, T. G., Hall, J. E., Appel, L. J., Falkner, B. E., Graves, J., Hill, M. N., ... Roccella, E. J. (2004). Recommendations for Blood Pressure Measurement in Humans and Experimental Animals: Part 1: Blood Pressure Measurement in Humans.; A Statement for Professionals From the Subcommittee of Professional and Public Education of the American Heart Association Council on High Blood Pressure Research. *Hypertension*, 45(1), 142–161.
- [25] Stergiou, G. S., Lourida, P., Tzamouranis, D., & Baibas, N. M. (2009). Unreliable oscillometric blood pressure measurement: prevalence, repeatability and characteristics of the phenomenon. *Journal of Human Hypertension*, 23(12), 794–800.
- [26] Grim, C. E., & Grim, C. M. (2016). Auscultatory BP: still the gold standard. *Journal of the American Society of Hypertension*, 10(3), 191–193.
- [27] Pickering, T. G., Miller, N. H., Ogedegbe, G., Krakoff, L. R., Artinian, N. T., Goff, D., American Heart Association, American Society of Hypertension, & Preventive Cardiovascular Nurses Association (2008)., *Hypertension (Dallas, Tex. : 1979)*, 52(1), 1–9, Call to action on use and reimbursement for home blood pressure monitoring: executive summary: a joint scientific statement from the American Heart Association, American Society Of Hypertension, and Preventive Cardiovascular Nurses Association..
- [28] Spelde A, & Monahan C (2016). Invasive arterial blood pressure monitoring [Chapter 1]. In Freeman B.S., & Berger J.S.(Eds.), *Anesthesiology Core Review: Part Two Advanced Exam*. McGraw Hill. pg 1-4.

- [29] Liu, B., Li, Q., & Qiu, P. (2015). Comparison between invasive and non-invasive blood pressure in young, middle and old age. *Blood Pressure*, 25(3), 155–161.
- [30] de Jong, R. M., Westerhof, B. E., Voors, A. A., & van Veldhuisen, D. J. (2009). Noninvasive haemodynamic monitoring using finger arterial pressure waveforms. *The Netherlands journal of medicine*, 67(11), 372–375.
- [31] Biais M, Vidil L, Roullet S, Masson F, Quinart A, Revel P, Sztark F. (2010). Continuous non-invasive arterial pressure measurement: evaluation of CNAP device during vascular surgery. *Ann Fr Anesth Reanim*, 29(7–8), 530–535.
- [32] Martina JR, Westerhof BE, van Goudoever J, de Beaumont EM, Truijen J, Kim YS, Immink RV, Jöbsis DA, Hollmann MW, Lahpor JR, de Mol BA, van Lieshout JJ. (2012). Noninvasive continuous arterial blood pressure monitoring with Nexfin®. *Anesthesiology*, 116(5), 1092–1103.
- [33] Kyriacou, P.A., Budidha, K., & Abay, T.Y. (2019). Optical Techniques for Blood and Tissue Oxygenation. *Encyclopedia of Biomedical Engineering*..
- [34] Van Beest, P., Wietasch, G., Scheeren, T., Spronk, P., & Kuiper, M. (2011). Clinical review: use of venous oxygen saturations as a goal - a yet unfinished puzzle. *Critical Care*, 15(5), 232.
- [35] Nitzan, M., Nitzan, I., & Arieli, Y. (2020). The Various Oximetric Techniques Used for the Evaluation of Blood Oxygenation. *Sensors*, 20(17), 4844.
- [36] Kelleher, J. F. (1989). Pulse oximetry. *Journal of Clinical Monitoring*, 5(1), 37–62.
- [37] Nitzan, M., Romem, A., & Koppel, R. (2014). Pulse oximetry: fundamentals and technology update. *Medical Devices: Evidence and Research*, 231.
- [38] Aoyagi, T. (2003). Pulse oximetry: its invention, theory, and future. *Journal of Anesthesia*, 17(4), 259–266.
- [39] Takatani, S., & Ling, J. (1994). Optical oximetry sensors for whole blood and tissue. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 13(3), 347–357.
- [40] Kyriacou, P. A. (2013). Direct Pulse Oximetry Within the Esophagus, on the Surface of Abdominal Viscera, and on Free Flaps. *Anesthesia & Analgesia*, 117(4), 824–833.
- [41] Sinex, J. E. (1999). Pulse oximetry: Principles and limitations. *The American Journal of Emergency Medicine*, 17(1), 59–66.
- [42] Hamaoka, T., McCully, K. K., Niwayama, M., & Chance, B. (2011). The use of muscle near-infrared spectroscopy in sport, health and medical sciences: recent developments. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 369(1955), 4591–4604.
- [43] Sessler, D. I. (2008). Temperature Monitoring and Perioperative Thermoregulation. *Anesthesiology*, 109(2), 318–338.
- [44] El-Radhi, A. S., Carroll, J., & Klein, N. (Eds.). (2009). *Clinical Manual of Fever in Children*.
- [45] McCallum L, Higgins D (2012) Measuring body temperature. *Nursing Times* [online]; 108: 45, 20-22.
- [46] Sund-Levander, M., Forsberg, C., & Wahren, L. K. (2002). Normal oral, rectal, tympanic and axillary body temperature in adult men and women: a systematic literature review. *Scandinavian Journal of Caring Sciences*, 16(2), 122–128.

- [47] Mackowiak, P. A. (1992). A Critical Appraisal of 98.6°F, the Upper Limit of the Normal Body Temperature, and Other Legacies of Carl Reinhold August Wunderlich. *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, 268(12), 1578.
- [48] Crawford, D. C., Hicks, B., & Thompson, M. J. (2006). Which thermometer? Factors influencing best choice for intermittent clinical temperature assessment. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 30(4), 199–211.
- [49] Werner, J. (2014). Measurement of Temperatures of the Human Body. *Comprehensive Biomedical Physics*, 107–126.
- [50] Narczyk, P., Siwiec, K., & Pleskacz, W. A. (2016). Precision human body temperature measurement based on thermistor sensor. 2016 IEEE 19th International Symposium on Design and Diagnostics of Electronic Circuits & Systems (DDECS).
- [51] Gardner, R. M., Clemmer, T. P., Evans, R. S., & Mark, R. G. (2013). Patient Monitoring Systems. *Biomedical Informatics*, 561–591.
- [52] Spyropoulos, V. (2015). Συστήματα Επιτήρησης Καταγραφής και Επεξεργασίας Ηλεκτρικών και άλλων Βιοσημάτων [Chapter]. In Spyropoulos, V. 2015. Εισαγωγή στην τεχνολογία χειρουργείου, εντατικής και επείγουσας ιατρικής [Undergraduate textbook]. Kallipos, Open Academic Editions.
- [53] Patient monitor L505. User manual. Daray. Accessed: JAN. 25, 2023. Available: <https://www.daray.com/wp-content/uploads/2021/07/L505-manual.pdf>.
- [54] Imhoff, M., & Kuhls, S. (2006). Alarm Algorithms in Critical Care Monitoring. *Anesthesia & Analgesia*, 102(5), 1525–1537.
- [55] Patient Monitor B125/B105 (2018). Clinical Reference Guide. GE Healthcare. Accessed: JAN. 25, 2023. Available: https://www.gehealthcare.co.uk/-/jssmedia/global/covid-19/lcs-pdf/b125-b105-clinical-reference-guide_doc2204111.pdf?rev=-1.
- [56] Patient Monitor PM5000 (2018). Operation Manual. Version 3.0. Drawell. Accessed: JAN. 25, 2023. Available: https://irp-cdn.multiscreensite.com/20fad1a2/files/uploaded/PM5000%20Operation%20Manual_V1.0180504.pdf.
- [57] Patient Monitor Multi-Parameter UP-7000 (2022). User Manual. Revision 6-05. Gima. Accessed: JAN. 25, 2023. Available: <https://www.gimaitaly.com/DocumentiGIMA/Manuali/EN/M35145EN.pdf>.
- [58] Patient Monitor BM3. Service Manual. Revision A. Bionet. Accessed: JAN. 25, 2023. Available: <https://www.manualslib.com/manual/1367776/Bionet-Bm3.html>.
- [59] Patient monitor BT-770 (2018). Operation Manual. Revision R00. Bistos. Accessed: JAN. 25, 2023. Available: <https://www.digas.gr/image/data/uploads/201910/instructionsb770.pdf>.
- [60] Mechanic OJ, Persaud Y, Kimball AB. Telehealth Systems. [Updated 2022 Sep 12]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2022 Jan-. Accessed: JAN. 25, 2023. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK459384/>.
- [61] Gómez, J., Oviedo, B., & Zhuma, E. (2016). Patient Monitoring System Based on Internet of Things. *Procedia Computer Science*, 83, 90–97.
- [62] Briginets, S., Volkov, A., Martinov, G., & Veselkov, A. (2018). Development of a mobile heart monitor based on the ECG module AD8232.

- [63] Mishra, Ayaskanta & Chakraborty, Biswarup & Das, Debajyoti & Bose, Priyankar. (2018). AD8232 based Smart Healthcare System using Internet of Things (IoT). *International Journal of Engineering Research*. 7.
- [64] Sameh, R., Genedy, M., Abdeldayem, A., & Abdel azeem, M.H. (2020). Design and Implementation of an SPO2 Based Sensor for Heart Monitoring Using an Android Application. *Journal of Physics: Conference Series*, 1447.
- [65] Minaie, Afsaneh & Sanati-Mehrizy, Reza & Paredes, Luis & Morris, Jacob. (2019). Design of a Bluetooth-Enabled Wireless Pulse Oximeter.
- [66] Nate & Ben (2020) Arduino Pulse Oximeter. Personal Project. Accessed: JAN. 25, 2023. Available: <https://www.instructables.com/member/Nate+and+Ben/>.
- [67] Asaduzzaman Miah, M., Mir Hussain Kabir, Siddiqur Rahman Tanveer, M., & Akhand, M. A. H. (2015). Continuous heart rate and body temperature monitoring system using Arduino UNO and Android device. 2015 2nd International Conference on Electrical Information and Communication Technologies (EICT).
- [68] Suryanarayanan, S., Manmadhan, S., & Rakesh, N. (2017). Design and Development of Real Time Patient Monitoring System with GSM Technology. *Journal of Cases on Information Technology*, 19(4), 22–36.
- [69] Parihar, Vikramsingh & Tonge, Akesh & Ganorkar, Pooja. (2017). Heartbeat and Temperature Monitoring System for Remote Patients using Arduino. *International Journal of Advanced Engineering Research and Science*. 4. 55-58.
- [70] Sharma, S., & Vashisth, R. (2015). Zigbee Based Centralised Patient Monitoring System. 2015 International Conference on Computational Intelligence and Communication Networks (CICN).
- [71] Bell, A., Rogers, P., Farnell, C., Sparkman, B., & Smith, S. C. (2014). Wireless patient monitoring system. 2014 IEEE Healthcare Innovation Conference (HIC).
- [72] Kumar, S. P., Samson, V. R. R., Sai, U. B., Rao, P. L. S. D. M., & Eswar, K. K. (2017). Smart health monitoring system of patient through IoT. 2017 International Conference on I-SMAC (IoT in Social, Mobile, Analytics and Cloud) (I-SMAC).
- [73] Sunehra, D., & Siddireddygar, S. (2020). Patient Health Monitoring System Using Arduino Mega 2560 And Thingsboard Server. *INTERNATIONAL JOURNAL OF SCIENTIFIC & TECHNOLOGY RESEARCH VOLUME 9, ISSUE 03, MARCH 2020*.
- [74] Uddin, M. S., Alam, J. B., & Banu, S. (2017). Real time patient monitoring system based on Internet of Things. 2017 4th International Conference on Advances in Electrical Engineering (ICAEE).
- [75] WhiteSensor 4500M-H ECG Electrode - Single use (2020). Datasheet. MEDICO ELECTRODES INTERNATIONAL. Accessed: JAN. 25, 2023. Available online: <https://www.ambu.com/cardiology/ecg-electrodes/product/ambu-whitesensor-4500m-h>.
- [76] AD8232 Single-Lead Heart Rate Monitor Front End (2012–2017). Datasheet. Analog Devices. Accessed: JAN. 25, 2023. Available online: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8232.pdf>.
- [77] MAX30100 Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health (2014). Datasheet. Maxim Integrated Products. Accessed: JAN. 25, 2023. Available online: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/max30100.pdf>.

- [78] DS18B20 Programmable Resolution 1-Wire Digital Thermometer (2019). Datasheet. Maxim Integrated Products. Accessed: JAN. 25, 2023. Available online: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ds18b20.pdf>.
- [79] Arduino UNO R3 (2022). Datasheet. Arduino S.r.l. Accessed: JAN. 25, 2023. Available online: <https://docs.arduino.cc/resources/datasheets/A000066-datasheet.pdf>.
- [80] Ravanshad, N., & Rezaee-Dehsorkh, H. (2020). Level-crossing sampling: principles, circuits, and processing for healthcare applications. *Compressive Sensing in Healthcare*, 223–246. doi:10.1016/b978-0-12-821247-9.00017-2.