



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ ΚΑΙ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ
ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

Υλοποίηση Συστήματος Παλμικού Οξυμέτρου

Διπλωματική Εργασία

Κωνσταντίνος Δ. Γερασόπουλος

Επιβλέπων: Ιωάννης Αβαριτσιώτης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2005



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ ΚΑΙ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ
ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

Υλοποίηση Συστήματος Παλμικού Οξυμέτρου

Διπλωματική Εργασία

Κωνσταντίνος Δ. Γερασόπουλος

Επιβλέπων: Ιωάννης Αβαριτσιώτης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την Σεπτεμβρίου 2005

.....
Ιωάννης Αβαριτσιώτης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Ελευθέριος Καγιάφας
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Βασίλειος Λούμος
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2005

.....

Κωνσταντίνος Δ. Γερασόπουλος

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

Copyright © Κωνσταντίνος Δ. Γερασόπουλος

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα.

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου

Περίληψη

Σκοπός της διπλωματικής αυτής εργασίας είναι η κατασκευή ενός συστήματος παλμικού οξυμέτρου για τη μέτρηση του κορεσμού οξυγόνου στην αιμογλοβίνη του αίματος. Η συσκευή χρησιμοποιεί διπολικό τρανζίστορ, απλά ολοκληρωμένα κυκλώματα όπως τελεστικούς ενισχυτές, κυκλώματα sample and hold, διόδους εκπομπής στα 660 και 940 nm (ερυθρή και υπέρυθρη περιοχή του φάσματος) και ένα φωτοτρανζίστορ το οποίο παίζει το ρόλο του αισθητήρα ανίχνευσης. Η μέθοδος της παλμικής οξυμετρίας βασίζεται στη διαφορετική απορρόφηση φωτός από την οξυγονωμένη και μειωμένη αιμογλοβίνη για τα διάφορα μήκη κύματος, οπότε υπολογίζοντας το λόγο των ανιχνευόμενων σημάτων (υποθέτοντας ότι αυτό το μεταβαλλόμενο μέρος οφείλεται μόνο στη ροή του αρτηριακού αίματος) όπως αυτά διέρχονται από ένα αρτηριακό στρώμα του σώματος, μπορούμε να υπολογίσουμε το ποσοστό κορεσμού του οξυγόνου στο αίμα.

Στην αρχή δίνονται εισαγωγικές έννοιες σχετικά με την αιμογλοβίνη καθώς και μια πλήρη μελέτη του θεωρητικού υποβάθρου της παλμικής οξυμετρίας.

Ακολουθεί η ανάλυση του μπλοκ διαγράμματος μιας τυπικής συσκευής παλμικού οξυμέτρου και αμέσως μετά δίνεται το πλήρες σχέδιο του κυκλώματος που υλοποιήθηκε στα πλαίσια αυτής της εργασίας.

Τέλος, παρατίθεται το μέρος των πειραματικών δοκιμών και μετρήσεων, τα συμπεράσματα που εξάγονται από αυτά, καθώς και προτάσεις για την περαιτέρω βελτίωση του συστήματος.

Συνολικά μπορεί να ειπωθεί ότι το σύστημα δίνει αξιόπιστες ποιοτικά αλλά και ποσοτικά μετρήσεις, οι οποίες με τις κατάλληλες προσθήκες στο κύκλωμα, μπορούν να γίνουν ακόμα πιο αντιπροσωπευτικές.

Λέξεις/φράσεις κλειδιά : αιμογλοβίνη(οξυγονωμένη,μειωμένη), παλμική οξυμετρία, κορεσμός οξυγόνου, LED εκπομπής, αισθητήρας, φωτατρανζίστορ, δέκτης.

Abstract

The purpose of this final year's project is the implementation of a pulse oximeter system which is able to measure the oxygen saturation in the blood's hemoglobin. The device uses BJT transistors, simple integrated circuits such as sample and hold circuits and operational amplifiers, LED emitters for wavelengths of 660 and 940 nm (red and near infra-red range of the spectrum) and a phototransistor that works as the photo detecting sensor. The method of pulse oximetry is based on the difference absorbance of light by oxygenized and deoxygenized hemoglobin for the different wavelengths, hence by calculating the ratio of the detected signals (assuming that the pulsatile signals are only due to the arterial blood flow), we can estimate the percentage of oxygen saturation.

In the beginning there are explanations for meanings related to hemoglobin and a thorough study of the theoretical background of pulse oximetry.

What follows is the analysis of a typical oximeter's block diagram and after that the full description of the implemented oximeter's design.

Finally, there comes the part of the lab tests and measurements taken with the device, the conclusions that derive from their study, and our suggestion for the further development of the system.

Overall, we can say that the systems gives reliable readings both in quality and quantity levels, which can be further improved if the necessary additions to the circuit take place.

Key words/phrases : hemoglobin (oxygenized, reduced), pulse oximetry, oxygen saturation, LED emitters, sensor, phototransistor, detector.

Ευχαριστίες

Η συγκεκριμένη διπλωματική εργασία ανατέθηκε στα τέλη Μαρτίου 2005 και εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Μικροηλεκτρονικής της Σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Ηλεκτρονικών Υπολογιστών του Ε.Μ.Π. στο διάστημα μεταξύ Μαΐου και Ιουλίου 2005. Στο σημείο αυτό θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή μου κ. Ι.Αβαριτσιώτη για τις πολύτιμες γνώσεις που μου προσέφερε και την παροχή όλων των δυνατοτήτων για απρόσκοπτη εργασία στο χώρο του Εργαστηρίου. Ακολούθως, ευχαριστώ βαθύτατα τους υποψήφιους διδάκτορες κ. Θεοφάνη Λάμπρου για την πρόθυμη συμμετοχή του στις μετρήσεις, κ. Γεώργιο Μαζαράκη για την ευγενική παροχή του μικροελεγκτή και την παρουσία του στις δοκιμές, και κ. Ιωάννη Θανασόπουλο για την πολύτιμη βοήθεια στη σχεδίαση του τυπωμένου κυκλώματος μέσω του ηλεκτρονικού εργαλείου και τη συμμετοχή του στις μετρήσεις, και φυσικά και τους τρεις προαναφερθέντες για τη διαρκή στήριξη κατά τους τρεις μήνες της παραμονής μου στο Εργαστήριο. Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κ. Απόστολο Ψαρρό για τη βοήθειά του στην κατασκευή του finger probe και της τυπωμένης πλακέτας, τον εξάδερφο μου Δημήτρη Πανταζή για τη δημιουργία του παραρτήματος Δ στο Photoshop και τέλος την οικογένειά μου και ιδίως τον αδερφό μου για τη συμπαράστασή τους όχι μόνο κατά τη διάρκεια της εργασίας, αλλά κυρίως όλης της πενταετούς παρουσίας μου στη σχολή.

Με εκτίμηση,
Κωνσταντίνος Δ. Γερασόπουλος

Περιεχόμενα

Κεφάλαιο 1^ο : Εισαγωγικές Έννοιες

1.1	Γενική εισαγωγή	10
1.2	Κατανοώντας την αιμογλοβίνη	12

Κεφάλαιο 2^ο : Η μέθοδος της παλμικής οξυμετρίας

2.1	Ιστορική αναδρομή	19
2.2	Η οξυμετρία γενικά	21
2.3	Ορισμοί του κορεσμού της αιμογλοβίνης	26
2.4	Παλμική οξυμετρία	27
2.5	Βαθμονόμηση των συσκευών	31
2.6	Υλοποίηση της μεθόδου	32
2.7	Τι πληροφορίες δίνει η μέθοδος	34
2.8	Ακρίβεια των συσκευών	36
2.9	Περιορισμοί στην παλμική οξυμετρία	37
2.10	Περιπτώσεις που συνίσταται η χρήση της παλμικής οξυμετρίας	45
2.11	Γενική επισκόπηση της μεθόδου.....	46

Κεφάλαιο 3^ο : Σχεδιασμός οργάνων παλμικής οξυμετρίας

3.1	Μπλοκ διάγραμμα	48
3.2	Σταθερή πηγή ρεύματος για την οδήγηση των LEDs	50
3.3	Κύκλωμα χρονισμού	52
3.4	Εξαγωγή του παλμού φωτός από τα LEDs	53
3.5	Κύκλωμα δέκτη	53
3.6	Κύκλωμα δειγματοληψίας και συγκράτησης	54
3.7	Κύκλωμα αυτομάτου ελέγχου κέρδους	55

Κεφάλαιο 4^ο : Υλοποίηση οξυμέτρου στην πράξη

4.1	Κύκλωμα χρονισμού	56
4.2	Πηγές ρεύματος για την οδήγηση των LEDs και εξαγωγή των παλμών φωτός από αυτά.....	56
4.3	Κύκλωμα δέκτη	60.
4.4	Κύκλωμα δειγματοληψίας και συγκράτησης	62
4.5	Ζωνοπερατά φίλτρα	63.

4.6 Τελικό στάδιο ενίσχυσης	64
-----------------------------------	----

Κεφάλαιο 5^ο : Πειραματικές δοκιμές και μετρήσεις

5.1 Δοκιμή του κυκλώματος	66
5.2 Κατασιευή πλακέτας	67
5.3 Κατασιευή finger probe	67
5.4 Διεξαγωγή μετρήσεων	69
5.4.1 Υγιείς εθελοντές	71
5.4.2 Προσομοίωση ειδικών περιπτώσεων	78

Κεφάλαιο 6^ο : Συμπεράσματα – Εισηγήσεις

6.1 Σχολιασμός αποτελεσμάτων – συμπεράσματα	82
6.2 Εισηγήσεις για τη βελτίωση του συστήματος	83
6.3 Με βλέμμα στον ορίζοντα	86

Αναφορές	88
-----------------------	----

Παραρτήματα	90
--------------------------	----

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1^ο : Εισαγωγικές Έννοιες

1.1 Γενική Εισαγωγή

Η ραγδαία ανάπτυξη της επιστήμης της ιατρικής σε συνδυασμό με την αλματώδη εξέλιξη που σημειώνεται καθημερινά στην τεχνολογία, έχει οδηγήσει στη δημιουργία ενός νέου συναρπαστικού κλάδου, την επιστήμη της βιοιατρικής τεχνολογίας. Τα επιτεύγματα αυτού του διαρκώς εξελισσόμενου τομέα, είναι πολλά και αποτελούν τεράστια όπλα στα χέρια των γιατρών και των εξιδεικευμένων ερευνητών για τη διάγνωση, τη θεραπεία ή ακόμα και την πρόληψη επικίνδυνων ασθενειών, και κατά συνέπεια τη σωτηρία ανθρώπινων ζωών. Ένα τέτοιο παράδειγμα του παντρέματος της ιατρικής με την τεχνολογία των οπτικών αισθητήρων αποτελεί και η παλμική οξυμετρία, η οποία έχει αναπτυχθεί σημαντικά τις τελευταίες δεκαετίες αποτελώντας πλέον στάνταρ μέθοδο για τη διαρκή παρακολούθηση της αναπνευστικής λειτουργίας των ασθενών.

Η παλμική οξυμετρία είναι μια μη επεμβατική μέθοδος για την παρακολούθηση του παλμού του ασθενούς και του αρτηριακού κορεσμού οξυγόνου. Το παλμικό οξύμετρο χρησιμοποιεί μια φωτοδίοδο LED και ένα φωτοανιχνευτή για να εκτιμήσει το ποσοστό της συνολικής αιμογλοβίνης που κορένεται με τα μόρια οξυγόνου, βασιζόμενο στις ποσότητες ερυθρού και υπέρυθρου φωτός που περνάει μέσα από το αγγειακό στρώμα. Ο αρτηριακός κορεσμός οξυγόνου αναπαρίσταται με το σύμβολο SpO₂ όταν μετρείται με τη μέθοδο της παλμικής οξυμετρίας και με το SaO₂ όταν μετρείται με την ανάλυση των αερίων του αρτηριακού αίματος (Arterial Blood Gas Analysis, ABG), αν και πολύ συχνά στη βιβλιογραφία χρησιμοποιούνται και οι δύο όροι αναφορικά με την παλμική οξυμετρία. Για ένα υγιή ασθενή, κορεσμός της τάξης του 97-99% θεωρείται κανονικός.

Η μέθοδος της παλμικής οξυμετρίας χρησιμοποιείται πλέον ευρύτατα σε αρκετές εφαρμογές που περιλαμβάνουν παρακολούθηση του ασθενούς. Παρόλα αυτά όμως, επειδή δεν παρέχει καμιά πληροφορία για τη διαδικασία εκπνοής του ασθενούς, το να βασίζεται κανείς μόνο σε αυτή μπορεί να θέσει σε κίνδυνο την ασφάλεια του πάσχοντα, ειδικότερα σε περιπτώσεις ασθενών που λαμβάνουν συμπληρωματικό οξυγόνο ή που είναι σε κίνδυνο αναπνευστικής καταστολής.

Η τεχνολογία της παλμικής οξυμετρίας διαδόθηκε ευρέως στις ΗΠΑ στις αρχές της δεκαετίας του '80. Η πρώτη εφαρμογή της ήταν στην περιοδική φροντίδα, αλλά σύντομα επεκτάθηκε και στη φροντίδα νεογνών, την παιδιατρική, αλλά και τη μονάδα εντατικής θεραπείας.

Σε ασθενείς με κίνδυνο αναπνευστικής ανεπάρκειας, είναι σημαντικό να παρακολουθείται η αποδοτικότητα της ανταλλαγής αερίων στους πνεύμονες, δηλαδή πόσο καλά οξυγονώνεται το αρτηριακό αίμα (σε αντίθεση του αν ο αέρας εισέρχεται ή εξέρχεται από τους πνεύμονες). Κατά προτίμηση, μια τέτοια πληροφόρηση πρέπει να είναι διαθέσιμη στους νοσοκομειακούς γιατρούς σε μια συνεχή χρονική βάση, αντί για κάθε λίγες ώρες. Και οι δύο αυτές απαιτήσεις μπορούν να αντιμετωπιστούν με μη-επεμβατικό τρόπο με την τεχνολογία της παλμικής οξυμετρίας. Η τεχνική αυτή είναι πλέον καλά αναπτυγμένη και σε κανονική χρήση κατά τη διάρκεια της αναισθησίας και της εντατικής φροντίδας (ειδικότερα στην εντατική φροντίδα των νεογνών καθώς πολλά πρόωρα βρέφη υπόκεινται σε κάποιας μορφής θεραπεία κυκλοφορίας καθαρού αέρα). Η παλμική οξυμετρία χρησιμοποιείται επίσης στην παρακολούθηση πνευμονικών ασθενειών στους ενήλικες και στην έρευνα των διαταραχών του ύπνου.

Δεν υπάρχει αμφιβολία ότι η παλμική οξυμετρία αντιπροσωπεύει το μεγαλύτερο επίτευγμα στην παρακολούθηση ασθενών για πολλά χρόνια. Έχει το μοναδικό πλεονέκτημα της συνεχούς παρακολούθησης του κορεσμού της αιμογλοβίνης με το οξυγόνο, εύκολα και μη-επεμβατικά, παρέχοντας μια μέτρηση της καρδιο-αναπνευστικής λειτουργίας. Σαν αποτέλεσμα της ικανότητάς της να ανιχνεύει γρήγορα την υποξαιμία, έχει γίνει η στάνταρ μέθοδος που χρησιμοποιείται στην αναισθησία καθώς επίσης και το θάλαμο ανάνηψης και τη μονάδα εντατικής φροντίδας. Η παλμική οξυμετρία πρέπει να χρησιμοποιείται για την παρακολούθηση οποιουδήποτε ασθενούς που είναι βαριά ναρκωμένος ή είναι πιθανόν υποξικός.

Η θεμελιώδης φυσική ιδιότητα που επιτρέπει στο οξύμετρο να μετρήσει τον κορεσμό οξυγόνου της αιμογλοβίνης είναι ότι το αίμα αλλάζει χρώμα καθώς η αιμογλοβίνη απορροφά διαφορετικές ποσότητες φωτός που εξαρτώνται από τον κορεσμό της με οξυγόνο. Η οξυαιμογλοβίνη δεν απορροφά πολύ το ερυθρό φως, αλλά καθώς ο κορεσμός σε οξυγόνο της αιμογλοβίνης πέφτει, ολοένα και περισσότερο κόκκινο φως απορροφάται και το αίμα γίνεται πιο σκούρο. Στην εγγύς υπέρυθρη περιοχή του φωτός παρόλα αυτά, η οξυαιμογλοβίνη απορροφά περισσότερο φως από τη μειωμένη αιμογλοβίνη.

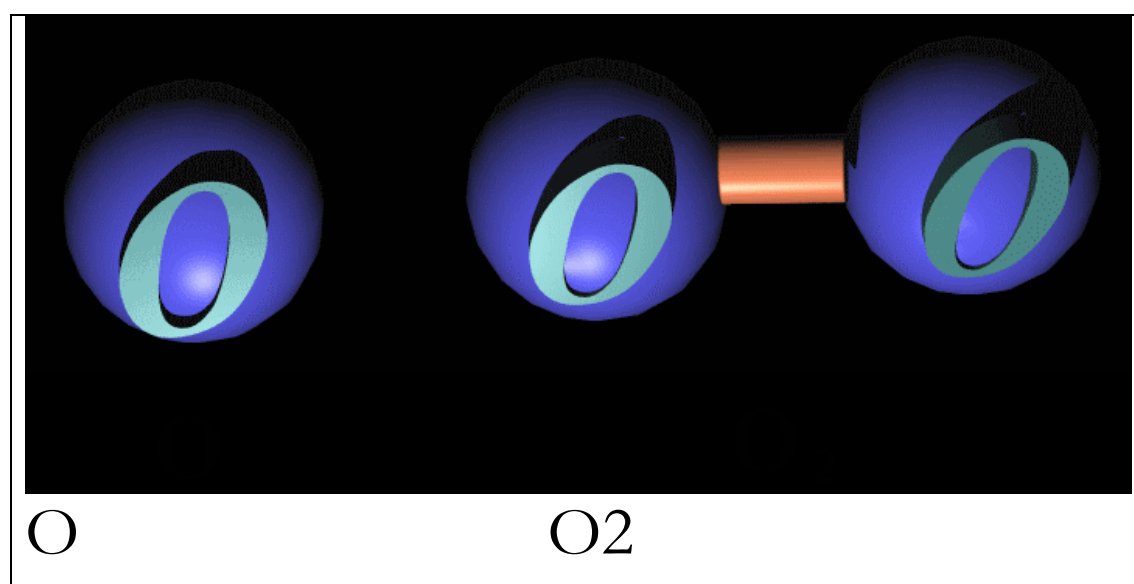
Επομένως, η παλμική οξυμετρία είναι θεμελιωμένη πάνω σε δύο βασικές αρχές :

α) Η απορρόφηση φωτός της οξυγονωμένης αιμογλοβίνης είναι διαφορετική από της μειωμένης αιμογλοβίνης, στα δύο μήκη κύματος της συσκευής, που είναι το ερυθρό και το εγγύς υπέρυθρο, και

β) Η απορρόφηση και των δύο μηκών κύματος έχει ένα μεταβαλλόμενο μέρος, που οφείλεται στις διακυμάνσεις στον όγκο του αρτηριακού αίματος ανάμεσα στην πηγή και στον ανιχνευτή.

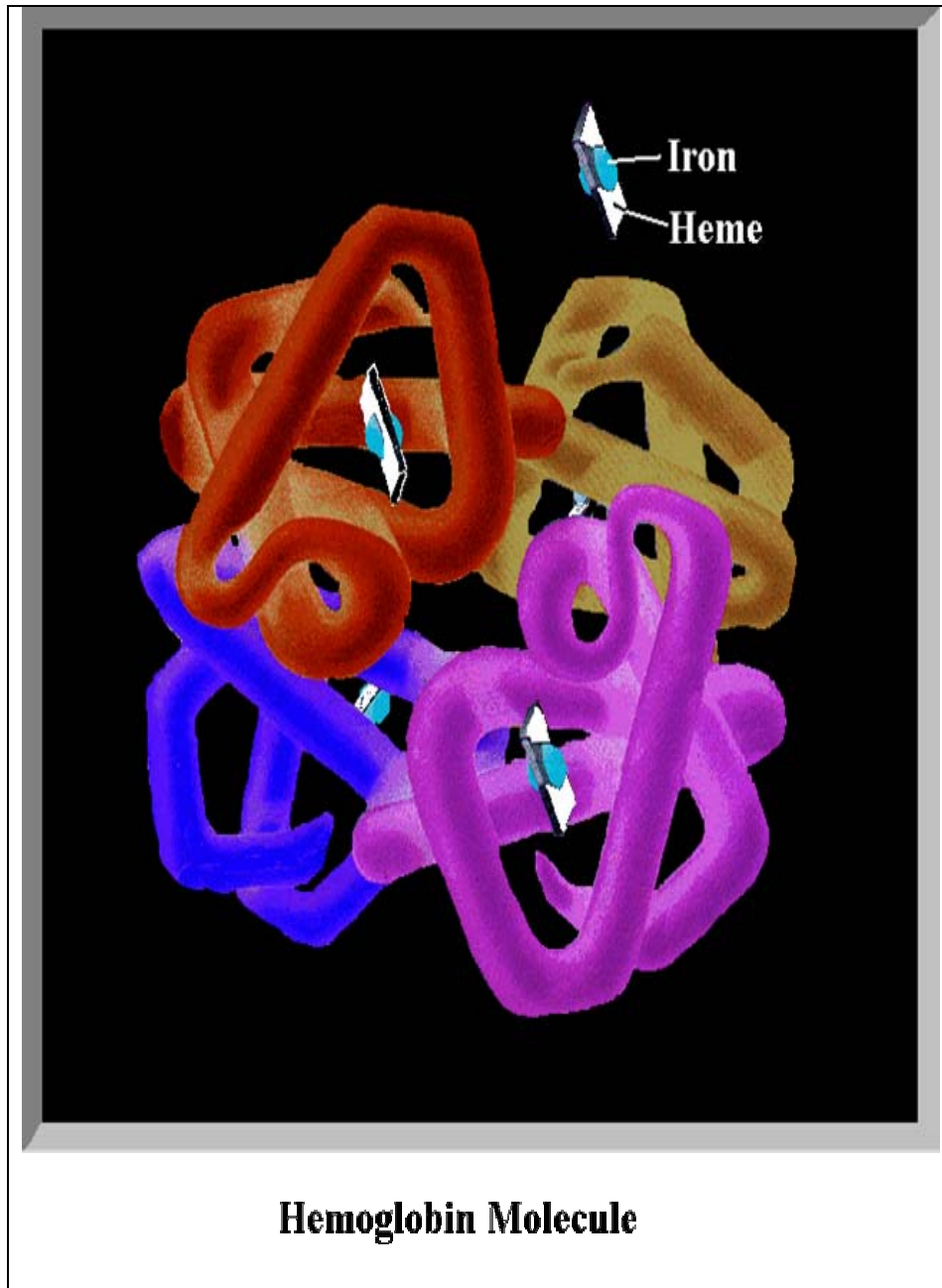
Δεδομένων των δύο παραπάνω γεγονότων, ευφυείς τεχνικές μηχανικών έχουν παράγει ένα ανεκτίμητο σύστημα παρακολούθησης.

1.2 Κατανοώντας την αιμογλοβίνη [1]



Εικόνα 1.2.1: Οξυγόνο σε στοιχειώδη μορφή και ως αέριο

Το μόριο του Οξυγόνου που συμβολίζεται O, όταν είναι αδέσμευτο, αναφέρεται ως στοιχειώδες σωματίο οξυγόνου. Αυτή η μορφή οξυγόνου που βρίσκεται σε πλεόνασμα στο σώμα είναι ανεπιθύμητη και μπορεί να έχει καταστροφικές συνέπειες. Μικρές ποσότητες παράγονται συνήθως σαν αποτέλεσμα του φυσιολογικού μεταβολισμού. Στο σώμα, το στοιχειώδες σωματίο οξυγόνου καλείται συχνά θεμελιώδες ελεύθερο. Παραπάνω φαίνεται μια αναπαράσταση του οξυγόνου στη στοιχειώδη του μορφή (αριστερά) και σαν αέριο (δεξιά). Δύο μόρια οξυγόνου ενώνονται μεταξύ τους για να σχηματίσουν το O₂, ένα αέριο απαραίτητο για την ανθρώπινη και ζωική ζωή. Αν τρία μόρια οξυγόνου συνδέονται μεταξύ τους θα είχαμε το O₃, που καλείται επίσης όζον.



Εικόνα 1.2.2: Μόριο Αιμογλοβίνης

Παραπάνω φαίνεται μια από τις πιο σύνθετες αλλά και ταυτόχρονα μοναδικές δημιουργίες της φύσης, ένα πρωτεϊνικό μόριο που ονομάζεται αιμογλοβίνη. Κάθε μόριο αιμογλοβίνης αποτελείται από 10.000 άτομα, τέσσερα από τα οποία είναι άτομα Σιδήρου(οι μπλε περιοχές του σχήματος) που συμπεριφέρονται ως μαγνήτες για να ελκύσουν και να συγκρατήσουν τα μόρια του οξυγόνου. Κάθε άτομο σιδήρου ακουμπάει πάνω σε μια πλατφόρμα αιμης η οποία χρησιμεύει για να απελευθερώσει το οξυγόνο έξω προς τους περιφερειακούς ιστούς. Κάθε ερυθροκύτταρο περιέχει περίπου 250 εκατομμύρια μόρια αιμογλοβίνης, κάθε κυβικό εκατοστό αίματος περιέχει περίπου 5 δισεκατομμύρια ερυθροκύτταρα, ενώ έχουμε περίπου 5000 κυβικά

εκατοστά αίματος στο αγγειακό μας σύστημα. Ο λόγος για τον οποίο έχουμε τόσο μεγάλη ποσότητα αιμογλοβίνης είναι επειδή το οξυγόνο δε διαλύεται εύκολα στο νερό (περίπου 3% όλου του οξυγόνου μας είναι στον ορό αίματος-το υπόλοιπο συνδέεται στην αιμογλοβίνη), έτσι έχουμε αναπτύξει αυτό το μοναδικό σύστημα μεταφοράς οξυγόνου για να ικανοποιήσουμε τις ανάγκες μας.

Όταν το οξυγόνο είναι ενωμένο με την αιμογλοβίνη, αυτή καλείται οξυαιμογλοβίνη.

Ο αέρας γύρω μας αποτελείται από πολλές ουσίες. Τα κυριότερα αέρια είναι : το άζωτο, το οξυγόνο, το διοξείδιο του άνθρακα, και υδρατμοί. Τα λιγότερο σημαντικά αέρια (που όλα μαζί είναι περίπου 1%) είναι το αργό, το ξένο, το όζον, το μονοξείδιο του άνθρακα, τα οξείδια του αζώτου το ήλιο και. Επιπλέον υπάρχουν και άλλες ουσίες που επιπλέον σε αυτή τη «θάλασσα» αερίων όπως οργανική και ανόργανη σκόνη και ατμοί.

Το βασικό ή αφθονότερο αέριο είναι το άζωτο (N₂) που αποτελεί το 78% των μορίων ενός αερίου δείγματος. Το άζωτο είναι άχρωμο, άοσμο και αδρανές αέριο. Αυτό σημαίνει ότι δεν αντιδρά εύκολα με άλλα χημικά. Αυτό όμως δεν το καθιστά ασήμαντο για εμάς. Απορροφούμε άζωτο από τον αέρα, και επίσης είναι βασικό για πολλές φυσιολογικές λειτουργίες. Στην κυψελιδική μεμβράνη(στις κυψελίδες των πνευμόνων), τα μόρια του αζώτου κινούνται σταθερά έξω και μέσα στο αίμα μας. Υπάρχει μια ισορροπία η οποία υπεισέρχεται ανάμεσα στο σώμα μας και στο άζωτο στην ατμόσφαιρα. Παρόλα αυτά, μπορούμε να διανύσουμε μικρές περιόδους χωρίς να αναπνεύσουμε άζωτο. Όταν δίνεται στον ασθενή 100% οξυγόνο, τότε αυτός στερείται του αζώτου που υπάρχει στον αέρα του θαλάμου. Σταδιακά, το σώμα εκπέμπει το άζωτο που βρίσκεται στα κύτταρα και την αιματική ροή. Αν η κυψελίδα γεμίζει με 100% οξυγόνο, τότε το άζωτο στο αίμα κινείται από την περιοχή υψηλής συγκέντρωσης προς μια περιοχή χαμηλότερης συγκέντρωσης. Επειδή οι διάδρομοι ροής του αέρα πλημμυρίζουν με καθαρό οξυγόνο, υπάρχει μια μεγάλη διαφορά ανάμεσα στο τριχοειδές στρώμα και την κυψελίδα.Μια μεγάλη ποσότητα αζώτου μπορεί να απομακρυνθεί σε μικρό χρονικό διάστημα.

Αν ένας ασθενής επρόκειτο να λάβει καθαρό οξυγόνο για μέρες, τότε σχεδόν όλο το αέριο άζωτο του σώματος θα απομακρύνονταν. Μπορεί κάποιος να έχουν ακούσει τον όρο Τοξικότητα Οξυγόνου, που είναι ένας λαθεμένα δοσμένος όρος αφού η μεγαλύτερη ζημιά οφείλεται στην ανεπάρκεια αζώτου. Γνωρίζοντας αυτές τις αρχές μπορεί κανείς να καταλάβει άλλα σημαντικά θέματα και μεθόδους αντιμετώπισης στην ιατρική.

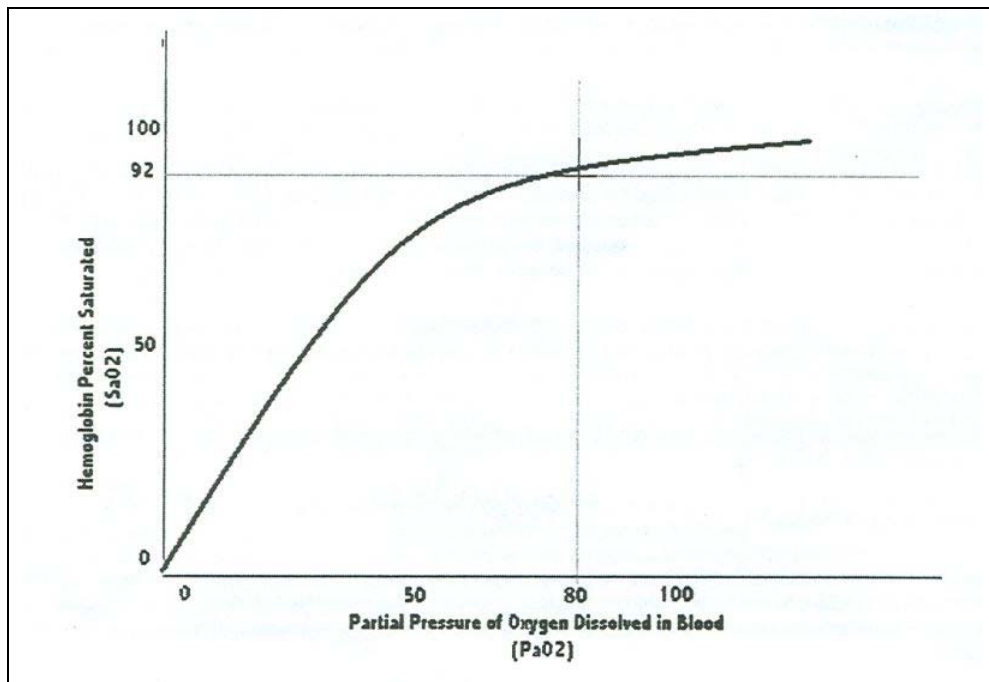
Το οξυγόνο είναι ένα άχρωμο, άοσμο αέριο το οποίο είναι παρόν στην ατμόσφαιρα μαζί με άλλα αέρια. Το οξυγόνο αποτελεί το 21% (για την ακρίβεια το 20.9%) του αέρα γύρω μας και είναι πολύ σημαντικό συστατικό του κύκλου του κυτταρικού οξέος. Το οξυγόνο χρησιμοποιείται από τα κύτταρα του σώματός μας για την παραγωγή της ενέργειας που είναι απαραίτητη για την παραγωγή της θερμότητας και την κυτταρική ενέργεια. Αυτοί είναι μερικοί από τους λόγους που έχουν οδηγήσει τους ειδικούς που ασχολούνται με θέματα υγείας να προσπαθούν να ποσοτικοποιήσουν το οξυγόνο στη ροή του αίματος.

Πριν χρόνια, η μοναδική μέθοδος για τον προσδιορισμό της ποσότητας του αρτηριακού αίματος ήταν να τρυπήσει κάποιος μια αρτηρία με μια βελόνα και να στείλει το λαμβανόμενο αίμα σε κάποιο εργαστήριο. Το αποτέλεσμα που προέκυπτε από την εκεί ανάλυση ήταν η «μερική πίεση» του οξυγόνου που ήταν διαλυμένο στο συνολικό δείγμα. Αυτό μπορεί να αποτελεί μια νέα έννοια για πολλούς οπότε ίσως χρειάζεται μια απλοποιημένη εξήγηση της μέτρησης των αερίων που είναι διαλυμένα σε ένα υγρό.

Στο επίπεδο της θάλασσας, η ατμόσφαιρα «μας πιέζει» με τον τρόπο που θα το έκανε το νερό αν είμασταν στον πυθμένα του ωκεανού. Ακόμα και αν δεν το αισθανόμαστε, το σώμα μας πιέζεται από μια δύναμη 14.696 lbs/ ανά τετραγωνική ίντσα, ή αλλιώς δέχεται πίεση 760 mm Hg. **Αν βρισκόμασταν σε μια ατμόσφαιρα από καθαρό οξυγόνο, η αρτηριακή πίεση οξυγόνου θα ήταν περίπου ίση με 760 mm Hg στη ροή του αίματος. Επειδή το ποσοστό οξυγόνου στην ατμόσφαιρα είναι περίπου 21%, γι αυτό το λόγο πρέπει να βρούμε ένα ποσοστό 21% του 760 για να προσδιορίσουμε πόσο οξυγόνο (ή αλλιώς Μερική Πίεση Οξυγόνου) αναγκάζεται να ρέει στο αίμα μας.** Το ποσοστό αυτό είναι 158.8 και μετά από τις προσαρμογές που γίνονται για κενό χώρο ροής αέρα, παρουσία υψομετρικής διαφοράς, θερμοκρασίας του ασθενούς και εξάτμιση του νερού, **ένας υγιής ασθενής που αναπνέει αέρα δωματίου μπορεί να έχει PaO₂ που κυμαίνεται τυπικά από 90-106 Torr.** Το ποσοστό αυτό μπορεί να ανέβει σημαντικά αν ο ασθενής αναπνέει συμπληρωματικό οξυγόνο ή αν βρίσκεται υπό αυξημένη βαρομετρική πίεση όπως συμβαίνει στους υπερβαρικούς θαλάμους.

Μπορεί να έχουμε ακούσει κάποιο γιατρό να λέει ότι η ABG (arterial blood gas analysis) ενός ασθενούς έδειξε ότι αυτός έχει PaO₂ 104 mm Hg για παράδειγμα. Από τα βιβλία των παραμέτρων γνωρίζουμε ότι κατάσταση με οξυγόνο κάτω από 80 mm Hg θεωρείται υποξία, άρα σε αυτήν την περίπτωση ο ασθενής είναι υγιής.

Υπάρχει μια σχέση ανάμεσα στην ποσότητα οξυγόνου που διαλύεται στο αίμα και στην ποσότητα που διαλύεται στην αιμογλοβίνη. Στο επόμενο σχήμα υπάρχει ένα διάγραμμα που δείχνει αυτή τη σχέση.



Σχήμα 1.2.1: Oxyhemoglobin Dissociation Curve[2]

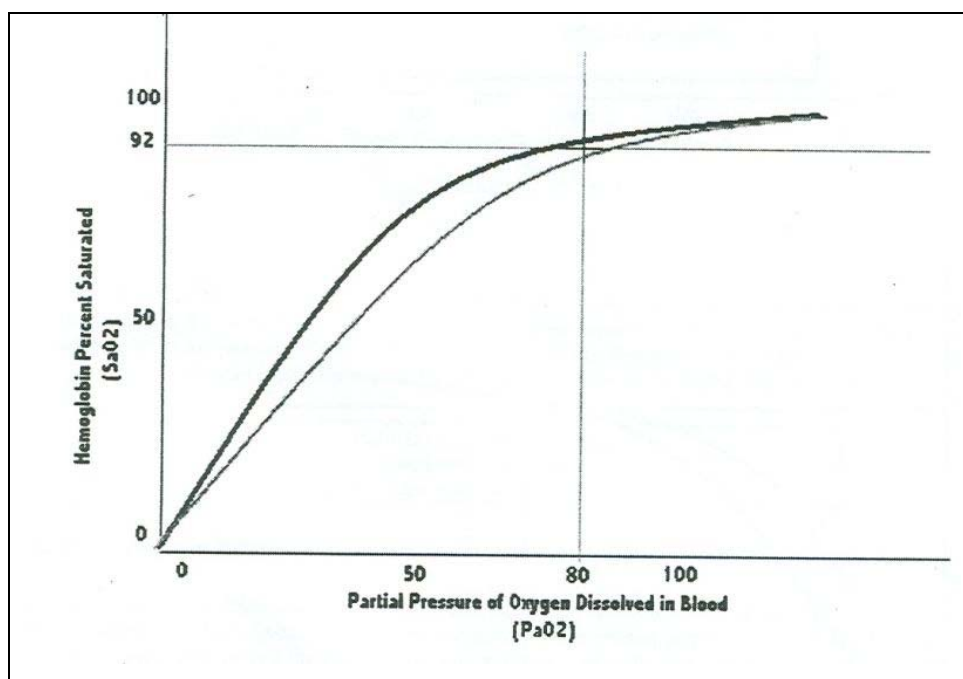
Η παραπάνω απεικόνιση μας δείχνει ότι όταν η μερική πίεση του οξυγόνου είναι 80 Torr, η αιμογλοβίνη είναι κορεσμένη με το οξυγόνο. Καθώς η πίεση του οξυγόνου αυξάνεται, η αιμογλοβίνη γίνεται περισσότερο κορεσμένη. Ας προσεχθεί ότι οποιαδήποτε πίεση πάνω από 105 περίπου οδηγεί σε πλήρη κορεσμό της αιμογλοβίνης. Μπορεί βέβαια ακόμα το οξυγόνο να οδηγείται μέσα στο υγρό αίμα, αλλά η αιμογλοβίνη είναι πλήρης αυτού. Συνεπώς, χρησιμοποιώντας ένα παλμικό οξύμετρο μπορούμε να εκτιμήσουμε την πίεση του οξυγόνου κοιτώντας τον κορεσμό της αιμογλοβίνης.

Για να ερμηνεύσει κάποιος με σωστό τρόπο τις τιμές που προκύπτουν από την παλμική οξύμετρία, πρέπει να καταλάβει την καμπύλη διαχωρισμού της αιμογλοβίνης, που απεικονίζει τη σχέση μεταξύ του αρτηριακού κορεσμού οξυγόνου (για τους σκοπούς μας, SpO₂ ή SaO₂) και της ποσότητας οξυγόνου που διαλύεται στο αίμα (μερική πίεση οξυγόνου, PaO₂). Όπως μπορεί να δει κανείς από το ανώτερο σημείο της καμπύλης, που είναι σχεδόν επίπεδο, ο ασθενής μπορεί να έχει σημαντική μείωση στην μερική πίεση προτού υπάρξει μια μεγάλη αλλαγή στον κορεσμό. Για παράδειγμα, ο κορεσμός ενός ασθενούς θα παραμείνει στο εύρος 90-99% καθώς η PaO₂ θα πέφτει από τα 100 mm Hg στα περίπου 60 mm Hg. Από την άλλη όταν η αιμογλοβίνη είναι υψηλά κορεσμένη με το οξυγόνο, η PaO₂ μπορεί να ανέβει μέχρι τα 250 mm Hg ή και παραπάνω με μικρή ή και καθόλου αύξηση στον κορεσμό.

Κάτω από μια πίεση της τάξης των 60 mm Hg (περίπου 90% κορεσμού κάτω από φυσιολογικές συνθήκες) , η δύναμη του δεσμού μεταξύ αιμογλοβίνης και οξυγόνου θα μειωθεί πολύ γρήγορα καθώς τα μόρια οξυγόνου αποφορτώνονται

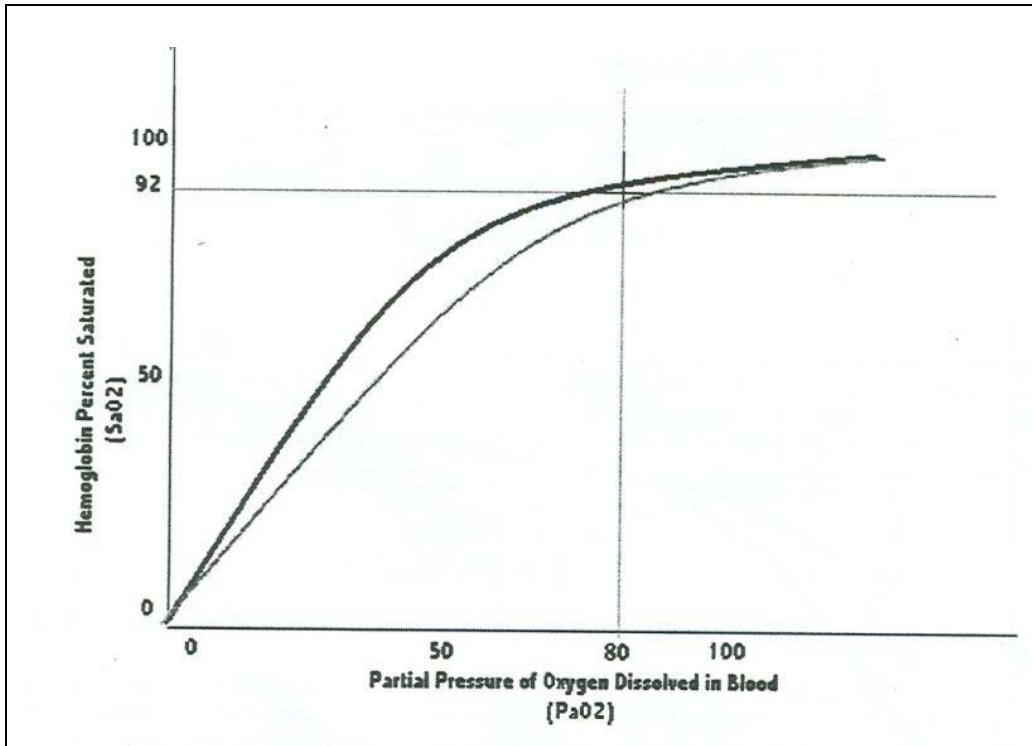
πιο εύκολα στους ιστούς. Αυτός είναι και ο λόγος που η τιμή 90% θεωρείται το κατώτερο αποδεκτό όριο για ένδειξη κορεσμού – είναι το σημείο που η καμπύλη αποκτά κλίση από ευθεία.

Παρόλα αυτά η καμπύλη δεν είναι στατική, αλλά αλλάζει κάτω από ποικίλες συνθήκες. Για παράδειγμα, αν η θερμοκρασία σώματος ενός ασθενούς και η μερική πίεση του διοξειδίου του άνθρακα αυξάνουν και το pH του μειώνεται, η καμπύλη θα μετατοπιστεί προς τα δεξιά και θα αντανακλά μια υψηλότερη PaO₂ για ένα δεδομένο κορεσμό. Αυτές οι καταστάσεις είναι συνηθισμένες σε ασθενείς με COPD που εξελίσσεται στη συνέχεια σε πνευμονία. Για έναν ασθενή υπό τέτοια κατάσταση, μια ένδειξη κορεσμού κάτω από 90% μπορεί να είναι αποδεκτή γιατί ο χαμηλότερος κορεσμός είναι συνιστώσα της ευκολότερης παράδοσης οξυγόνου στους ιστούς.



Σχήμα 1.2.2 : Μετατόπιση καμπύλης προς τα δεξιά

Αν από την άλλη πλευρά, ένας ασθενής έχει χαμηλό επίπεδο PaO₂, χαμηλή θερμοκρασία και αυξημένο pH, η καμπύλη θα μετατοπιστεί προς τα αριστερά και για ένα δεδομένο κορεσμό θα είναι χαμηλότερη η τιμή PaO₂. Αυτές οι καταστάσεις μπορεί να εμφανιστούν σε ασθενείς με υποθερμία που δεν εκπνέουν κανονικά, όπως κάποιος που έχει εμπλακεί σε αυτοκινητιστικό ατύχημα με κρύο καιρό και αναγκάζεται να περιμένει να φτάσει βοήθεια. Το οξυγόνο συνδέεται πιο στενά στην αιμογλοβίνη και η παράδοση οξυγόνου στους ιστούς δεν είναι το ίδιο εύκολη, και έτσι ο ιστός μπορεί να γίνει υποξικός παρά το επαρκές οξυγόνο στο αίμα. Για αυτόν τον ασθενή, μια τιμή κορεσμού 95-100% θα ήταν προτιμότερη για να εξισσοροπήσει τη μειωμένη αποφόρτωση των μορίων οξυγόνου στους ιστούς.



Σχήμα 1.2.3: Μετατόπιση καμπύλης προς τα αριστερά

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2^ο : Η μέθοδος της παλμικής οξυμετρίας

Στο παρόν κεφάλαιο θα εξεταστούν όλες οι σχετικές αρχές με τη μέθοδο της παλμικής οξυμετρίας, ώστε να μπορεί κανείς να κατανοήσει τους τρόπους υλοποίησης και να ερμηνεύσει και τα αποτελέσματα που υπάρχουν σε επόμενα κεφάλαια.

2.1 Ιστορική αναδρομή

Το 1875 ο Γερμανός φυσιολόγος ονόματι Karl von Vierofdt διατύπωσε τη θέση ότι το οξυγόνο στο χέρι του καταναλωνόταν όταν εφαρμοζόταν σε αυτό το σημείο ένας αιμοστατικός επίδεσμος. Αυτό έγινε με την αξιοποίηση εκπεμπόμενων κυμάτων φωτός, αλλά η ανακάλυψη του οξυμέτρου είχε πολύ δρόμο ακόμα. [3]

Οι πρώτες συσκευές για τη μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου στο ανθρώπινο αίμα εξετάζοντάς το ιατρικά με έγχρωμο φως, κατασκευάστηκαν στη δεκαετία του 1930. Αυτές οι συσκευές δεν ήταν ικανές να διακρίνουν ανάμεσα στο αρτηριακό και το φλεβικό αίμα. Μια προσπάθεια να συμπεριληφθεί το φλεβικό αίμα και αυτό από τα τριχοειδή αγγεία έγινε κατόπιν χρησιμοποιώντας μια από δύο μεθόδους : μηδενίζοντας τη συσκευή παίρνοντας μια «χωρίς αίμα» ένδειξη από ένα λοβό αυτιού συμπιεσμένο από δύο δάχτυλα ή αρτηριοποιώντας το αίμα ζεσταίνοντας το στους 43 βαθμούς Κελσίου (αυτή η μέθοδος αναπτύχθηκε κατά τη διάρκεια του 2^{ου} Παγκοσμίου Πολέμου) σαν μέρος μιας εργασίας για την έρευνα του προβλήματος της απώλειας αίσθησης των πιλότων κατά τη διάρκεια πτήσεων). Παρόλα αυτά, το φως που διέρχεται από το αυτί ή το δάχτυλο δεν εξασθενείται μόνο από το αίμα αλλά και από το δέρμα(του οποίου η απόχρωση και συνεπώς οι ιδιότητες απορρόφησης του θα ποικίλουν από άτομο σε άτομο) καθώς και από άλλους ιστούς, όπως οι μυς, τα κόκαλα κτλ.

Η ιδέα της παλμικής οξυμετρίας δεν είναι καινούρια. Το 1935 ο Carl Matthes έφτιαξε την πρώτη συσκευή για τη συνεχή μέτρηση του κορεσμού οξυγόνου του αίματος σε ζωντανό οργανισμό εξετάζοντας με φωτισμό ιστό. Χρησιμοποίησε δύο μήκη κύματος φωτός, ένα εκ των οποίων ήταν ευαίσθητο στις αλλαγές του κορεσμού οξυγόνου και το άλλο, το οποίο ήταν στην υπέρυθρη περιοχή χρησιμοποιούνταν για να αναπληρεί τις αλλαγές στο πάχος του ιστού, την αναλογία αιμογλοβίνης και την ένταση του φωτός. Παρόλο που ήταν χρήσιμη στο να ακολουθεί τις αλλαγές στον κορεσμό, η συσκευή είχε

περιορισμούς καθώς ήταν δύσκολο να βαθμονομηθεί και έτσι ήταν πολύ δύσκολο να αποκτηθούν ακριβείς τιμές.

Το 1940 ο J.R. Squire επινόησε μια τεχνική βαθμονόμησης συμπιέζοντας ιστό για να αποκλείσει το αίμα. Αυτή χρησιμοποιήθηκε αργότερα στην πρώτη γενιά οξυμέτρων που χρησιμοποιούνταν στα κέντρα λειτουργίας.

Στις αρχές της δεκαετίας του 40, ο Glen Millikan βρήκε τον όρο «οξύμετρο» για να περιγράψει ένα ελαφρύ εξάρτημα στο αυτί για την ανίχνευση του κορεσμού οξυγόνου της αιμογλοβίνης, για χρήση στην έρευνα αεροπλοΐας ώστε να μελετηθούν τα υποξικά προβλήματα σε υψηλό υψόμετρο. Σύντομα, παρόμοιες συσκευές χρησιμοποιήθηκαν κατά τη διάρκεια της αναισθησίας για να ανιχνεύονται επεισόδια αρτηριακού αποκορεσμού σε ασθενείς. Ένα άρθρο στο περιοδικό *Anaesthesiology* το 1951 κατέληξε προφητικά στο συμπέρασμα ότι «σε πολλές περιπτώσεις το όργανο έχει ανιχνεύσει πρόβλημα όταν οι παρατηρήσεις του παλμού, της πίεσης, και του χρώματος του ασθενή δεν έδειξαν απολύτως καμία ανωμαλία». Αυτό επιβεβαίωσε την κλασική δουλειά του Comroe, που έδινε έμφαση στην αναξιοπιστία της κύανωσης να ανιχνεύσει υποξαιμία. Έτσι η κλινική χρησιμότητα των συσκευών αυτών ήταν ευδιάκριτη στους ερευνητές στο πεδίο αυτό εδώ και περίπου μισό αιώνα.

Το οξύμετρο για το αυτί του Millikan δεν ήταν βαθμονομημένο, και κάποιος έπρεπε να μαντέψει το φυσιολογικό κορεσμό για κάθε εξεταζόμενο υποκείμενο καθώς και το πάχος του αυτιού. Ο Earl Wood, με σκοπό να υπερβεί το πρόβλημα της βαθμονόμησης, χρησιμοποίησε την ιδέα του Squire και προσέθεσε ένα πνευματικό μαξιλαράκι για τη μέτρηση της αύξησης του φωτός όταν το αυτί γινόταν χλωμό.

Το 1964 ένας χειρουργός ονόματι Robert Shaw έφτιαξε ένα αυτοβαθμονομούμενο οξύμετρο για το αυτί, το οποίο διοχετεύθηκε στην αγορά από τη Hewlett Packard το 1970 για χρήση στα εργαστήρια φυσιολογίας και καρδιακού καθετηριασμού.

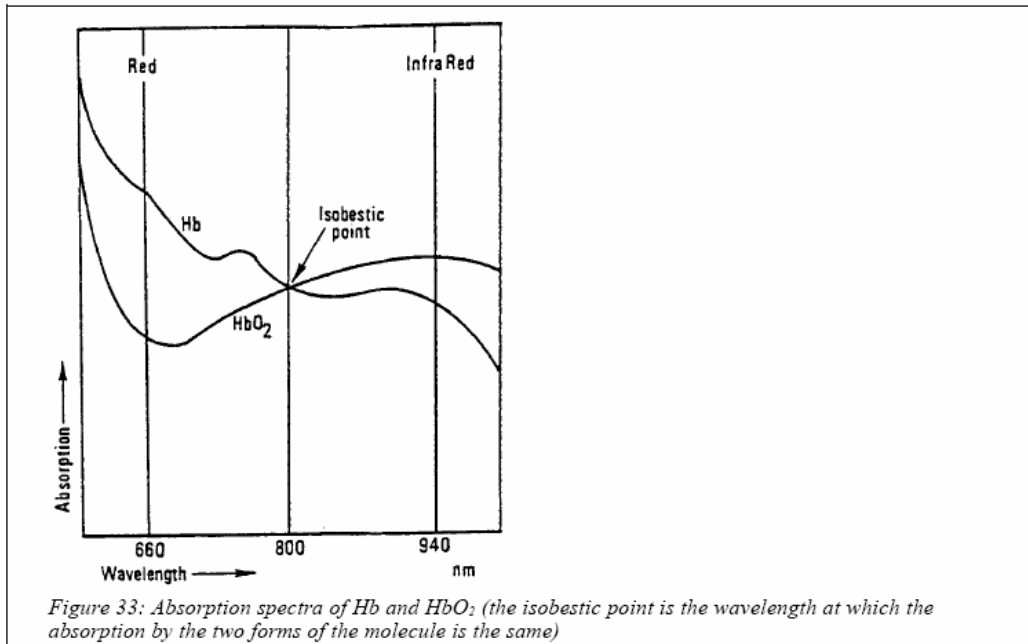
Στις αρχές της δεκαετίας του 1970 μάλιστα, η εταιρία Hewlett – Packard (το ιατρικό τμήμα της οποίας είναι γνωστό πλέον ως Agilent) ανέπτυξε ένα όργανο το οποίο επιχειρήσε να ξεπεράσει αυτά τα προβλήματα μετρώντας τη διέλευση του φωτός διαμέσου του λοβού του αυτιού σε περισσότερα από ένα μήκη κύματος. Ένα πολυσύνθετο μοντέλο του αυτιού ετοιμάστηκε, αποτελούμενο από ουσίες φωτο- απορρόφησης m (δέρμα, ιστοί, Hb και HbO₂ κτλ). Το μοντέλο υπέθετε περαιτέρω ότι ο κάθε απορροφητής φωτός συμπεριφερόταν ανεξάρτητα από τους άλλους. Στη συνέχεια δόθηκε μια σειρά εξισώσεων για την απορρόφηση του φωτός από τις m ουσίες για καθένα από το μήκη κύματος μέτρησης. Οι συντελεστές εμπειρικής βαθμονόμησης προέκυψαν από μια σειρά από μελέτες σε ένα δείγμα εθελοντών. Παρόλα αυτά όμως, το υψηλό

κόστος των οργάνων μαζί με την ανάγκη για μετρήσεις σε 8 διαφορετικά μήκη κύματος σήμαινε ότι ποτέ δε βρήκε κανονική κλινική χρήση.

Το μεγάλο άλμα όμως στην ανακάλυψη της παλμικής οξυμετρίας έγινε από τον Takuo Aoyagi, ένα βιοιατρικό μηχανικό που εργαζόταν στο Shimadzu Corporation στο Κιότο της Ιαπωνίας στις αρχές της δεκαετίας του 70. Ανακάλυψε τυχαία τις φασματοφωτομετρικές ιδιότητες μετρήσεις της παλμικής οξυμετρίας ενώ μελετούσε μεθόδους για τη μέτρηση της καρδιακής εξόδου. Θεωρώντας την ευρέως διαδεδομένη αντίληψη για τη μεγάλη αξία της συνεχούς παρακολούθησης των διαφόρων μορφών της κατάστασης ενός ασθενούς, δεν προικαλεί έκπληξη ότι η διάδοση της τεχνικής αυτής ήταν γρήγορη και εκτεταμένη. Μέχρι το 1989 υπήρξαν 29 κατασκευαστές που παρήγαγαν 45 διαφορετικά μοντέλα οξυμέτρων. [4]

2.2 Η οξυμετρία γενικά

Τη δεκαετία του 1860 ανακαλύφθηκε ότι το η χρωστική ουσία στο αίμα, η αιμογλοβίνη, ήταν επίσης ο φορέας του οξυγόνου. (Η αιμογλοβίνη είναι μια πρωτεΐνη που βρίσκεται στα ερυθροκύτταρα) Την ίδια στιγμή, παρατηρήθηκε ότι η απορρόφηση ορατού φωτός από διάλυμα αιμογλοβίνης παρουσίαζε ποικιλία ανάλογα με την οξυγόνωση. Αυτό συμβαίνει γιατί οι δύο συνήθεις μορφές του μορίου, **η οξυγονωμένη αιμογλοβίνη (HbO₂)** και **η μειωμένη αιμογλοβίνη (Hb)**, έχουν σημαντικά διαφορετικές οπτικές ιδιότητες σχετικές με την απορρόφηση για ένα εύρος μηκών κύματος από 500nm μέχρι 1000nm, όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα. [5]



Σχήμα 2.2.1: Φάσμα απορρόφησης οξυαιμογλοβίνης και μειωμένης αιμογλοβίνης συναρτήσει των μηκών κύματος

Το οξυγόνο που είναι χημικά συνδεδεμένο με την αιμογλοβίνη μέσα στα ερυθροκύτταρα συνιστά σχεδόν όλο το οξυγόνο που είναι παρόν στο αίμα (υπάρχει επίσης μια πολύ μικρή ποσότητα η οποία διαλύεται μέσα στο πλάσμα). Ο κορεσμός του οξυγόνου, που συνήθως αναφέρεται ως SaO₂ ή SpO₂, ορίζεται ως ο λόγος της οξυ-αιμογλοβίνης προς τη συνολική ποσότητα αιμογλοβίνης που είναι παρούσα στο αίμα (δηλαδή οξυαιμογλοβίνη + μειωμένη αιμογλοβίνη):

$$SaO_2 = \frac{[HbO_2]}{[Total\ haemoglobin]}$$

Το αρτηριακό SaO₂ είναι μια παράμετρος που μετρείται με την οξυμετρία και συνήθως εκφράζεται σε ποσοστό. Κάτω από φυσιολογικές συνθήκες το αρτηριακό αίμα είναι κατά 97% κορεσμένο, ενώ το φλεβικό κατά 75%.

Είναι επίσης δυνατόν να χρησιμοποιηθεί η διαφορά στο φάσμα απορρόφησης της HbO₂ και Hb για τη μέτρηση του κορεσμού του αρτηριακού αίματος in vivo, γιατί το εύρος των μηκών κύματος από 600 μέχρι 1000 nm είναι επίσης το εύρος για το οποίο παρατηρείται η ελάχιστη εξασθένηση του φωτός από τους ιστούς του σώματος (οι ιστοί απορροφούν μπλε, πράσινο και κίτρινο φως και το νερό το μακράν υπέρυθρο μήκος κύματος).

Η παλμική οξυμετρία εξαρτάται από τη φασματική ανάλυση για τη μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου, δηλαδή την ανίχνευση και την ποσοτικοποίηση

των τμημάτων από τα ξεχωριστά τους χαρακτηριστικά σχετικά με την απορρόφηση φωτός.

Το παλμικό οξύμετρο συνδυάζει τις δύο τεχνολογίες της φασματοφωτομετρίας (που μετράει τον κορεσμό οξυγόνου της αιμογλοβίνης) και την οπτική πληθυσμογραφία (που μετράει τις αλλαγές μεταβαλλόμενης ροής στον όγκο του αρτηριακού αίματος που βρίσκεται στην περιοχή του αισθητήρα).

Η ανίχνευση του κορεσμού οξυγόνου της αιμογλοβίνης από τη φασματοφωτομετρία βασίζεται στο νόμο των Beer-Lambert, που συνδέει τη συγκέντρωση μιας διαλυμένης ουσίας ενός διαλύματος με την ένταση του φωτός που διέρχεται από το διάλυμα. Προκειμένου να υπολογίσει τη συγκέντρωση μιας φωτο απορροφητικής ουσίας σε ένα καθαρό διάλυμα από την ένταση του φωτός που διέρχεται μέσα από αυτό, κάποιος πρέπει να ξέρει την ένταση και το μήκος κύματος του φωτός, το μήκος διέλευσης, και την απορροφητικότητα της ουσίας στο συγκεκριμένο μήκος κύματος(συντελεστή απορρόφησης). Αυτό βασίζεται στη φόρμουλα

$$I_{\text{trans}} = I_{\text{inc}} - A$$
$$A = DCE$$

όπου

I_{trans} = η ένταση του διερχόμενου φωτός

I_{in} = η ένταση του προσπίπτοντος φωτός

A = απορρόφηση

D = απόσταση που διανύει το διερχόμενο φως μέσα στο υγρό

C = συγκέντρωση του διαλύματος (στην προκειμένη, αιμογλοβίνη)

E = συντελεστής εξασθένησης του διαλύματος

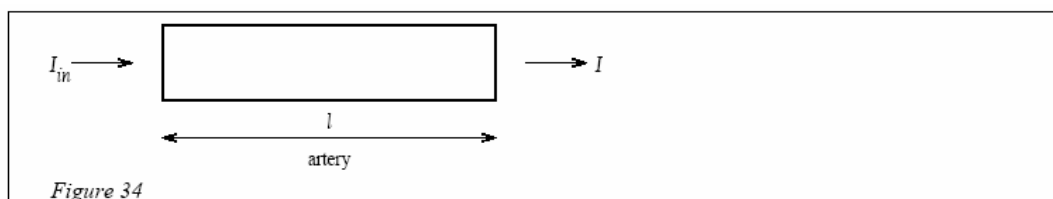
Έτσι σε ένα όγκο γνωστών διαστάσεων που ονομάζεται κυβέτα, η συγκέντρωση μιας γνωστής διαλυμένης ουσίας σε καθαρό διάλυμα μπορεί να υπολογιστεί από τη μέτρηση της έντασης του διερχόμενου φωτός γνωστών μηκών κύματος. Αν υπάρχει μόνο μία ουσία, η απορρόφηση A είναι γινόμενο του μήκους διέλευσης, της συγκέντρωσης και του συντελεστή. Κάθε ουσία έχει ένα συγκεκριμένο συντελεστή απορρόφησης για το φως σε συγκεκριμένο μήκος κύματος.

Αν είναι παρούσες περισσότερες της μιας διαλυμένες ουσίες, η ένταση προκύπτει από το άθροισμα εξισώσεων της παραπάνω μορφής για καθεμιά από αυτές. Οι συντελεστές απορρόφησης για κάθε ουσία ποικίλουν ανάλογα με τα μήκη κύματος του φωτός, όπως συμβαίνει με τις διαφορετικές μορφές της αιμογλοβίνης.

Η απορρόφηση διαφορετικών μηκών κύματος εξαρτάται από τις συγκεντρώσεις των διαφορετικών ουσιών (μειωμένη και οξυγονωμένη αιμογλοβίνη) και ανιχνεύεται με τη διάδοση φωτός συγκεκριμένου μήκους κύματος κατά μήκος του διαλύματος και μετρώντας την ένταση στην άλλη πλευρά.

Χρησιμοποιώντας την αρχή του νόμου του Beer, η συγκέντρωση μιας δεδομένης διαλυμένης ουσίας σε ένα διαλύτη καθορίζεται από την ποσότητα φωτός που απορροφάται από την ουσία σε συγκεκριμένο μήκος κύματος. Για τη μέτρηση του κορεσμού οξυγόνου, οι σχετικές συγκεντρώσεις της μειωμένης και της οξυγονωμένης αιμογλοβίνης πρέπει να είναι γνωστές, και τα δυο διαφορετικά μήκη κύματος του φωτός που χρησιμοποιούνται να είναι τέτοια ώστε καθεμιά από τις ουσίες να απορροφά επιλεκτικά καθένα από αυτά. Αυτό ισχύει για την αιμογλοβίνη, που έχει μέγιστη απορρόφηση μειωμένης αιμογλοβίνης στα 660 nm (ερυθρό φως) και οξυγονωμένης αιμογλοβίνης στα 940 nm (εγγύς υπέρυθρο).

Ο κορεσμός ενός εναιωρήματος καθαρής αιμογλοβίνης σε μια κυβέτα μπορεί να προσδιοριστεί υπολογίζοντας το λόγο του φωτός που απορροφάται στα 660nm προς αυτό που απορροφάται στα 940 nm, και έτσι αυτός ο λόγος A_{660}/A_{940} θα σχετίζεται με τον κορεσμό του οξυγόνου.



Σχήμα 2.2.2 : Προσομοίωση διέλευσης φωτός μέσα από ένα αρτηριακό στρώμα

Με βάση λοιπόν την παραπάνω ανάλυση, μετρώντας το φως το οποίο μεταδίδεται διαμέσου του ακροδαχτύλου (ή του λοβού του αυτιού) σε δύο διαφορετικά μήκη κύματος, ένα στην ερυθρή και ένα στην εγγύς υπέρυθρη περιοχή του φάσματος, μπορούμε να υπολογίσουμε τον κορεσμό του οξυγόνου στο αρτηριακό αίμα στο μέρος του δακτύλου ή του αυτιού. Αν υποθέσουμε ότι αρχικά η μετάδοση του φωτός διαμέσου του αρτηριακού στρώματος επηρεάζεται μόνο από τις σχετικές συγκεντρώσεις του HbO_2 και του Hb και των συντελεστών απορρόφησης αυτών στα δύο μήκη κύματος της μέτρησης, τότε η ένταση του φωτός θα μειωθεί λογαριθμικά με το μήκος διέλευσης σύμφωνα με το γνωστό νόμο των Beer-Lambert. Αν θεωρήσουμε, όπως φαίνεται στο παραπάνω σχήμα, ένα αρτηριακό μήκος διαμέσου του οποίου διέρχεται φως αρχικής έντασης I_{in} , ο νόμος αυτός μας λέει ότι

Στο μήκος κύματος λ_1

$$I_1 = I_{in1} 10^{-(\alpha_{o1} C_o + \alpha_{r1} C_r)l}$$

Στο μήκος κύματος λ_2

$$I_2 = I_{in2} 10^{-(\alpha_{o2} C_o + \alpha_{r2} C_r)l}$$

Όπου C_o είναι η συγκέντρωση της οξυαιμογλοβίνης

C_r είναι η συγκέντρωση της Hb

α_{o1} είναι ο συντελεστής απορρόφησης του HbO₂ στο μήκος κύματος λ_1

α_{r1} είναι ο συντελεστής απορρόφησης της Hb στο μήκος κύματος λ_1

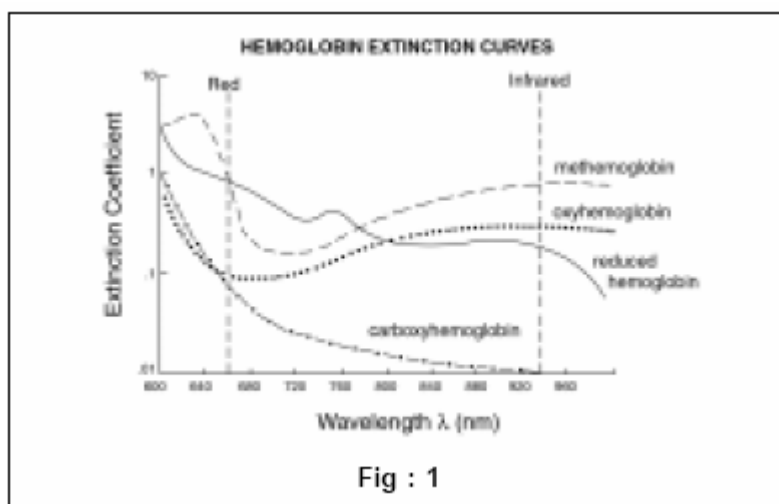
Αν θέσουμε

$$R = \frac{\log_{10}(I_1/I_{in1})}{\log_{10}(I_2/I_{in2})}$$

αυτό είναι αρκετό για να δείξουμε ότι ο κορεσμός είναι :

$$SaO_2 = \frac{C_o}{C_o + C_r} = \frac{\alpha_{r2} R - \alpha_{r1}}{(\alpha_{r2} - \alpha_{o2}) R - (\alpha_{r1} - \alpha_{o1})} \quad (1)$$

Για να είναι ακριβής ο νόμος του Beer, η ουσία και η κυβέτα πρέπει να είναι διαφανή, και δεν πρέπει να υπάρχει κάποια άσχετη εξωτερική ουσία που να μπορεί να απορροφά φως. Συμπληρωματικά οξύμετρα στο εργαστήριο μετράνε την ένταση του φωτός που διαδίδεται μέσα από μια κυβέτα γεμάτη με αιμογλοβίνη από διαλυμένα ερυθροκύτταρα για να προσδιορίσουν τις συγκεντρώσεις της καθεμιάς από τις διαφορετικές μορφές αιμογλοβίνης. Αυτό είναι δύσκολο να επιτευχθεί σε ζωντανό οργανισμό και χρειάζεται να ενσωματωθούν παράγοντες διόρθωσης στα οξύμετρα για να υπερχαλύπτον την απορρόφηση των ιστών αντί της αιμογλοβίνης.



Σχήμα 2.2.3: Συντελεστές απορρόφησης για τα διάφορα μήκη κύματος

Το σχήμα 2.2.3 δείχνει τους παράγοντες απορρόφησης για τους 4 τύπους αιμογλοβίνης (που θα αναφερθούν και παρακάτω) στο ερυθρό και υπέρυθρο μήκος κύματος. Η Μεθαιμογλοβίνη απορροφά φως και στα δύο μήκη κύματος σε ένα ίδιο σχεδόν ποσοστό. Η απορρόφηση του ερυθρού φωτός από την καρβοξυαιμογλοβίνη είναι παρόμοια με αυτή της αιμογλοβίνης. Οι συντελεστές εξασθένισης δίνονται επίσης στον παρακάτω πίνακα. [6]

Wavelength [nm]	Extinction coefficient [L mmol ⁻¹ cm ⁻¹]	
	Hb	HbO ₂
660	0.81	0.08
940	0.18	0.29

[Zijlstra et al., 1992]

2.3 Ορισμοί του κορεσμού της αιμογλοβίνης

Το ενήλικο αίμα συνήθως περιλαμβάνει 4 τύπους αιμογλοβίνης : οξυαιμογλοβίνη (O₂Hb), μειωμένη αιμογλοβίνη (Hb), μεθαιμογλοβίνη (MetHb) (όταν το μόριο βρίσκεται σε αποσύνθεση) και καρβοξυαιμογλοβίνη (COHb) (όταν το μόριο συνδέεται στο μονοξείδιο του άνθρακα). Οι δύο τελευταίοι τύποι βρίσκονται στο αίμα σε μικρές συγκεντρώσεις, εκτός από παθολογικές περιπτώσεις.

Ο κορεσμός οξυγόνου ορίζεται ως η ποσότητα οξυγόνου εκφρασμένη σε ποσοστό του όγκου του οξυγόνου. Από τον παραπάνω ορισμό του κορεσμού οξυγόνου, οι δύο μορφές αιμογλοβίνης που δε δεσμεύουν οξυγόνο (COHb και MetHb) δεν περιλαμβάνονται. Αυτό είναι η προέλευση αυτού που ορίζεται

ως «λειτουργικός κορεσμός αιμογλοβίνης» ή “functional hemoglobin saturation”.

$$\text{Functional SaO}_2 = \frac{\text{O}_2\text{Hb}}{\text{O}_2\text{Hb} + \text{Hb}} \times 100\%$$

Οι συντελεστές απορρόφησης για τις COHb και MetHb δεν είναι μηδέν για την ερυθρή και υπέρυθη περιοχή και η παρουσία τους συνεπώς θα συνεισφέρει στην απορρόφηση. Παρόλο που ο ορισμός του λειτουργικού κορεσμού αιμογλοβίνης περιλαμβάνει μόνο δύο τύπους αιμογλοβίνης (O₂Hb και Hb), όταν οι MetHb και COHb είναι παρούσες σε εκτιμήσιμες ποσότητες, οι αναγνώσεις των ενδείξεων των οργάνων θα είναι λανθασμένες.

Όταν η οξυμετρία χρησιμοποιείται για τη μέτρηση του ποσοστού της οξυαιμογλοβίνης με ακρίβεια, ο νόμος του Beer πρέπει να εφαρμοστεί σε ένα διάλυμα που περιέχει 4 άγνωστες ουσίες : O₂Hb, Hb, COHb, MetHb.

Οξύμετρα με πολλαπλά μήκη κύματος (συμπληρωματικά οξύμετρα στο εργαστήριο) που μπορούν να μετρήσουν και τις 4 μορφές της αιμογλοβίνης, προσδιορίζουν **το λόγο της οξυαιμογλοβίνης προς τη συνολική αιμογλοβίνη, γνωστό επίσης ως «κλασματικό κορεσμό».**

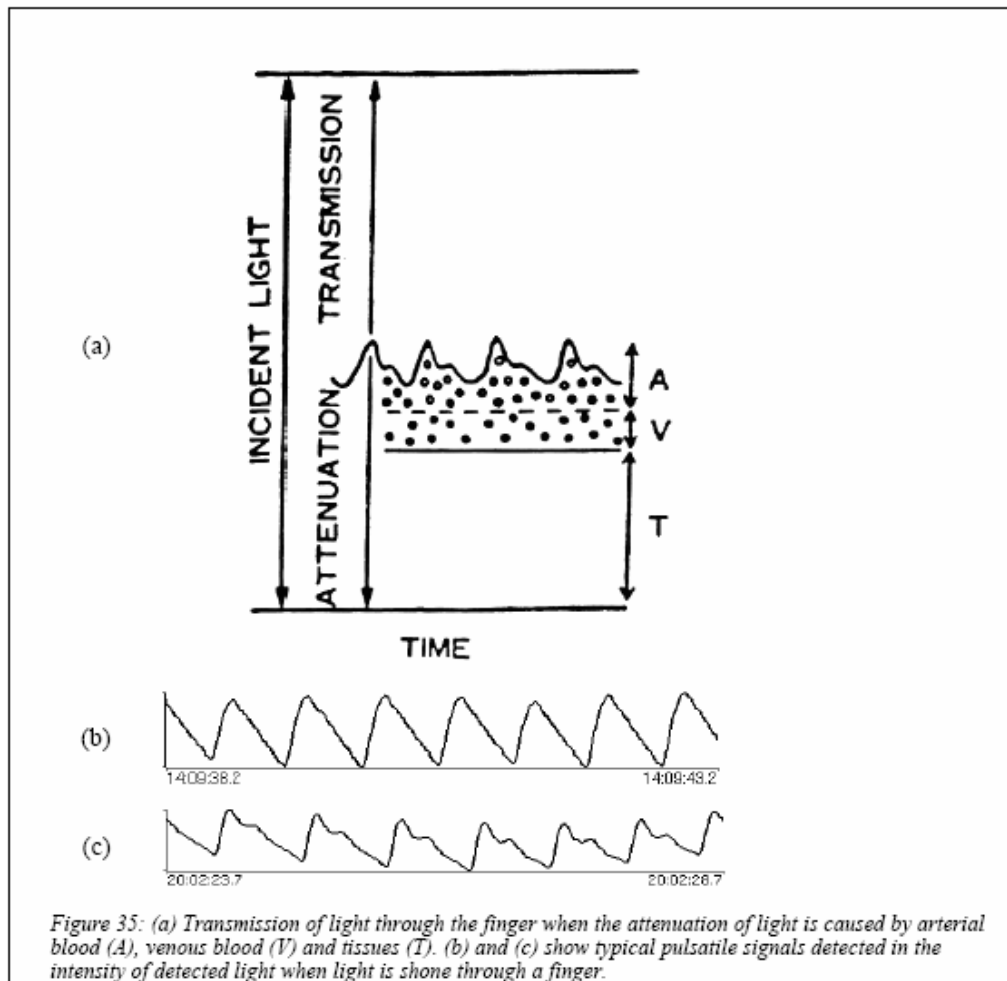
$$\text{Fractional saturation} = \frac{\text{O}_2\text{Hb}}{\text{O}_2\text{Hb} + \text{Hb} + \text{COHb} + \text{MetHb}} \times 100\%$$

Ο κλασματικός κορεσμός αιμογλοβίνης λέγεται επίσης «κλασματική οξυαιμογλοβίνη» ή οξυαιμογλοβίνη %. [7]

2.4 Παλμική Οξυμετρία

Αυτό που οδήγησε στην αποδοχή της οξυμετρίας ως μιας χρήσιμης μη-επεμβατικής μεθόδου για της μέτρηση του αρτηριακού SaO₂ είναι η πρόσφατη ανάπτυξη της παλμικής οξυμετρίας. Με αυτήν, **μόνο το μέρος του σήματος που είναι άμεσα σχετιζόμενο με τη ροή του αρτηριακού αίματος στο μέρος του σώματος χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό του κορεσμού του οξυγόνου.** Η ένταση του φωτός που διέρχεται διαμέσου του ακροδαχτύλου για παράδειγμα, ποικίλει όπως φαίνεται στο σχήμα που ακολουθεί. Ένα μεταβαλλόμενο σήμα που ποικίλει στο χρόνο σε αναλογία με το χτύπο της καρδιάς, υπερτίθεται σε μια dc στάθμη (το πλάτος αυτού του καρδιοσυγχρονιζόμενου παλλόμενου σήματος είναι περίπου το 1% της dc στάθμης).

Η παλμική οξυμετρία υποθέτει ότι η εξασθένηση του φωτός από το μέρος του σώματος μπορεί να χωριστεί στα τρία ανεξάρτητα τμήματα που φαίνονται στο σχήμα: αρτηριακό αίμα, παλμικό αίμα, και ιστοί.



Σχήμα 2.4.1 : Διέλευση φωτός διαμέσου του δαχτύλου. Στο σχήμα φαίνεται η εξασθένηση που οφείλεται στους ιστούς (T), στο φλεβικό αίμα (V), και στο αρτηριακό (A). Στα σχήματα (b) & (c) δίνονται δύο παραδείγματα σημάτων ανιχνευόμενου φωτός.

Αν υποθέσουμε ότι η αύξηση στην εξασθένηση του φωτός προκαλείται μόνο από τη ροή του αρτηριακού αίματος μέσα στο ακροδάχτυλο (συγκεκριμένα όταν οι αρτηρίες γεμίζουν με αίμα), μπορούμε να υπολογίσουμε τον κορεσμό του οξυγόνου του αρτηριακού αίματος αφαιρώντας τη dc συνιστώσα της εξασθένησης από τη συνολική εξασθένηση, αφήνοντας μόνο το καρδιο-συγχρονιζόμενο μεταβαλλόμενο τμήμα για τον προσδιορισμό του κορεσμού του οξυγόνου με τα δύο μήκη κύματος. Είναι εύκολα αντιληπτό ότι αυτό το σήμα απορρόφησης είναι συγχρονισμένο με το χτύπο της καρδιάς, αφού όταν γεμίζουν με αίμα οι αρτηρίες αυξάνεται, και μειώνεται όταν αδειάζουν, κάτι που γίνεται σε χρονική αντιστοιχία με τον καρδιακό παλμό. Έτσι το ανιχνευόμενο σήμα, θα έχει «ανάποδα» μέγιστα και ελάχιστα σε σχέση με το σήμα απορρόφησης με βάση και αυτά που αναφέρονται στη σελ 23.

Είναι απλό να αποδείξουμε ότι η γενική εξίσωση της οξυμετρίας που προέκυψε
νωρίτερα είναι ισοδύναμα έγκυρη στην παλμική οξυμετρία αν το R δίνεται
τώρα από :

$$R = \frac{\log_{10}((I_{dc+ac})/(I_{dc}))_{\lambda 1}}{\log_{10}((I_{dc+ac})/(I_{dc}))_{\lambda 2}}$$

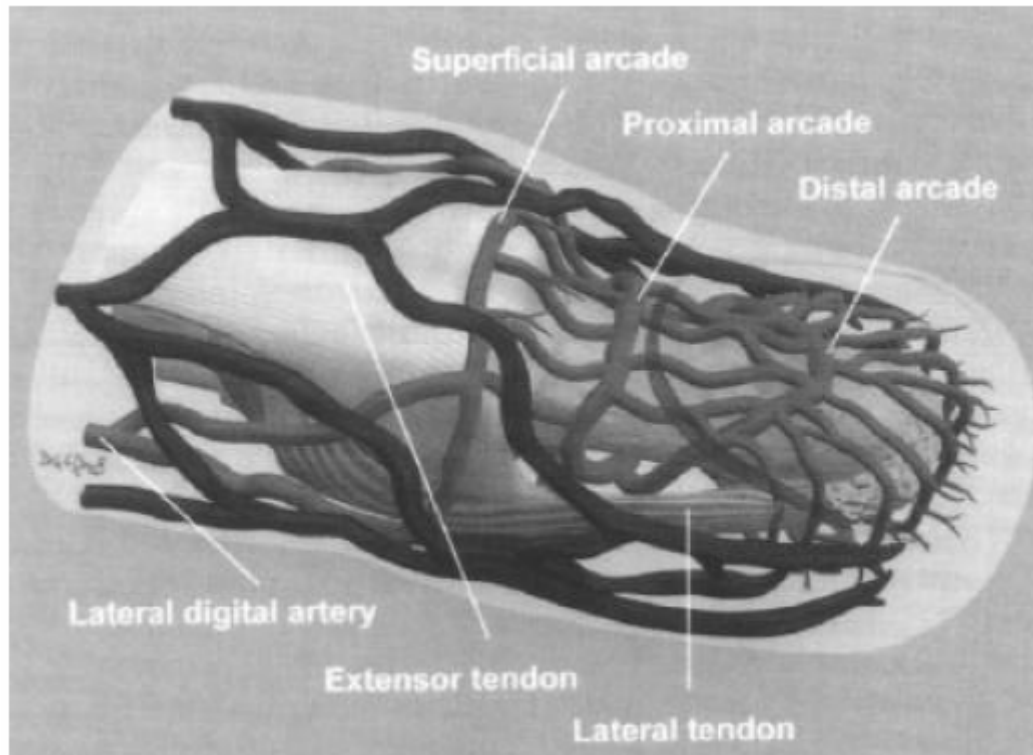
Τα σχήματα ([8]) δείχνουν ορισμένα τυπικά καρδιοσυγχρονιζόμενα
μεταβαλλόμενα σήματα που ανιχνεύονται όταν ερυθρό ή εγγύς υπέρυθρο φως
πέφτει πάνω στο δάκτυλο. Προσοχή στο ότι το dc τμήμα έχει απομακρυνθεί
από αυτές τις καμπύλες. Είναι εμφανές από αυτά τα διαγράμματα ότι υπάρχει
μια ευρεία ποικιλία στο σχήμα των σημάτων αυτών μεταξύ διαφορετικών
ανθρώπων- βλ καμπύλη (c) όπου υπάρχει και ένα δευτερεύον μέγιστο για
κάθε καρδιακό παλμό. Αυτό το φαινόμενο είναι αρκετά συνηθισμένο : Η
δεύτερη κορυφή είναι γνωστή ως το «διχρωματικό οδόντωμα» και μπορεί να
προκαλέσει προβλήματα στην επεξεργασία του σήματος.

Κάθε probe παλμικού οξυμέτρου περιέχει LEDs, που εκπέμπουν δύο μήκη
κύματος φως (ερυθρό και εγγύς υπέρυθρο) διαμέσου ενός δερματικού
αγγειακού στρώματος. Το probe τοποθετείται συνήθως στα άκρα του λοβού
του αυτιού ή ακόμα πιο συχνά (όπως θα εξηγηθεί παρακάτω στο νύχι του
δαχτύλου). Ένας φωτοανιχνευτής στην άλλη πλευρά μετράει την ένταση του
διερχόμενου φως για κάθε μήκος κύματος, εκ της οποίας υπολογίζεται ο
κορεσμός οξυγόνου, βασιζόμενος σε δεδομένα ανθρώπινων εθελοντών που
είναι αποθηκευμένα στη μνήμη της συσκευής. Το ερυθρό και υπέρυθρο φως
που διαδίδονται μέσα από το στρώμα του ιστού μέτρουνται χρησιμοποιώντας
το δάκτυλο, ή το αυτό, ή μια κυβέτα που περιέχει αιμογλοβίνη.

**Τα δύο μήκη κύματος που χρησιμοποιούνται στον αισθητήρα είναι 660nm
και 940nm, τα οποία είναι τα βέλτιστα και συνεπώς πιο συνηθισμένα μήκη
κύματος.** Μήκη κύματος μικρότερα των 600 nm δεν πρέπει να
χρησιμοποιούνται γιατί ο ερυθρός απόχρωσης ιστός του δέρματος απορροφά
το μεγαλύτερο μέρος του φως (περίπου 10 φορές περισσότερο από ο,τι μήκη
κύματος μεγαλύτερα των 600 nm) και το μεταδιδόμενο φως είναι μικρότερης
έντασης. Επιπλέον, σε αυτά τα μήκη κύματος το φάσμα είναι σχετικά επίπεδο,
οπότε μικρές μεταβολές δε θα επηρεάσουν αισθητά την απόδοση.

Η ανατομία του δαχτύλου το καθιστά το ιδανικό μέρος για τον αισθητήρα.
Το αγγειακό στρώμα που βρίσκεται κάτω από τον αισθητήρα παρέχει ένα
πλούσιο στρώμα αρτηριακού αίματος σχετικά χωρισμένο από το φλεβικό αίμα.
Καθώς αυτά τα αγγεία βρίσκονται στην άκρη του περιφερειακού συστήματος,
παρέχουν μια πολύτιμη πηγή πληροφορίας για τη συμπεριφορά του

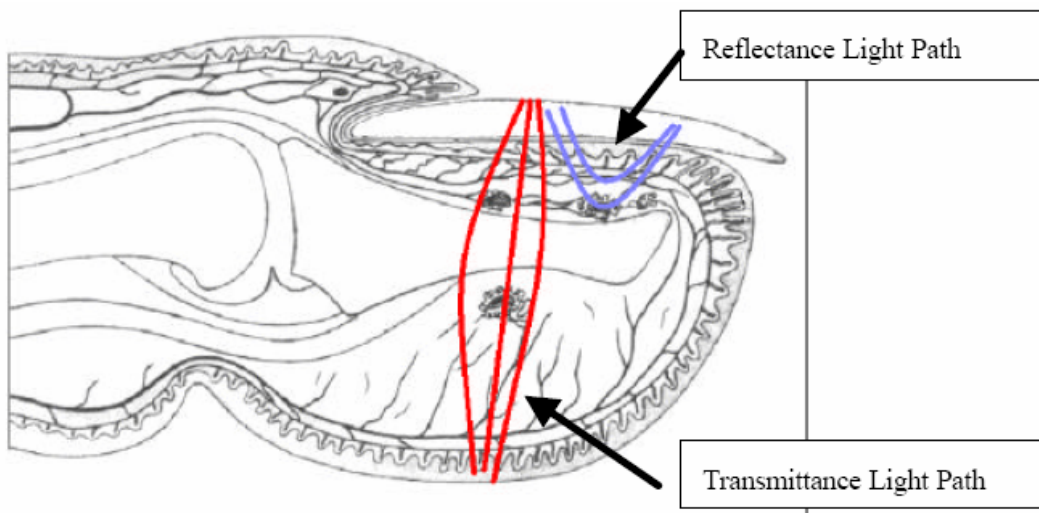
καρδιοαγγειακού συστήματος. Οι γιατροί αρκετές φορές παρατηρούν το χρώμα του νυχιού του ασθενούς ως μια εκτίμηση της κατάστασής του.



Σχήμα 2.4.2: Μικρές αρτηρίες και φλέβες στην άκρη του δαχτύλου [9]

Παρατηρούμε από την παραπάνω εικόνα ότι κάτω από το νύχι βρίσκεται ένα στρώμα από μικρές αρτηρίες (τα αγγεία με το πιο ανοιχτό χρώμα), ενώ οι μικρές φλέβες που μεταφέρουν το μη οξυγονωμένο αίμα βρίσκονται κυρίως στα πλάγια του ακροδαχτύλου(αγγεία με το πιο σκούρο χρώμα). Σαν αποτέλεσμα αυτού, χρησιμοποιώντας τον αισθητήρα στο δάχτυλο μπορούμε να ελέγξουμε το προσπίπτον φως που φέγγει κάθετα μόνο στο αρτηριακό στρώμα, και όχι σε ολόκληρο το νύχι. Κάνοντας αυτό αποσκοπούμε να μειώσουμε το πλάτος της DC ποσότητας σε σχέση με αυτό της AC και κατά συνέπεια να μειώσουμε την επίδραση του θορύβου που θα προέκυπτε από ένα κακής ποιότητας σήμα.

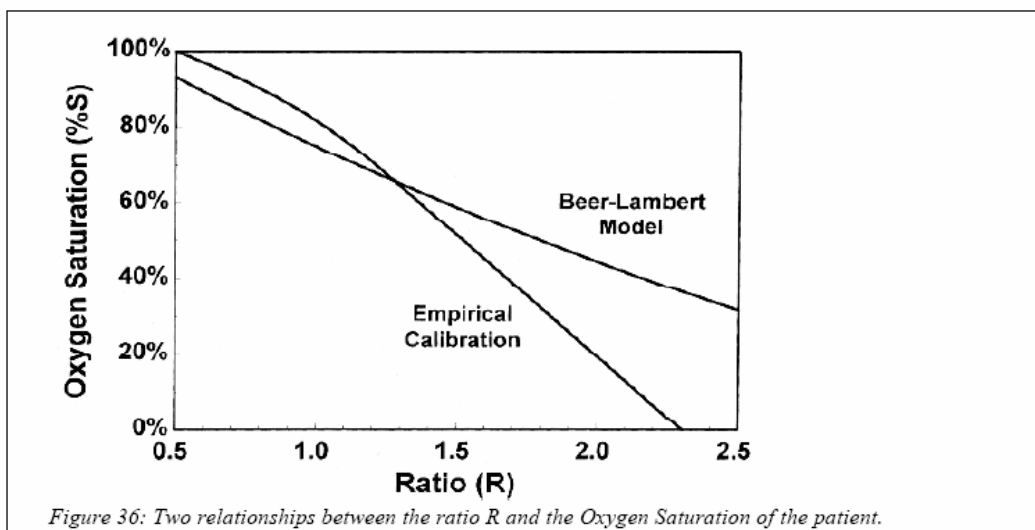
Ένα άλλο πολύ σημαντικό πλεονέκτημα της τοποθέτησης του αισθητήρα στο δάχτυλο είναι η μικρή διαστρέβλωση των αποτελεσμάτων από το χρώμα του δέρματος. Το φως απορροφάται διαφορετικά από το σκούρο και το ανοιχτό χρώμα δέρματος, και το χρώμα του δέρματος ποικίλει σημαντικά ανάμεσα στις διαφορετικές φυλές. Παρόλα αυτά, το δάχτυλο και κυρίως το νύχι, παρέχει ένα παράθυρο που δεν καλύπτεται από στρώμα δέρματος και έτσι ο χρωματισμός του δέρματος κάτω από αυτά δεν αλλάζει δραστηκά.



Σχήμα 2.4.3 : Κυτταρική ανατομία του ακροδαχτύλου που δείχνει τα μονοπάτια ανάκλασης και διερχόμενου φωτός [9]

2.5 Βαθμονόμηση των συσκευών

Οι πρώτες συσκευές, που κατασκευάστηκαν στις αρχές της δεκαετίας του 1980, χρησιμοποιούσαν την εξίσωση (1) για να υπολογίσουν τις τιμές του αρτηριακού SaO₂. Παρόλα αυτά, ο νόμος Beer- Lambert, στον οποίο στηρίζεται η εξίσωση, δε λαμβάνει υπόψη την πολλαπλή σκέδαση του φωτός από τα ερυθροκύτταρα. Αν και η τεχνική της οξυμετρίας είναι διαφορετική, η επίδραση της σκέδασης είναι μόνο μερικώς εξουδετερωμένη καθώς η σκέδαση είναι ανεξάρτητη από το μήκος κύματος. Η εξίσωση (1) λοιπόν είναι μια υπερ-απλούστευση : Το σχήμα 2.5.1 δείχνει δύο σχέσεις, μία που χρησιμοποιεί το νόμο Beer – Lambert και μία που στηρίζεται σε εμπειρικά δεδομένα, μεταξύ του λόγου R και της και του κορεσμού του οξυγόνου του ασθενούς. Συνεπώς, όργανα που στηρίζονται στο νόμο Beer – Lambert έτειναν στο να δίνουν λανθασμένες εκτιμήσεις για την αληθινή τιμή του κορεσμού του οξυγόνου (ειδικότερα για τιμές του SaO₂ μικρότερες του 85%). Από τότε έχουν υπάρξει κάποιες προσπάθειες για να αναπροσαρμοσθεί η θεωρία με σκοπό να ληφθεί υπόψη και η σκέδαση, και πλέον οι περισσότερες συσκευές χρησιμοποιούν πίνακες που έχουν προκύψει από μελέτες βαθμονόμησης σε ένα μεγάλο αριθμό υγιών εθελοντών των οποίων ο κορεσμών οξυγόνου μετρείται επίσης με επεμβατικό τρόπο.



Σχήμα 2.5.1: Δύο καμπύλες βαθμονόμησης

2.6 Υλοποίηση της μεθόδου

Τα μοντέρνα οξύμετρα αποτελούνται από ένα περιφερειακό probe μαζί με μια μονάδα μικροεπεξεργαστή που δείχνει την κυματομορφή, τον κορεσμό οξυγόνου και τον καρδιακό παλμό. Το probe τοποθετείται στο αυτί ή τη μύτη. Μέσα σε αυτό υπάρχουν και τα δύο LED εκπέμπουν στα δύο μήκη κύματος που έχουν αναφερθεί. Οι δέσμες του φωτός περνάνε μέσα από τους ιστούς προς το φωτοανιχνευτή. Κατά τη διέλευσή τους αυτή από τους ιστούς κάποια ποσότητα φωτός απορροφάται από το αίμα και τους λεπτούς ιστούς, ποσότητα που εξαρτάται από τη συγκέντρωση της αιμογλοβίνης. Η ποσότητα του απορροφηθέντος φωτός σε κάθε συχνότητα εξαρτάται από το βαθμό οξυγόνωσης της αιμογλοβίνης μέσα στους ιστούς.

Υπάρχουν αρκετά τεχνικά προβλήματα στον ακριβή προσδιορισμό του κορεσμού οξυγόνου με αυτή τη μέθοδο, όπως είναι η σκέδαση, η αντανάκλαση και η απορρόφηση φωτός από άλλους ιστούς και άλλα τμήματα του αίματος, που μπορούν να προκαλέσουν σύγχυση στις μετρήσεις. Το σύστημα πρέπει να μπορεί να απομονώνει την απορρόφηση του αρτηριακού αίματος από το φλεβικό, το συνδετικό ιστό και άλλους εξωγενείς παράγοντες. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί εύκολα, καθώς το αρτηριακό αίμα είναι μεταβαλλόμενο σε αντίθεση με απορρόφηση από άλλο ιστό. Έτσι το σήμα με παλμό μπορεί να διαχωριστεί από το μη-μεταβαλλόμενο με φιλτράρισμα του εξωτερικού θορύβου.

Τα πρώτα οξύμετρα αφαιρούσαν την απορρόφηση των ιστών συμπιέζοντας τον ιστό κατά τη βαθμονόμηση ώστε να αποκλείσουν όλο το αίμα, και χρησιμοποιώντας έτσι την απορρόφηση του άναιμου ιστού ως βασική γραμμή.

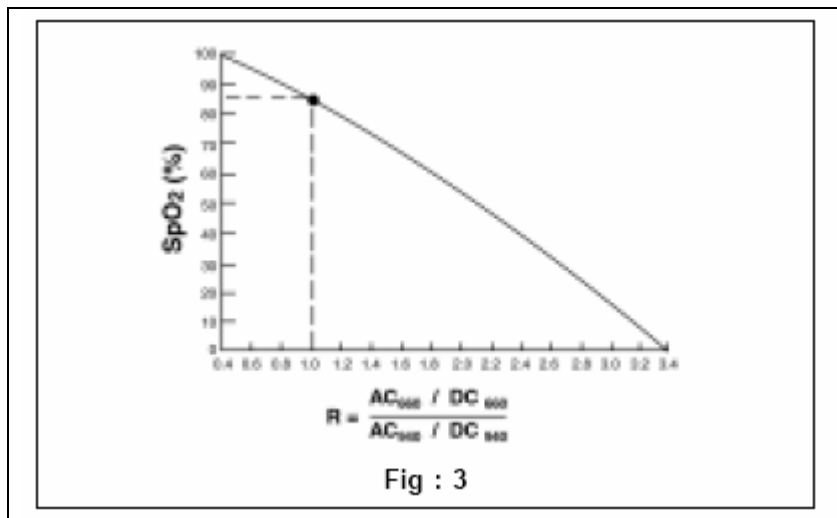
Επίσης ζέσταιναν τον ιστό για να πάρουν ένα σήμα σχετιζόμενο με το αρτηριακό αίμα με ελάχιστη επιρροή από φλεβικό και τριχοειδές αίμα.

Το πρόβλημα της απομόνωσης των σημάτων από το αρτηριακό αίμα αντιμετωπίζεται με διαφορετικό τρόπο σήμερα. Ο μικροεπεξεργαστής μπορεί να επιλέξει την απορρόφηση του μεταβαλλόμενου μέρους, δηλαδή του αρτηριακού αίματος, από την απορρόφηση των άλλων μορφών αίματος που είναι σταθερές και μη-μεταβαλλόμενες, εξαλείφοντας έτσι την επίδρασή τους στη μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου στο αρτηριακό αίμα.

Η μεταβαλλόμενη επέκταση του αρτηριακού στρώματος προκαλεί μιά αύξηση στο μήκος διέλευσης αυξάνοντας έτσι την απορρόφηση. **Όλες οι συσκευές υποθέτουν ότι η μοναδική μεταβαλλόμενη απορρόφηση μεταξύ της πηγής φωτός και του ανιχνευτή είναι αυτή του αρτηριακού αίματος.** Ο μικροεπεξεργαστής καθορίζει πρώτα το AC κομμάτι της απορρόφησης για κάθε μήκος κύματος και μετά διαιρεί αυτό με το DC κομμάτι. Από τις ποσότητες του φωτός που απορροφώνται από κάθε κομμάτι στις δύο συχνότητες, υπολογίζει μετά το λόγο R της απορρόφησης

$$R = \frac{AC660}{DC660} \\ \frac{AC940}{DC940}$$

Στη μνήμη του οξυμέτρου υπάρχει μια σειρά από τιμές κορεσμού οξυγόνου που αποκτήθηκαν από πειράματα στα οποία δόθηκαν σε εθελοντές αυξημένα υποξικά μίγματα να αναπνεύσουν, μέχρι που να αποκτηθούν τιμές κορεσμού μέχρι 80%. Η τιμή R συγκρίνεται με τις αποθηκευμένες τιμές και έτσι απεικονίζεται ο κορεσμός οξυγόνου. Καθώς ο μικροεπεξεργαστής δεν έχει στη μνήμη του τιμές μικρότερες από 80% (καθώς δεν ήταν σωστό να δοθούν στους εθελοντές ακόμα πιο ισχυρά μείγματα), η ακρίβεια δε μπορεί να προσδιορισθεί για τιμές περίπου στο 75-80%. Κάθε κορεσμός κάτω από αυτή την τιμή θα ήταν απλά ένα συναγόμενο συμπέρασμα και επομένως όχι ακριβές.



Σχήμα 2.6.1: Άλλη μια εμπειρική καμπύλη βαθμονόμησης

Το διάγραμμα του παραπάνω σχήματος δείχνει το λόγο του ερυθρού και υπέρυθρου φωτός που απορροφώνται σε διαφορετικές τιμές κορεσμού. Λόγος 1 αντιστοιχεί σε τιμή κορεσμού 85%. Όταν ίσες ποσότητες και από τα δύο μήκη κύματος φωτός απορροφώνται, ο κορεσμός παραμένει στο 85%, κατάσταση που λέγεται μεθαιμογλοβιναιμία.[10].

2.7 Τι πληροφορίες δίνει η μέθοδος [11]

Μια πλήρης αναπνευστική εκτίμηση ασθενών σε κίνδυνο θα πρέπει να περιλαμβάνει εκτίμηση τόσο της οξυγόνωσης, όσο και της εκπνοής. Η οξυγόνωση-πόσο καλά το οξυγόνο κινείται διαμέσου της τριχοειδούς μεμβράνης και μέσα στο αίμα ώστε να μεταφερθεί στους ιστούς-μπορεί να προσδιορισθεί με την ανάλυση της μερικής πίεσης οξυγόνου του ασθενούς (PaO₂) και του SpO₂(ή SaO₂).Ο άλλος παράγοντας που αφορά το πόσο καλά ένας ασθενής εκπνέει το μονοξείδιο του άνθρακα που παράγεται από τις μεταβολικές διεργασίες, μπορεί να προσδιορισθεί από την ανάλυση της μερικής πίεσης μονοξειδίου του άνθρακα (PaCO₂) και τη μερική πίεση αυτού στο εκπνεόμενο αέρα(EtCO₂).

Η παλμική οξυμετρία μπορεί να δώσει πληροφορίες για τον κορεσμό μόνο. Για να εκτιμηθεί με άλλο τρόπο η οξυγόνωση και η διαδικασία εκπνοής θα πρέπει να γίνει ανάλυση των αερίων του αρτηριακού αίματος και καπνογραφία (που θα συζητηθεί περαιτέρω). Σε μερικές περιπτώσεις, αποδεικτές μετρήσεις με τη μέθοδο της οξυμετρίας είχαν δώσει ανακουφιστικά στοιχεία στους γιατρούς παρά την επιδείνωση στην κατάσταση αναπνευστικής λειτουργίας του ασθενούς .

Είναι πολύ σημαντικό να γίνεται μια πιο ενδεδειγμένη προσέγγιση στην αναπνευστική παρακολούθηση, σε ασθενείς που βρίσκονται σε κίνδυνο αναπνευστικής κατάπτωσης, που μπορεί να επιδεινώνεται από :

α) επίδραση νάρκωσης ή άλλων φαρμάκων όπως οπιοειδή.

β) μειωμένη ροή αίματος προς τα αναπνευστικά κέντρα του εγκεφάλου σαν αποτέλεσμα αυξημένης ενδοκρανιακής πίεσης, σοκ, ή άλλων παραγόντων.

γ) κόπωση που σχετίζεται με έντονη αναπνευστική λειτουργία ή τέλος

δ) καρδιακές ή πνευμονικές ασθένειες που επηρεάζουν την οξυγόνωση

Ένας πιο γρήγορος μη επεμβατικός τρόπος για την παρακολούθηση της αναπνευστικής κατάστασης του ασθενούς είναι να χρησιμοποιηθεί η παλμική οξυμετρία για να εκτιμηθεί ο κορεσμός του οξυγόνου μαζί με την καπνογραφία για να μετρηθεί το εκπνεόμενο μονοξείδιο του άνθρακα που μπορεί να παρέχει πληροφορίες για τη διαδικασία εισπνοής. Η καπνογραφία παρέχει μια γραφική αναπαράσταση του εκπνεόμενου διοξειδίου του άνθρακα. Το καπνόγραμμα δίνει πληροφορίες οι οποίες είναι πρακτικά «ανά ανάσα» και αφορούν το CO₂ που εξέρχεται από τους πνεύμονες. Οι οθόνες ασφυξίας αποτελούν μια εναλλακτική στην καπνογραφία, αλλά οι λανθασμένοι συναγερμοί που εμφανίζονται με αυτή τη μέθοδο είναι περισσότεροι. Οι συσκευές καπνογραφίας είναι πλέον εύκολες στη χρήση και διαθέσιμες στους ασθενείς. Το εκπνεόμενο CO₂ συλλέγεται από μια ρινική συσκευή που μοιάζει με κάνουλα. Οι οθόνες είναι διαθέσιμες για παρακολούθηση δίπλα στην κλίνη του ασθενούς.

Για να εκτιμηθεί αν ένας ασθενής έχει επαρκή ποσότητα οξυγόνου στο αίμα του, πρέπει πρώτα να μεταφραστούν οι ενδείξεις των τιμών του κορεσμού σε σχέση με τη συνολική ποσότητα αιμογλοβίνης. Δεν έχουν όλοι οι ασθενείς με την ίδια τιμή κορεσμού την ίδια ποσότητα οξυγόνου στο αίμα τους.

Για παράδειγμα, η παλμική οξυμετρία μπορεί να δείξει ότι δύο ασθενείς, ο κ. Τόμας και ο κ. Μάρτιν έχουν και οι δύο μια τιμή που φαίνεται να είναι αποδεκτή της τάξης του 97%. Παρόλα αυτά, μια πλήρης μέτρηση του αίματος αποκαλύπτει ότι για τον κ. Τόμας το ολικό επίπεδο αιμογλοβίνης είναι κανονικό στα 15 gm/dL ενώ του κ. Μάρτιν στα 11.

Στην περίπτωση μας, το συνολικό ποσό οξυγόνου που συνδέεται με την αιμογλοβίνη για τον κ. Τόμας είναι 19.50 mL/dL, το οποίο εμπίπτει στο φυσιολογικό εύρος των 19-20 ml/dL. Αλλά για τον κ. Μάρτιν το ποσό είναι πολύ κάτω του φυσιολογικού στα 14.3 ml/dL. Παρόλο που οι τιμές κορεσμού

και για τους δύο ασθενείς ήταν οι ίδιες, καθένας από τους δύο είχε διαφορετική κλινική εικόνα.

Επίσης, οι τιμές κορεσμού δε μπορούν να εκτιμηθούν με ακρίβεια αν κάποιος δε γνωρίζει τους παράγοντες που επηρεάζουν τον τρόπο με τον οποίο το οξυγόνο συνδέεται στην αιμογλοβίνη, όπως η θερμοκρασία του ασθενούς, το pH και το PaCO₂.

Εκτός αυτών, σημαντικό ρόλο στην ερμηνεία των αποτελεσμάτων παίζουν και οι παράγοντες που επηρεάζουν τη λειτουργία και απόδοση της συσκευής, οι οποίοι θα εξετασθούν στη συνέχεια αναλυτικότερα. Οι πιο συνηθισμένοι από αυτούς είναι η κίνηση του ασθενούς, η θέση των φωτοδίοδων και φωτοανιχνευτών, η επίδραση του περιβάλλοντος φωτός και άλλοι που θα δοθούν παρακάτω.

Ανάμεσα σε αυτά που θα εξετασθούν στη συνέχεια, είναι και παράγοντες που δεν έχουν σχέση με το τεχνικό μέρος της λειτουργίας και διεξαγωγής των μετρήσεων, αλλά με τον ανθρώπινο οργανισμό. Τέτοιοι είναι η κακή ροή αίματος, πιθανές παλμικές κινήσεις των φλεβών, καθώς και η παρουσία μη φυσιολογικών τύπων αιμογλοβίνης, όπως η μεθαιμογλοβίνη και η καρβοξυαιμογλοβίνη.

2.8 Ακρίβεια των συσκευών

Υπάρχουν πάρα πολλές μελέτες σχετικά με την ακρίβεια των οξυμέτρων στις διάφορες πληθυσμιακές ομάδες. Οι μέθοδοι που έχουν χρησιμοποιηθεί για να περιγράψουν το βαθμό ακρίβειας διαφέρουν από μελέτη σε μελέτη, καθιστώντας τη συνολική θεώρηση της ακρίβειας ως μια κατά κάποιο τρόπο πρόκληση. Υπάρχουν σημαντικές διαφορές στην απόδοση ανάμεσα στις διαφορετικές εμπορικές μάρκες συσκευών, οι οποίες οφείλονται πιθανότατα στο διαφορετικό λειτουργικό που χρησιμοποιείται για την ανάλυση και επεξεργασία του σήματος καθώς και στις καμπύλες βαθμονόμησης. Οι περισσότεροι κατασκευαστές ισχυρίζονται ότι τα όρια αξιοπιστίας για οποιαδήποτε τιμή που θα δείξει το όργανο είναι $\pm 4\%$ για κάθε ένδειξη πάνω από 70%, ενώ υπάρχουν και άλλοι που για την ίδια τιμή, δίνουν ακρίβεια 2%. Κατά τη διάρκεια του απόκοσμου όταν οι τιμές πέφτουν κάτω από το 70%, η ακρίβεια μειώνεται σημαντικά και παρουσιάζει μεγάλη ποικιλία ανάμεσα στις διάφορες μάρκες, κάτι που εκτιμάται ότι οφείλεται στην περιορισμένη ποσότητα δεδομένων για βαθμονόμηση σε τόσο χαμηλές καταστάσεις κορεσμού. Αυτό βέβαια θεωρείται ως ένας όχι και τόσο σημαντικός περιορισμός, αφού οι ασθενείς που βρίσκονται σε τέτοια κατάσταση αντιμετωπίζονται ούτως ή άλλως με «επιθετικό» τρόπο, ανεξάρτητα του αν η τιμή του κορεσμού είναι 40% ή 60%.

Κάποια συγκεκριμένα παλμικά οξύμετρα έχει αποδειχθεί ότι λειτουργούν υπό σχετικά εχθρικές συνθήκες. Ο Carter et al μελέτησε την απόδοση οργάνων με 46 νεογέννητα και έμβρυα στην άμεση μετεγχειρητική περίοδο που ακολουθούσε καρδιακή επέμβαση. Αυτοί οι ασθενείς είχαν θερμοκρασία δέρματος που κυμαίνονταν από 27.0 μέχρι 37.4 βαθμούς Κελσίου και διαφορές θερμοκρασίας μεταξύ δέρματος και εσωτερικού της τάξης του 0.1-10.1 βαθμών. Αυτές οι ευρείες διαταράξεις στη θερμοκρασία αναμένονταν ότι θα μπορούσαν να επηρεάσουν τη λειτουργία του οξύμετρου εξαιτίας των σχετιζόμενων αλλαγών στην περιφερειακή διάχυση, αλλά οι ερευνητές βρήκαν ότι η απόδοση της συσκευής ήταν ακριβής και δε σχετιζόταν με τη θερμοκρασία του δέρματος ή τη θερμοκρασιακή διαφορά δέρματος – εσωτερικού.

Οι φυσιολογικές τιμές για την παλμική οξύμετρία θεωρούνται ότι είναι γενικά οι ίδιες με τις αντίστοιχες φυσιολογικές τιμές για τον αρτηριακό κορεσμό οξυγόνου. Παρόλα αυτά, η επίδραση του υψόμετρου, και οι φυσιολογικές διαφορετικές για κάθε άτομο μεταβολές στις ενδείξεις κορεσμού θα πρέπει να ληφθούν σοβαρά υπόψη. Η επίδραση του υψόμετρου στις κανονικές ενδείξεις του οργάνου στα έμβρυα και στα μικρά παιδιά έχει υπάρξει αντικείμενο μελέτης. Ο Thilo et al που διεξήγαγε μια τέτοια μελέτη, βρήκε ότι ανάμεσα στα υγιή έμβρυα, ηλικίας 1-3 μηνών, σε ένα υψόμετρο 1.610 μέτρων στο Denver του Colorado, η παλμική οξύμετρία μέτραγε μέσες τιμές κορεσμού της τάξης του 92-93% και στο κατώτατο άκρο τιμές περίπου μέχρι 86% σε καταστάσεις ήρεμου ύπνου. Ο Niermeyer et al διεξάγοντας μετρήσεις σε βρέφη από τη γέννησή τους μέχρι την ηλικία των 4 μηνών σε υψηλό υψόμετρο (3.100m) βρήκε ότι οι μέσες τιμές κορεσμού κυμαίνονταν από 80.6+₋5.3% μέχρι 91.1+₋1.7% κατά τη διάρκεια της περιόδου των 4 μηνών.

2.9 Περιορισμοί στην παλμική οξύμετρία

Παρά την εμπιστοσύνη που δείχνεται στις πληροφορίες που εξάγονται από αυτό το πολύ σημαντικό σύστημα παρακολούθησης, οι υποκείμενες αρχές και περιορισμοί της παλμικής οξύμετρίας δε γίνονται σωστά αντιληπτές.

Δυσαιμογλοβιναιμία

Η ακρίβεια της παλμικής οξυμετρίας είναι εξαιρετική όταν ο κορεσμός του οξυγόνου βρίσκεται στην περιοχή τιμών από 70-100%, θεωρώντας ότι οι μόνες δύο μορφές αιμογλοβίνης που είναι παρούσες στο αίμα είναι η μειωμένη αιμογλοβίνη και η οξυαιμογλοβίνη. Αν η καρβοξυαιμογλοβίνη και η μεθαιμογλοβίνη είναι παρούσες σε εκτιμήσιμες ποσότητες, η ακρίβεια τίθεται υπό αμφισβήτηση.

Οι COHb και MetHb απορροφούν και αυτές φως στα μήκη κύματος που χρησιμοποιεί η συσκευή, και αυτό οδηγεί σε λάθος στον προσδιορισμό των ποσοστών της μειωμένης και της οξυγονωμένης αιμογλοβίνης.

Η MetHb απορροφά ίσες ποσότητες ερυθρού και εγγύς υπέρυθρου φωτός. Ο λόγος της παλλόμενης προς τη μη παλλόμενη απορρόφηση στα δύο μήκη κύματος είναι 1 σε ένα ποσοστό κορεσμού της αιμογλοβίνης της τάξης του 85%. Μια υψηλή συγκέντρωση MetHb αναγκάζει τον κορεσμό να προσεγγίσει το 85%. Όταν ο ασθενής είναι υποξικός (κορεσμός 40-50%), η μεθαιμογλοβίνη τεχνηέντως ανεβάζει τον κορεσμό στο 85% και το αντίθετο συμβαίνει όταν ο κορεσμός βρίσκεται στο 100%.

Αυτό ερμηνεύει το γεγονός ότι οι ενδείξεις του οργάνου παραμένουν στο 85% σε περιπτώσεις παρουσίας ισχυρής μεθαιμογλοβιναιμίας, ανεξάρτητα από τον πραγματικό κορεσμό οξυγόνου, ενώ ένα συμπληρωματικό όργανο που χρησιμοποιεί ποικίλα μήκη κύματος θα δείξει μειούμενους κορεσμούς οξυγόνου με αυξανόμενα επίπεδα MetHb. Όταν μάλιστα υπάρχει υποψία για σημαντική περίπτωση μεθαιμογλοβιναιμίας, είναι απαραίτητο να ελεγχθεί ένα δείγμα αρτηριακού αίματος για να μετρηθεί η ποσότητα οξυαιμογλοβίνης και μεθαιμογλοβίνης.

Τα επίπεδα καρβοξυαιμογλοβίνης στους μη καπνιστές είναι μικρότερα από 2%, ενώ μπορεί να είναι υψηλά μέχρι 10-20% σε άτομα που καπνίζουν πάρα πολύ. Η COHb απορροφά πολύ λίγο στα 940nm, ενώ στα 660 ο συντελεστής απορρόφησης της είναι αρκετά παρόμοιος με αυτόν της οξυαιμογλοβίνης. Έτσι η παρουσία ισχυρής καρβοξυαιμογλοβίνης θα προσομοιάζει την καμπύλη της οξυαιμογλοβίνης στην ερυθρή περιοχή, χωρίς καμιά επίδραση στην υπέρυθη, και θα μοιάζει έτσι με την Hb προκαλώντας «υπερ» ενδείξεις στο όργανο. Για κάθε 1% της κυκλοφορούσας καρβοξυαιμογλοβίνης, το όργανο διαβάζει 1% παραπάνω. Το 50% των καπνιστών έχει συγκέντρωση καρβοξυαιμογλοβίνης της τάξης του 6%.

Όταν πιθανολογείται η σημαντική παρουσία καθεμιάς από αυτές τις μορφές αιμογλοβίνης, τότε η παλμική οξυμετρία θα πρέπει να συνοδεύεται από τη χρήση ενός συμπληρωματικού οξυμέτρου με τη χρήση πολλαπλών μηκών κύματος.

Άλλες συνηθισμένες πηγές σφάλματος περιλαμβάνουν εξωγενείς ενεργειακές πηγές, κυρίως ισχυρό ορατό ή υπέρυθρο φως που μπορεί να προκαλέσει μια υπερφόρτωση στον ανιχνευτή και να δείξει κατά αυτόν τον τρόπο τιμή 85%. Το πρόβλημα της παρουσίας ισχυρού φθορίζοντος περιβάλλοντος φωτός, μπορεί να αντιμετωπιστεί καλύπτοντας τον αισθητήρα με τσόχινα καλύμματα.

Οι παλλόμενες φλέβες μπορούν επίσης να προκαλέσουν λανθασμένες αναγνώσεις στο όργανο, καθώς αυτό δε μπορεί να διακρίνει ανάμεσα σε αρτηρίες και φλέβες.

Ανεπαρκής λειτουργία λόγω ανεπαρκούς διάχυσης αίματος

Ο πιο σημαντικός περιορισμός για τα οξύμετρα είναι ότι δεν είναι ακριβή για τους ασθενείς που τα χρειάζονται πιο πολύ. Καθώς είναι υποχρεωτικό να υπάρχει καλή κυματομορφή του παλμού (αυτό είναι απαραίτητο για το να υπολογίσει η συσκευή το λόγο της παλλόμενης προς τη μη παλλόμενη απορρόφηση και να προκύψει ο κορεσμός οξυγόνου), το οξύμετρο αποτυγχάνει να δώσει ακριβείς ενδείξεις όταν οι επιφανειακές διακυμάνσεις είναι φτωχές. Επαρκείς αρτηριακές διακυμάνσεις είναι απαραίτητες για να γίνει η διάκριση ανάμεσα στο φως που απορροφάται από το αρτηριακό αίμα και σε αυτό που απορροφάται από το φλεβικό και τους ιστούς και οι ενδείξεις μπορεί να είναι αναξιόπιστες ή να μην είναι διαθέσιμες αν υπάρχει απώλεια ή θόλωμα στον παλμό. Κάτω από αυτές τις συνθήκες κάποια οξύμετρα δε δείχνουν καμιά ένδειξη ή βγάζουν μηνύματα όπως Σήμα Χαμηλής Ποιότητας ή Ανεπαρκές Σήμα. Κάποια άλλα παγώνουν την εικόνα στην προηγούμενη ένδειξη όταν δεν είναι ικανά να ανιχνεύσουν μια συνεπή παλμική κυμάτωση. Δεν πρέπει συνεπώς η παρουσία μιας συσκευής που λειτουργεί να ερμηνευτεί ως στοιχείο επαρκούς οξυγόνωσης των ιστών και μεταφοράς οξυγόνου στα ζωτικά όργανα.

Κάποιες μέθοδοι που βελτιώνουν το σήμα περιλαμβάνουν την εφαρμογή αγγειοδιαστολικής κρέμας, διαχείριση ενδιάμεσων αρτηριακών αγγειοδιαστολών, ή τοποθέτηση ενός γαντιού γεμάτου με ζεστό νερό στο χέρι του ασθενούς. Θερμαίνοντας κρύες περιοχές μπορεί να συμβάλλει στην αύξηση του πλάτους του παλμού, δεδομένου ότι η καρδιακή έξοδος δεν είναι πιεσμένη.

Άλλοι παράγοντες που έχουν καταγραφεί ότι συμβάλλουν σε υψηλότερα ποσοστά αποτυχίας αφορούν :

α) πολύ νεαρούς ή πολύ ηλικιωμένους ασθενείς,

β) ασθενείς που αναφέρονται ως κατηγορίες ASA III και IV.

γ)κατά τη διάρκεια ορθοπεδικών, αγγειακών και καρδιακών επεμβάσεων

δ)χρήση ηλεκτροκαρδιογραφήματος

ε)υπερένταση

στ)παρατεινόμενη διάρκεια ενδοεπεμβατικών διαδικασιών

ζ)χρόνια νεφρική ανεπάρκεια

η)χαμηλός αιματοκρίτης

και ι)βαμμένο δέρμα

Ο ακριβής βαθμός αποτυχίας ποικίλει ανάλογα με το ξεχωριστό μόνιτορ και αυξάνεται για αισθητήρες του αυτιού ή της μύτης. Μόνιτορ που μπορούν να αναλύσουν το σήμα και να απορρίψουν ξένες επιδράσεις έχουν λιγότερες πιθανότητες αποτυχίας, έτσι, παλμικά οξύμετρα που χρησιμοποιούν τεχνικές εξαγωγής σήματος μπορούν να λειτουργούν καλύτερα υπό συνθήκες χαμηλής διάχυσης.

Τα παλμικά οξύμετρα είναι περισσότερο αναξιόπιστα στα νεογέννητα καθώς μικρές αλλαγές στη θερμοκρασία του δέρματος καθώς και μικρές προσαρμογές κατά την επαφή μπορούν να προκαλέσουν παρεμβολές κίνησης και επομένως κακής ποιότητας σήμα. Οι περισσότεροι έμπειροι γιατροί νεογνών ή αναισθησιολόγοι παιδιατρικής χρησιμοποιούν περισσότερα του ενός οξύμετρα για να βελτιώσουν την ακρίβεια.

Δυσκολία στην ανίχνευση υψηλών μερικών πιέσεων οξυγόνου

Σε υψηλές στάθμες κορεσμού, μικρές αλλαγές σε αυτόν σχετίζονται με σχετικά μεγάλες αλλαγές στην πίεση (PaO₂). Έτσι το παλμικό οξύμετρο έχει μια περιορισμένη δυνατότητα να διακρίνει υψηλά αλλά ασφαλή επίπεδα αρτηριακού οξυγόνου από υπερβολική οξυγόνωση, το οποίο μπορεί να είναι επιβλαβές, όπως στα πρόωρα νεογνά, ή σε ασθενείς με βαριάς κατάστασης COPD που χρειάζονται υποξική υποστήριξη για να αναπνεύσουν.

Καθυστερημένη ανίχνευση υποξικών συμβάντων

Αν και ο χρόνος απόκρισης ενός οξύμετρου είναι γενικά γρήγορος, είναι δυνατόν να υπάρξει μια σημαντική καθυστέρηση ανάμεσα σε μια αλλαγή στην

τάση του οξυγόνου και σε μια αλλαγή στην ένδειξη του οξυμέτρου. Είναι δηλαδή δυνατόν να φτάσει το αρτηριακό οξυγόνο σε επικίνδυνα επίπεδα πριν ο συναγερμός της συσκευής ενεργοποιηθεί.

Η καθυστέρηση στην απόκριση αυτή οφείλεται κυρίως στη θέση που βρίσκεται ο αισθητήρας. Ο αποκορεσμός εντοπίζεται νωρίτερα όταν ο αισθητήρας τοποθετείται πιο κεντρικά. Ο χρόνος καθυστέρησης θα αυξηθεί με χαμηλή διάχυση και με μείωση στη ροή του αίματος στο χώρο που παρακολουθείται. Η επίδραση ενός νευρικού μπλοκ μπορεί να μειώσει το χρόνο καθυστέρησης ενώ από την άλλη, φλεβική παρεμπόδιση, περιφερειακή αγγειοσυστολή, υποθερμία και παρεμβολές κίνησης είναι παράγοντες που καθυστερούν την ανίχνευση της υποξαιμίας. Τέλος, άλλος παράγοντας που αυξάνει το χρόνο καθυστέρησης είναι μια αύξηση στο χρόνο που απαιτείται για να υπολογιστούν οι μέσοι όροι των παλμικών σημάτων.

Λανθασμένη απόδοση με μη κανονικούς ρυθμούς

Μη κανονικοί καρδιακοί ρυθμοί μπορούν να προκαλέσουν λανθασμένη λειτουργία. Κατά τη διάρκεια του παλμού του μπαλονιού της αορτής, η αύξηση της διαστολικής πίεσης υπερβαίνει αυτή της συστολικής πίεσης. Αυτό οδηγεί σε ένα διπλό ή τριπλό πακέτο κυματορμών αρτηριακής πίεσης που προκαλεί σύγχυση στο παλμικό οξύμετρο έτσι ώστε να μη μπορεί να παρέχει κάποια ένδειξη. Η παλμική οξύμετρία είναι ευρέως γνωστή για την αναξιοπιστία της στην παρουσία ταχείου κολπικού ινιδισμού.

Βερνίκι νυχιών και καλύμματα

Κάποιες αποχρώσεις μαύρου, μπλε και πράσινου βερνικιού νυχιών μπορούν να προκαλέσουν σημαντικά χαμηλότερες ενδείξεις κορεσμού. Επίσης τα συνθετικά νύχια μπορεί να επηρεάσουν τις ενδείξεις του οργάνου. Ένας τρόπος για να ξεπεραστεί το πρόβλημα αυτό είναι να προσανατολιστεί το φως έτσι ώστε να διέρχεται από τα πλάγια του δακτύλου, από τη μια πλευρά στην άλλη. Η παρουσία νυχομύκωσης, ενός κιτρινίζοντος γκριζού χρώματος που προκαλείται από μύκητες μπορεί να δώσει χαμηλές τιμές κορεσμού. Η σκόνη μεταξύ νυχιού και δέρματος προκαλεί μια επιπλέον δυσκολία στην απόκτηση αξιόπιστων αποτελεσμάτων. Παρόλο που υπήρξε μια αναφορά παρουσίας ξεραμένου αίματος πάνω στο νύχι που έδωσε λανθασμένα ενδείξεις χαμηλού κορεσμού, άλλοι ερευνητές έχουν βρει ότι το ξεραμένο αίμα δεν επηρεάζει την ακρίβεια του οργάνου.

Ηλεκτρικές παρεμβολές

Ηλεκτρική παρεμβολή από μια ηλεκτροχειρουργική μονάδα μπορεί να αναγκάσει το οξύμετρο να δώσει ένα λανθασμένο παλμό (συνήθως μετρώντας περισσότερους παλμούς) ή να καταγράψει λανθασμένα μείωση στον κορεσμό του οξυγόνου. Αυτό το πρόβλημα μπορεί να είναι πιο έντονο σε ασθενείς με αδύναμα παλμικά σήματα. Το φαινόμενο είναι χρονοεξαρτώμενο και περιορίζεται στη διάρκεια του καυτηριασμού. Οι κατασκευαστές έχουν κάνει σημαντική πρόοδο στη μείωση της ευαισθησίας των οργάνων τους στις ηλεκτρικές παρεμβολές και κάποια μόνιτορ βγάζουν μια ειδοποίηση όταν παρατηρείται σημαντική τέτοια παρεμβολή. Τέτοια βήματα που αποσκοπούν στη μείωση αυτής της επίδρασης περιλαμβάνουν :

α) την τοποθέτηση του ηλεκτροχειρουργικού γειωτικού πιάτου όσο το δυνατόν πιο κοντά , και το οξύμετρο όσο το δυνατόν πιο μακριά, από το χειρουργικό πεδίο.

β) την οδήγηση του καλωδίου από τον αισθητήρα προς τη συσκευή σε δρόμο μακριά από τον ηλεκτροχειρουργικό μηχανισμό.

γ) τη διατήρηση τόσο του αισθητήρα όσο και της κονσόλας του οξύμετρου όσο πιο μακριά γίνεται από το χειρουργικό χώρο

δ) την αύξηση του συναγερμού υψηλού καρδιακού παλμού

και ε) λειτουργώντας τη μονάδα σε κατάσταση υψηλής απόκρισης

Και φυσικά, ο ηλεκτροχειρουργικός μηχανισμός και το παλμικό οξύμετρο δε θα πρέπει να συνδέονται στην ίδια παροχή ισχύος.

Επιδράσεις κίνησης

Η κίνηση του αισθητήρα σε σχέση με το δέρμα μπορεί να προκαλέσει μια επίδραση τέτοια που το παλμικό οξύμετρο να μη μπορεί να διακρίνει τους φυσιολογικούς αρτηριακούς σφυγμούς. Η κίνηση μπορεί να παράγει μια παρατάση στο χρόνο ανίχνευσης για την υποξαιμία χωρίς να δώσει προειδοποίηση. Η κίνηση δεν αποτελεί συνήθως πρόβλημα κατά τη γενική αναισθησία, αλλά αν ο ασθενής τρέμει, κινείται (όπως συμβαίνει κατά τη διαδικασία εισπνοής των μικρών παιδιών) ή μεταφέρεται, τότε μπορεί να αποβεί σημαντική.

Η ικανότητα ενός οξυμέτρου να αντιμετωπίσει τις επιδράσεις της κίνησης εξαρτάται από τη συσχέτιση με το ξεικίνημα της κίνησης και την αρχή της παρακολούθησης με το μόνιτορ. Αν η κίνηση προηγείται από το ξεικίνημα της παρακολούθησης, υπάρχει μεγαλύτερο ποσοστό μείωσης στην απόδοση. Οι επιδράσεις της κίνησης μπορούν να αναγνωρισθούν από λανθασμένες απεικονίσεις παλμών ή από παραμορφωμένες κυματομορφές. Το αυξημένο πλάτος παλμού αποτελεί μια ένδειξη για την κίνηση αλλά όχι απαραίτητα και λανθασμένων μετρήσεων κορεσμού. Οι επιδράσεις που οφείλονται στην κίνηση μπορούν να μειωθούν με την προσεκτική τοποθέτηση των αισθητήρων σε ένα διαφορετικό άκρο από αυτό που διεγείρεται. Τα probes του αυτιού, του μάγουλου και της μύτης μπορεί να είναι πιο εύχρηστα από αυτού του δακτύλου σε ατίθαστους ασθενείς, ή από ευέλικτα probes που κρατούνται με ταινία στη θέση. Οι πιο ευαίσθητες ομάδες σε τέτοιες επιδράσεις είναι τα νεογνά και τα μικρά παιδιά εξαιτίας των πολύ μικρών άκρων τους που έχουν σαν αποτέλεσμα να μην υπάρχει καλή επαφή.

Τα παλμικά οξυμέτρα ποικίλουν ως προς τη δυνατότητα τους να αναγνωρίζουν μετρήσεις που σχετίζονται με την κίνηση. Επιμηκύνοντας τη λειτουργία εξαγωγής μέσων όρων θα αυξήσει την πιθανότητα να ανιχνευθούν αρκιοί αληθινοί παλμοί έτσι ώστε να απορρίπτονται οι επιδράσεις της κίνησης. Κάποιοι κατασκευαστές χρησιμοποιούν την R-μορφή του ηλεκτροκαρδιογραφήματος του ασθενούς για να συγχρονίσουν την οπτική μέτρηση. Οι συσκευές με τεχνολογία εξαγωγής σήματος που χρησιμοποιούν με μαθηματικό τρόπο τα φωτεινά σήματα του οξυμέτρου για να μετρήσουν και να αφαιρέσουν τα τμήματα του θορύβου που σχετίζονται με την κίνηση θα έχουν πάντα μικρότερες επιδράσεις.

Υπεραιμία

Αν κάποιο μέρος είναι υπεραιμικό, τότε η ροή του τριχοειδούς και του φλεβικού αίματος γίνεται και αυτή μεταβαλλόμενη. Σε αυτήν την κατάσταση η απορρόφηση του φωτός από αυτές τις πηγές θα συμπεριλαμβάνεται στους υπολογισμούς του κορεσμού με αποτέλεσμα μείωση στην ακρίβεια του του κορεσμού οξυγόνου που μετριέται από τη συσκευή. Ένα οξυμέτρο που τοποθετείται κοντά στην περιοχή μετάγγισης του αίματος μπορεί να δείξει χρονικές μειώσεις στον κορεσμό οξυγόνου με τη γρήγορα έγχυση του αίματος

Αδυναμία στον εντοπισμό απουσίας κυκλοφορίας του αίματος

Ένα σήμα από το παλμικό οξύμετρο και μια φυσιολογική μέτρηση δε σημαίνουν απαραίτητα ότι υπάρχει επαρκής σιέδαση στους ιστούς. Μερικά μηχανήματα δείχνουν ένα παλμό παρά την ανεπαρκή σιέδαση στους ιστούς ή ακόμα και όταν δεν υπάρχει παλμός, καθώς το περιβάλλον φως μπορεί να παράγει ένα λανθασμένο σήμα.

Ασυμφωνίες στις ενδείξεις μεταξύ διαφορετικών monitor

Ασυμφωνία στις ενδείξεις ανάμεσα σε διαφορετικούς τύπους συσκευών στον ίδιο ασθενή την ίδια στιγμή δεν αποτελεί ασυνήθιστο φαινόμενο. Ένας από τους λόγους που συμβαίνει αυτό είναι διαφορές στον τρόπο βαθμονόμησης καθώς και στους διαφορετικούς χρόνους που χρειάζεται κάθε συσκευή για να ανιχνεύσει τον αποκορεσμό.

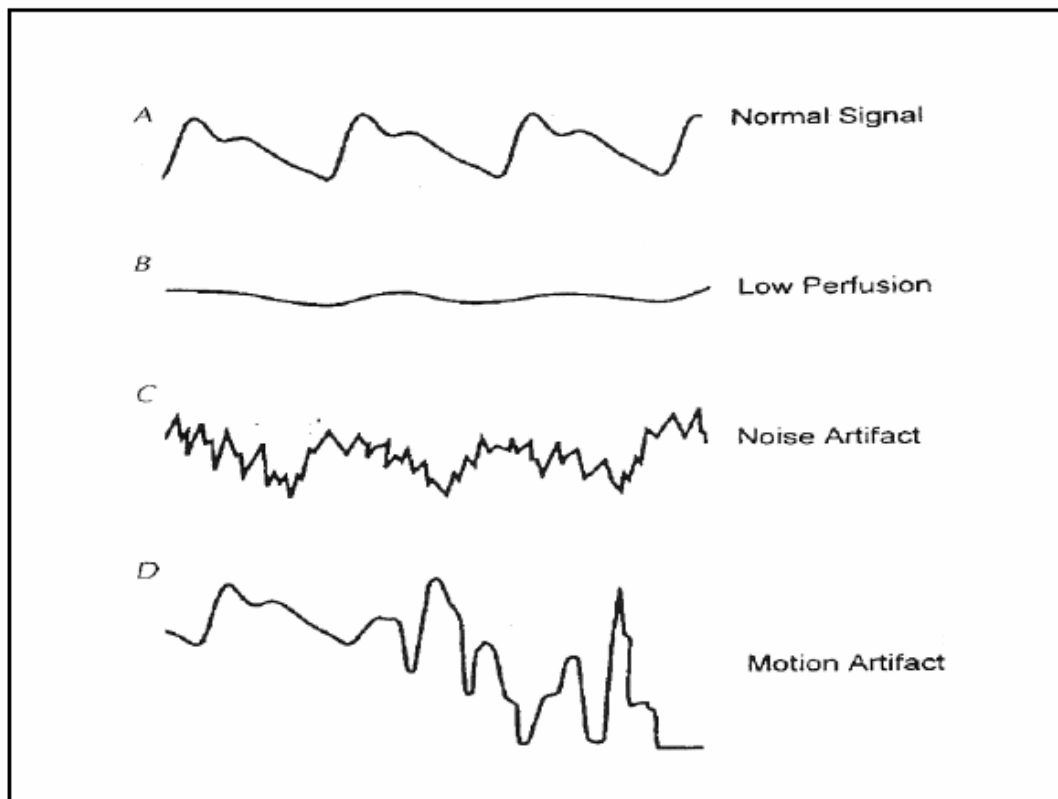
Αποτυχία στην ανίχνευση υποαερισμού

Ο υποαερισμός και η υπερκαρδία μπορεί να συμβούν χωρίς να υπάρξει μείωση στον κορεσμό οξυγόνου της αιμογλοβίνης, κυρίως αν ο ασθενής λαμβάνει συμπληρωματικό οξυγόνο. Δε θα πρέπει να δείχνεται εμπιστοσύνη στο οξύμετρο για να εκτιμήσει την επάρκεια του ανταλλαγής αέρα στους πνεύμονες ή για να ανιχνεύσει αποσυνδέσεις ή οισοφαγικές ανωμαλίες. Το καπνογράφημα είναι απαραίτητο για να ανιχνεύσει αυτές τις πολυπλοκότητες. Είναι πολύ σημαντικό να αντιληφθεί κανείς ότι ενώ το καπνογράφημα ανιχνεύει άλλου είδους προβλήματα., το παλμικό οξύμετρο ανιχνεύει τέτοια ατυχήματα όπως η υποξία, και πολύτιμος χρόνος μπορεί να χαθεί προτού ληφθούν τα σωστά μέτρα.

Άλλοι παράγοντες

Η πίεση στον αισθητήρα μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα ανακριβείς ενδείξεις κορεσμού χωρίς να επηρεάζεται ο προσδιορισμός του παλμού. Τέλος, η μέτρηση του κορεσμού όπως έχει ειπωθεί και νωρίτερα είναι λιγότερο ακριβής σε χαμηλές τιμές, και τιμές της τάξης του 70% είναι οι μικρότερες που έχουν μετρηθεί.

Στο παρακάτω σχήμα φαίνονται περιπτώσεις αλλοιωμένων σημάτων που οφείλονται σε κάποιους από αυτούς τους παράγοντες.



Σχήμα 2.10.1: Τυπικές εικόνες υγιών και αλλοιωμένων σημάτων [12]

2.10 Περιπτώσεις που συνίσταται η χρήση της παλμικής οξυμετρίας [13]

Παρακάτω δίνονται ορισμένες περιπτώσεις στις οποίες συνίσταται η χρήση της παλμικής οξυμετρίας

- 1) Σε ασθενείς που βρίσκονται υπό κίνδυνο υποξαιμίας
- 2) Η παλμική οξυμετρία αποτελεί τη βασική μέθοδο φροντίδας κατά την αναισθησία. Η χρήση της αυξάνει την ανίχνευση υποξαιμίας.
- 3) Η χρήση της είναι πολύ συχνή και μετά την αναισθησία, εξαιτίας της επίδρασης των αναισθητικών, των ηρεμιστικών και άλλων οπιοειδών φαρμάκων.
- 4) Σε ασθενείς, ενήλικες ή παιδιά, που απαιτούν κρίσιμη φροντίδα, ειδικότερα σε αυτούς που έχουν οριακή οξυγόνωση ή βρίσκονται σε κατάσταση νάρκωσης. Σε αυτή την περίπτωση βοηθά στη γρήγορη ανίχνευση υποξαιμίας.

5) Κατά τη διάρκεια επεμβατικών διαδικασιών όπως τοποθέτηση βρογχοσκοπίου, ενδοσκοπίου, καρδιακού καθετηριασμού κτλ, επειδή σε αυτές τις περιπτώσεις αυξάνει ο κίνδυνος υποξαιμίας εξαιτίας της διάρκειας της διαδικασίας, των φαρμάκων που χρησιμοποιούνται κτλ.

6) Κατά τη διάρκεια παρακολούθησης στο τμήμα επειγόντων, τόσο σε ενήλικες όσο και παιδιά, που αντιμετωπίζουν τον κίνδυνο προβλημάτων οξυγόνωσης. Η παλμική οξυμετρία μπορεί να ανιχνεύσει γρήγορα μείωση του κορεσμού, πριν είναι ακόμα κλινικά προφανές και έτσι βοηθά στη γρήγορη λήψη αποφάσεων.

7) Κατά τη διάρκεια αποσύνδεσης από τη μηχανική υποστήριξη αναπνοής και τη στοιχειομετρική ανάλυση οξυγόνου, για να αποφευχθούν τυχόν ανεπιθύμητα προβλήματα.

8) Σε ενήλικες και παιδιά που λαμβάνουν συμπληρώματα φαρμάκων για την αύξηση της πίεσης, αγγειοδιασταλτικά φάρμακα, φάρμακα για νάρκωση ή αναλγητικά, επειδή αυτά τα φάρμακα αυξάνουν τις αλλαγές στην οξυγόνωση και αυτές ανιχνεύονται γρηγορότερα από την παλμική οξυμετρία.

2.11 Γενική επισκόπηση της μεθόδου

Παρά τα προβλήματα και τους περιορισμούς, η παλμική οξυμετρία παραμένει η βασική μέθοδος φροντίδας σε όλες τις κλινικές περιπτώσεις και η χρήση της για όλους τους ασθενείς υπό αναισθησία θα πρέπει να είναι υποχρεωτική. Όπως συμβαίνει με κάθε συσκευή παρακολούθησης, κάποιος θα πρέπει να είναι εξοικειωμένος με τα χαρακτηριστικά απόδοσης, τα πλεονεκτήματα και τους περιορισμούς.

Η απάντηση στο σημαντικό ερώτημα αν η μέθοδος που εξετάσαμε μπορεί να βοηθήσει έτσι ώστε να αποφευχθούν επιπλοκές είναι ότι, σίγουρα και μπορεί, καθώς η γρήγορη προειδοποίηση για υποξικά συμβάντα βοηθά τους αρμόδιους γιατρούς να αναλάβουν θεραπευτική δράση αργιτά γρήγορα, πριν υπάρξει μη αναστρέψιμη βλάβη σε κάποιο όργανο.

Η παλμική οξυμετρία μάλιστα έχει αποδειχθεί ότι έχει συμβάλλει και πρακτικά στη σωτηρία ανθρώπινων ζώων. Μια πρόσφατη ανάλυση κατέληξε στο συμπέρασμα ότι η συχνότητα σημαντικών κλινικών συμβάντων εξαιτίας ατυχημάτων στον αέρα μειώθηκε πολύ στη δεκαετία του 80 με την εισαγωγή της μεθόδου αυτής. Αυτό οδήγησε την οργάνωση ASA Standards for Basic

Monitoring κατά την αναισθησία να υιοθετήσουν την παλμική οξυμετρία ως μέθοδο, από την 1^η Ιανουαρίου του 1990.

Μια πολυκεντρική έρευνα που έγινε στη Δανία πάντως με τη συμμετοχή 20.000 ασθενών , απέτυχε να αποδείξει μείωση της θνησιμότητας με τη χρήση της παλμική οξυμετρίας, παρά το γεγονός ότι μειώθηκε αρκετά η συχνότητα ισχαιμικών ατυχημάτων. Όπως και να χει πάντως, η μέθοδος έχει γίνει πολύ σημαντική στην ιατρική παρακολούθηση και πλέον λίγοι αμφισβητούν την παγκόσμια χρησιμότητά της.

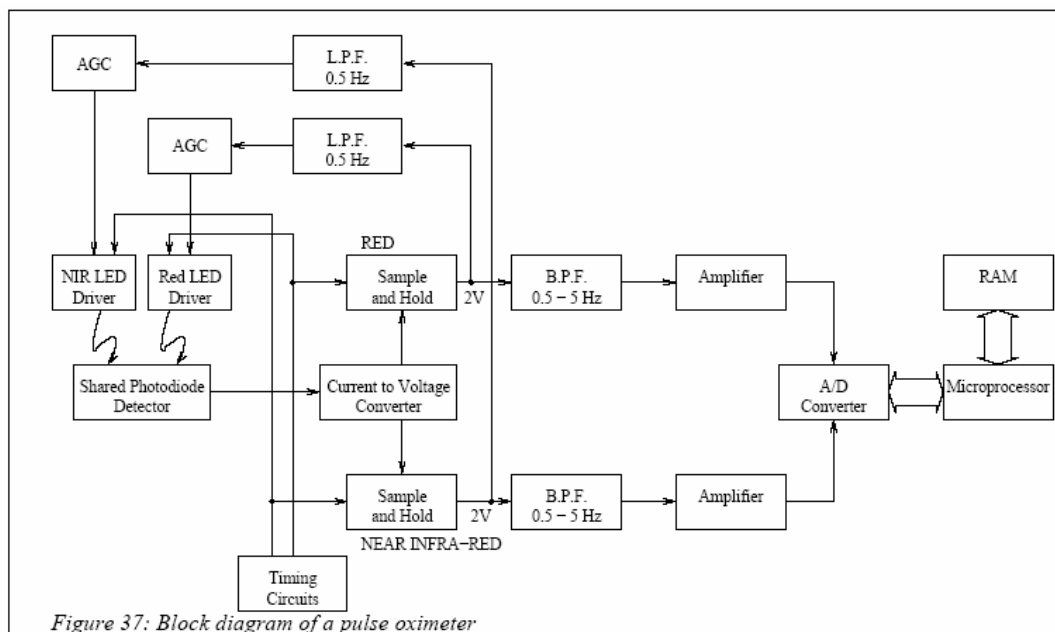
Κλείνουμε με την παράθεση ενός αποσπάσματος ενός κύριου άρθρου του περιοδικού Αναισθησιολογία .. “καθώς ο αναισθησιολόγος με «δεμένα μάτια» προχωρά χωρίς να ξέρει προς το «γκρεμό» της υποξίας- είτε είναι εξαιτίας αποτυχίας του εξοπλισμού, κακού εξαερισμού, ή μη κανονικής πνευμονικής εκτροπής- το προστατευτικό χέρι του φρουρού που λέγεται παλμική οξυμετρία τον γλυτώνει από το να πέσει στο κενό” .

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 : Σχεδιασμός οργάνων παλμικής οξυμετρίας

Στο κεφάλαιο αυτό εξετάζονται αναλυτικά τα μέρη από τα οποία αποτελείται ένα τυπικό παλμικό οξύμετρο. Στην αρχή δίνεται το μπλοκ διάγραμμα της συσκευής και ακολουθεί η ανάλυση των επιμέρους τμημάτων.

3.1 Μπλοκ Διάγραμμα [14]

Στο σχήμα που ακολουθεί φαίνεται ένα μπλοκ διάγραμμα του κυλώματος ενός οργάνου οξυμετρίας. Τα κύρια μέρη αυτού του διαγράμματος περιγράφονται εν συνεχεία.



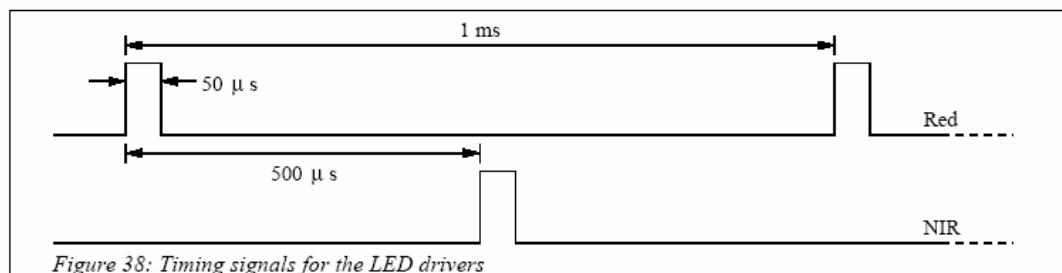
Σχήμα 3.1.1: Μπλοκ διάγραμμα παλμικού οξύμετρου

Για να κατασκευασθούν probes για το αυτί ή το δάκτυλο που να είναι μικρά και να μπορούν να δουλεύουν ανεμπόδιστα, χρειαζόμαστε πολύ μικρές πηγές φωτός και μικρούς ανιχνευτές. Δίοδοι εκπομπής φωτός (τα γνωστά LEDs-Light Emitting Diodes) τα οποία λειτουργούν στην περιοχή του ερυθρού και εγγύς υπερόθρου είναι τα πιο συνηθισμένα άμεσα διαθέσιμα. Παρόλα αυτά, η μέση ισχύς που μπορεί να αποκτηθεί από τα συνηθισμένα LEDs είναι περιορισμένη και ένας πολύ ευαίσθητος ανιχνευτής(όπως π.χ. ένας

φωτοπολλαπλασιαστικός σωλήνας) θα ήταν απαραίτητος για την ανίχνευση μικρών ποσοτήτων φωτός που μεταδίδονται μέσα από το δάκτυλο.

Το πρόβλημα αυτό μπορεί να ξεπεραστεί χρησιμοποιώντας ειδικού σκοπού LEDs τα οποία έχουν αναπτυχθεί : πλέον κατασκευάζονται ερυθρά LEDs με εσωτερικό σύστημα φακών που δίνει υψηλή ένταση εξόδου. Ομοίως, NIR (Near Infra Red) LEDs υψηλού ρεύματος σχεδιάζονται για να δέχονται παλμό έτσι ώστε η μέγιστη ισχύς που είναι διαθέσιμη από αυτά να μπορεί να αυξηθεί χωρίς να αυξηθεί η μέση ισχύς. Αυτό καθιστά δυνατή την ανίχνευση του φωτός που διέρχεται από το δάκτυλο με ένα απλό, συμπαγή και σταθερό φωτοανιχνευτή όπως είναι μία φωτοδίοδος.

Αν στείλουμε παλμό και στις δύο πηγές, μπορούμε τότε να χρησιμοποιήσουμε ένα μόνο φωτοανιχνευτή στο probe του δακτύλου, καθώς οι διατάξεις πυριτίου ανταποκρίνονται στο φως που έχει ορατά και NIR μήκη κύματος. Θα μπορούσαμε για παράδειγμα να χρησιμοποιήσουμε κυκλώματα χρονισμού που να παρέχουν ως πούμε παλμούς περιόδου 50 μs στο ερυθρό και στο NIR LED, με μια συχνότητα επανάληψης της τάξης του 1 kHz, όπως φαίνεται στο σχήμα 3.1.2 (συχνότητα 1kHz είναι κατάλληλη γιατί μια τέτοια συχνότητα είναι επαρκώς πάνω από τη μέγιστη συχνότητα που παρατηρείται στον αρτηριακό παλμό και δεν είναι ποτέ πάνω από ορισμένα Hz).



Σχήμα 3.1.2 : Σήματα χρονισμού για τα LED

Με αυτόν τον τρόπο λειτουργίας, φως εξόδου υψηλής έντασης μπορεί να αποκτηθεί από τα NIR LEDs με ρεύματα έως και 1A στη διάρκεια ενός μικρού duty cycle. Το μεταδιδόμενο φως που ανιχνεύεται από τη φωτοδίοδο ενισχύεται και μετατρέπεται σε μία τάση χρησιμοποιώντας έναν τελεστικό ενισχυτή που έχει ρυθμιστεί ως μετατροπέας ρεύματος σε τάση. Σε αυτό το σημείο στο κύκλωμα το σήμα τροφοδοτείται σε δύο όμοια τμήματα, ένα για καθένα από τα μεταδιδόμενα μήκη κύματος.

Από τη στιγμή που ασκείται ο παλμός στο φως, πρέπει να χρησιμοποιήσουμε ένα κύκλωμα δειγματοληψίας και συγκράτησης για να αναπαράγουμε τις κυματομορφές σε καθένα από τα δύο μήκη κύματος. Τα ίδια κυκλώματα χρονισμού που χρησιμοποιήθηκαν για τον έλεγχο των LEDs

χρησιμοποιούνται και για την παροχή των παλμών για τα κυκλώματα αυτά. Η έξοδος τους στη συνέχεια φιλτράρεται από ένα ζωνοπερατό φίλτρο (με συχνότητες αποκοπής 0.5Hz και 5Hz) με σκοπό να αφαιρεθεί πρωταρχικώς η dc συνιστώσα αλλά επίσης και ο υψηλής συχνότητας θόρυβος. Τα σήματα που προκύπτουν λοιπόν αντιπροσωπεύουν την καρδιοσυγχρονιζόμενη πληροφορία στις κυματομορφές και αυτά εν συνεχεία ενισχύονται κι άλλο προτού μετατραπούν σε ψηφιακή μορφή για περαιτέρω ανάλυση από μικροεπεξεργαστή.

Μπορεί να φανεί από το μπλοκ διάγραμμα ότι η έξοδος από κάθε κύκλωμα sample and hold περνάει επίσης και από ένα χαμηλοπερατό φίλτρο. Αυτό είναι το πρώτο στάδιο ενός κυκλώματος αυτομάτου ελέγχου κέρδους(automatic gain control-AGC)το οποίο προσαρμόζει την ένταση του φωτός από το ανταποκρινόμενο LED έτσι ώστε το dc μέρος να παραμένει πάντα στην ίδια τιμή (ας πούμε 2V) ανεξάρτητα από το πάχος ή τα άλλα δερματικά χαρακτηριστικά του δακτύλου του ασθενούς.

Υπάρχουν δύο ισοδύναμα σημαντικοί λόγοι που οδηγούν στη χρήση ενός κυκλώματος AGC : αρχικά, σημαίνει επίσης ότι το πλάτος του ac σήματος (το οποίο μπορεί να ποικίλει από 0.1% μέχρι και 2% του συνολικού σήματος) είναι επίσης εντός ενός προκαθορισμένου εύρους και αυτό καθιστά το ενισχυτή που ακολουθεί το ζωνοπερατό φίλτρο πιο εύκολο στη σχεδίαση. Εν συνεχεία, το dc τμήμα του μεταδιδόμενου ερυθρού και NIR σήματος μπορεί να τεθεί στην ίδια τιμή (2V) σε κάθε περίπτωση. **Έτσι μπορεί να εξαλειφτεί από τη φόρμουλα που θα χρησιμοποιήσει ο μικροεπεξεργαστής για να υπολογίσει τον κορεσμό του οξυγόνου.** Ένας νέος δείκτης,

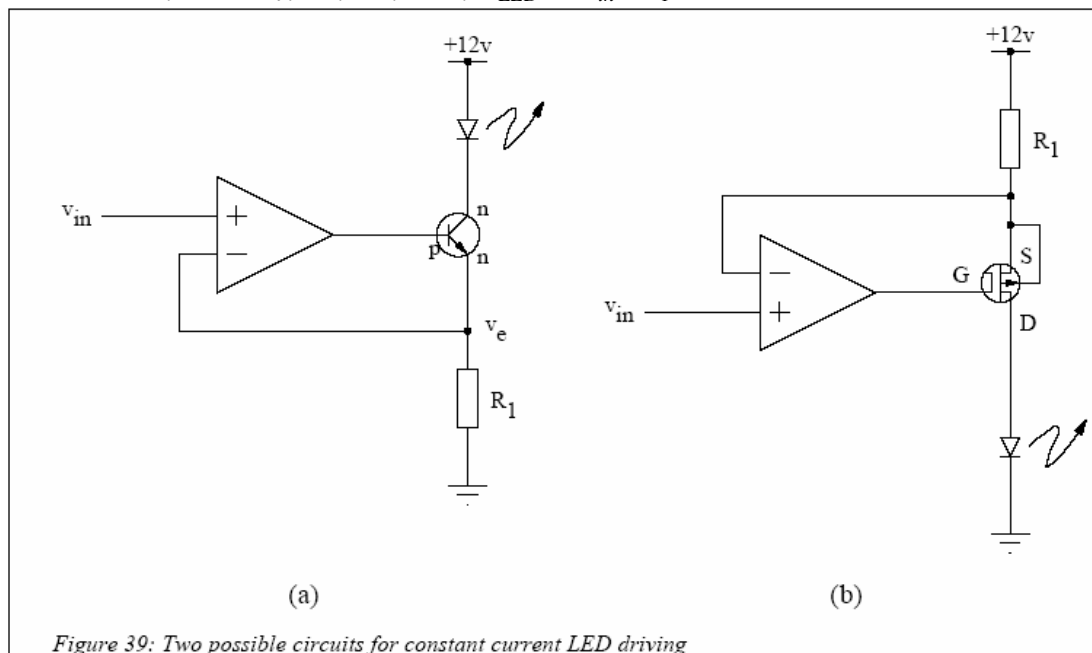
$R' = \log(I_{ac})_{\lambda_1} / \log(I_{ac})_{\lambda_2}$ μπορεί να οριστεί. Στην πράξη, δεν είναι καν απαραίτητο να μετρούν τα πλάτη των ac σημάτων των δύο μηκών κύματος στα λογαριθμικά ισοδύναμά τους : αντί αυτού, ένας πίνακας μπορεί να φορτωθεί στη μνήμη και αυτός να περιέχει τιμές κορεσμού οξυγόνου που να ανταποκρίνονται σε κάθε τιμή του υπολογιζόμενου λόγου.

Στη συνέχεια θα εξετάσουμε με τη σειρά καθένα από τα μέρη του μπλοκ διαγράμματος.

3.2 Σταθερή πηγή ρεύματος για την οδήγηση των LEDs

Ένα απλό πιθανό κύκλωμα για την επίτευξη αυτού του σκοπού φαίνεται στο σχήμα 3.2.1 στο οποίο ένας τελεστικός ενισχυτής συνδυάζεται με ένα διπολικό τρανζίστορ. Σε αυτό το κύκλωμα, η αρνητική ανάδραση λειτουργεί έτσι ώστε να ισχύει : $v_e = v_{in}$. Συνεπώς, $I_e = V_{in} / R_1$. Επειδή το ρεύμα του συλλέκτη είναι

περίπου ίσο με το ρεύμα του εκπομπού, το ρεύμα του LED θα δίνεται και αυτό από την ίδια σχέση, δηλαδή $I_{LED} = V_{in} / R_1$.

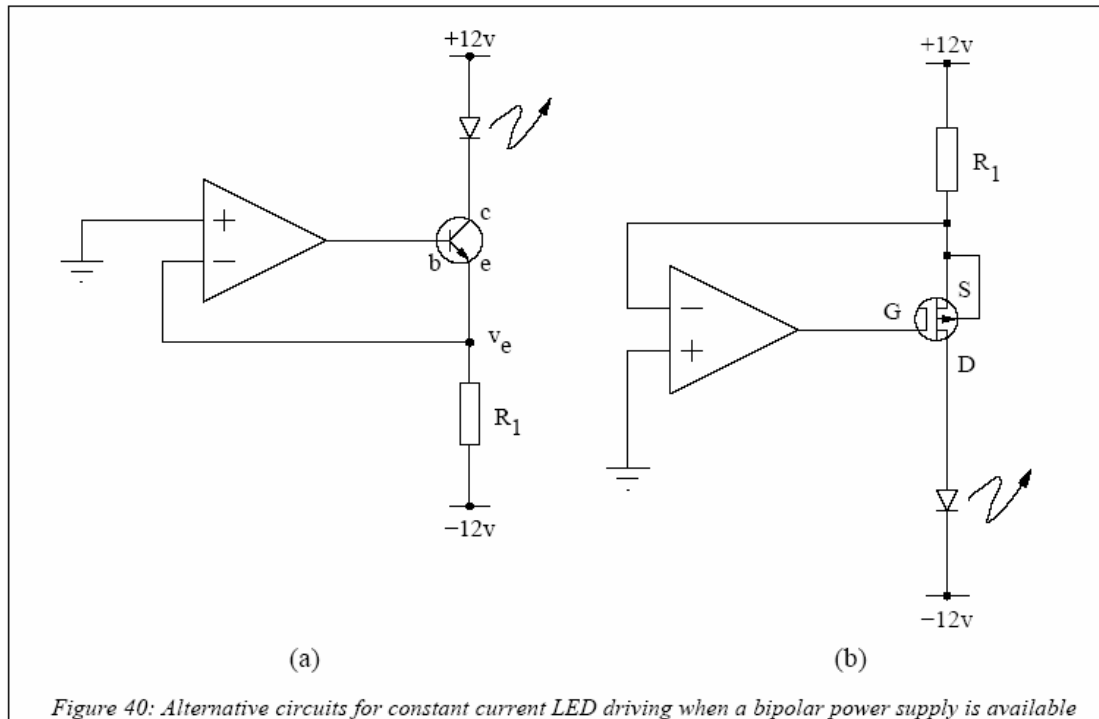


Σχήμα 3.2.1: Δύο πιθανά κυκλώματα για τη δημιουργία σταθερού ρεύματος οδήγησης στα LEDs

Παρόλα αυτά, η παραπάνω πηγή ρεύματος του σχήματος α) είναι ελαφρώς ατελής γιατί το μικρό ρεύμα βάσης μπορεί να ποικίλει με την τάση τροφοδοσίας. Αυτό συμβαίνει γιατί ο τελεστικός ενισχυτής ισορροπεί το ρεύμα εκπομπού, ενώ το φορτίο βλέπει το ρεύμα του συλλέκτη.

Χρησιμοποιώντας ένα FET αντί ενός διπολικού τρανζίστορ, το πρόβλημα αυτό μπορεί να αποφευχθεί, σύμφωνα με τη σχεδίαση του σχήματος β). Αφού το FET δεν τραβάει καθόλου ρεύμα πύλης, η έξοδος δειγματοληπτείται στην αντίσταση πηγής χωρίς καθόλου σφάλμα, εξαλείφοντας με αυτόν τον τρόπο που σφάλμα που προκύπτει από το ρεύμα βάσης όταν χρησιμοποιείται ένα διπολικό τρανζίστορ. Οποιοσδήποτε διαφοροποιήσεις από την ιδανική συμπεριφορά οφείλονται σε μη γραμμικότητες στην αντίσταση δειγματοληψίας του ρεύματος ή σε λάθη στο κύκλωμα εισόδου του τελεστικού ενισχυτή, όπως είναι πιθανά offsets και μετατοπίσεις. Σημειώνεται πάντως ότι το ρεύμα φορτίου περιορίζεται από το ρεύμα $I_{ds(on)}$ του MOSFET.

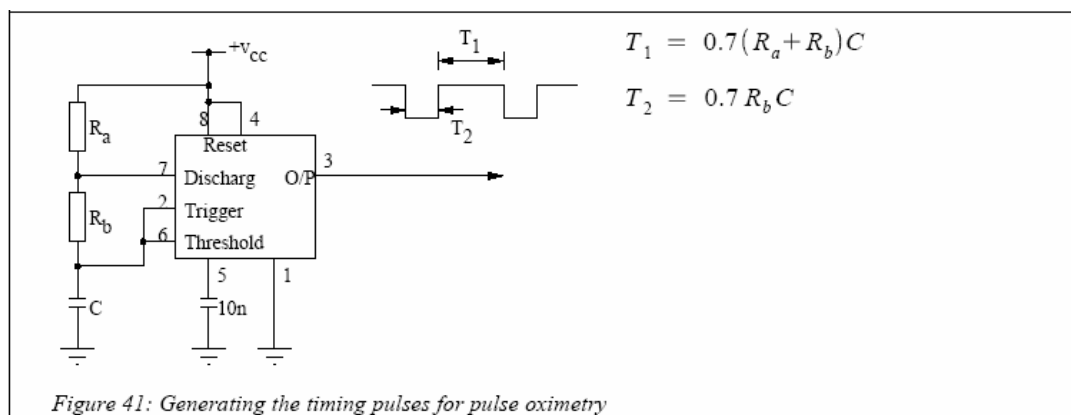
Εάν είναι διαθέσιμη μια διπλή τροφοδοσία, τα κυκλώματα του παραπάνω σχήματος μπορούν να απλοποιηθούν περαιτέρω αν παρακαμφθεί η v_{in} και αν συνδεθεί ο μη αναστρέφων ακροδέκτης του τελεστικού ενισχυτή στη γη όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα, όπου και στις δυο περιπτώσεις το ρεύμα στο LED δίνεται από τη σχέση $I_{LED} = 12V / R_1$



Σχήμα 3.2.2 : Εναλλακτικά κυκλώματα για τη δημιουργία σταθερού ρεύματος στα LEDs όταν είναι διαθέσιμη διπλή τροφοδοσία

3.3 Κύκλωμα χρονισμού

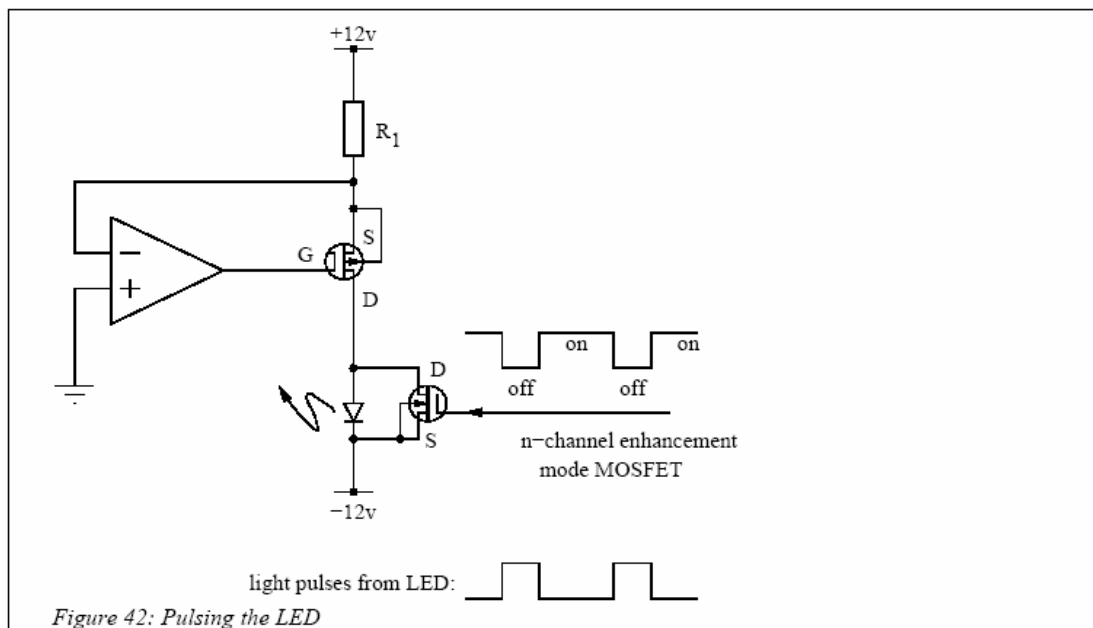
Σε αυτή την εφαρμογή, η ακρίβεια του χρονισμού δεν είναι κεφαλαιώδους σημασίας, έτσι λοιπόν το κύκλωμα χρονισμού μπορεί να κατασκευασθεί με βάση το ολοκληρωμένο κύκλωμα 555. Από τα φύλλα δεδομένων αυτού του ολοκληρωμένου, μπορεί εύκολα να προκύψει ότι το κύκλωμα που ακολουθεί, προσαρμοζόμενο με τις ακόλουθες τιμές στοιχείων $C=22\text{nF}$, $R_a=56\text{k}\Omega$ και $R_b=3.3\text{k}\Omega$, μπορεί να δώσει ένα παλμό 50μsec περίπου κάθε millisecond, όπως είχε απαιτηθεί αρχικά.



Σχήμα 3.3.1 : Κύκλωμα χρονισμού με το ολοκληρωμένο 555

3.4 Εξαγωγή του παλμού φωτός από τα LEDs

Ο παλμός εξόδου από το LED μπορεί να εξαχθεί συνδέοντας ένα MOSFET τύπου n κατά μήκος αυτού όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα. Οι παλμοί από την έξοδο του κυκλώματος χρονισμού εισέρχονται στην πύλη του τρανζίστορ. Το FET πρέπει να είναι τύπου n έτσι ώστε να είναι τίθεται πλήρως στις καταστάσεις on και off ανάλογα με τους παλμούς της πύλης. Το παραπάνω MOSFET μπορεί να αντέξει το ρεύμα που οδηγείται μέσα από το LED.



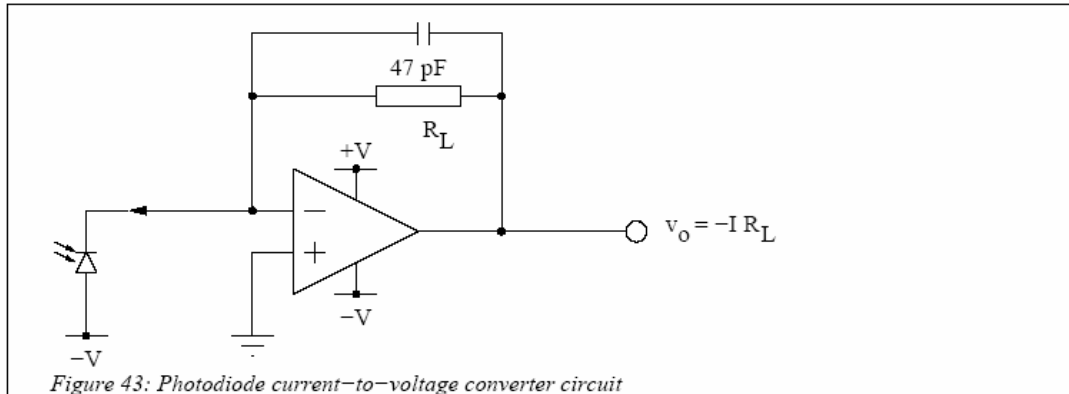
Σχήμα 3.4.1: Κύκλωμα δημιουργίας παλμών πάνω στο LED

3.5 Κύκλωμα δέκτη

Ο απλούστερος συμπαγής οπτοανιχνευτής είναι μια φωτοδιόδος. Οι φωτοδιόδοι ανιχνευτές δουλεύουν συνήθως με ανάστροφη πόλωση εφαρμοζόμενη στη σύνδεση p-n (φωτοαγώγιμη λειτουργία). Όταν το φως πέφτει στην περιοχή της σύνδεσης της φωτοδιόδου, ένα ζευγάρι ηλεκτρονίου – οπής δημιουργείται. Υπό την επίδραση του πεδίου της ένωσης, η οπή κινείται προς το p-κομμάτι και το ηλεκτρόνιο προς το n. Το προκύπτον φωτόρρευμα μπορεί να φανεί σα μια μεγάλη αύξηση στο ανάστροφο ρεύμα.

Για λόγους ενίσχυσης σήματος, το φωτόρρευμα πρέπει να μετατραπεί σε μια τάση με ελεγχόμενη αντίσταση εξόδου. Αυτό επιτυγχάνεται με το κύκλωμα του σχήματος, με τον ενισχυτή να έχει ρυθμιστεί ως μετατροπέας ρεύματος σε τάση. Εξαιτίας της μεγάλης αντίστασης σύνδεσης της ανάστροφα πολωμένης

φωτοδιόδου, ο τελεστικός ενισχυτής θα πρέπει να είναι τύπου FET με πολύ υψηλή αντίσταση εξόδου. Καθώς η αρνητική είσοδος του τ.ε. δρα ως κατουσίαν γη, η τάση εξόδου του κυκλώματος είναι $v_o = -IR_L$. Μια πολύ μεγάλη αντίσταση ανατροφοδότησης μπορεί να χρησιμοποιηθεί, που να τιμάται σε μερικές δεκάδες ΜΩ όπως συμβαίνει τυπικά στην πράξη.



Σχήμα 3.5.1: Κύκλωμα δέκτη

3.6 Κύκλωμα δειγματοληψίας και συγκράτησης (sample and hold circuit)

Στη λειτουργία δειγματοληψίας, η έξοδος ενός ιδανικού sample and hold κυκλώματος είναι ίση με το σήμα εισόδου στη συγκεκριμένη χρονική στιγμή. Όταν αλλάζει στη λειτουργία συγκράτησης, η έξοδος πρέπει να παραμένει σταθερή στην τιμή του σήματος εισόδου που υπήρχε τη στιγμή της αλλαγής. Ένα απλό τέτοιο κύκλωμα φαίνεται στο σχήμα 3.6.1.

Το κύκλωμα αυτό χρησιμοποιεί ένα FET διακόπτη ο οποίος περνάει το σήμα κατά τη διάρκεια της περιόδου δειγματοληψίας το αποκόπτει κατά τη διάρκεια της περιόδου συγκράτησης. Οτιδήποτε σήμα ήταν παρόν τη στιγμή που το FET ήταν εκτός λειτουργίας συγκρατείται μετά στον πυκνωτή C. Η επιλογή της τιμής του πυκνωτή είναι ένας συνδυασμός μεταξύ δύο αντικρουόμενων απαιτήσεων :

Τα ρεύματα διαρροής στο FET και στον τελεστικό αναγκάζουν την τάση του πυκνωτή να πέφτει κατά τη διάρκεια της περιόδου συγκράτησης με βάση τη σχέση

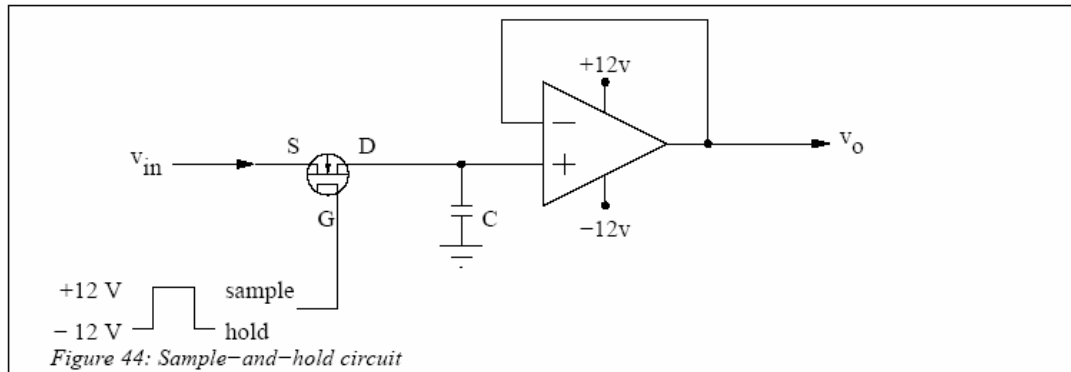
$$\frac{dV}{dt} = \frac{I_l}{C}$$

όπου το I_l είναι το ρεύμα διαρροής. Έτσι ο C πρέπει να είναι αρκετά μεγάλος ώστε να ελαχιστοποιεί αυτή την πτώση.

Η αντίσταση του FET όταν αυτό είναι σε λειτουργία (τυπικά δεκάδες Ω) δημιουργεί ένα χαμηλοπερατό φίλτρο σε συνδυασμό με τον πυκνωτή και έτσι ο

C πρέπει να είναι μικρός για να ακολουθούν με ακρίβεια υψηλής ταχύτητας σήματα.

Έτοιμα κυκλώματα sample and hold είναι διαθέσιμα ως ολοκληρωμένα κυκλώματα που απλά απαιτούν τη σύνδεση ενός εξωτερικού πυκνωτή συγκράτησης.



Σχήμα 3.6.1: Κύκλωμα δειγματοληψίας και συγκράτησης

3.7 Κύκλωμα αυτόματου ελέγχου κέρδους

Η έξοδος από το κύκλωμα sample and hold, όπως δείχνεται στη γενική περιγραφή του μπλοκ διαγράμματος, τροφοδοτείται σε ένα ζωνοπερατό φίλτρο που εξάγει το παλλόμενο σήμα πριν την περαιτέρω ενίσχυση και ανάλυση αυτού. Η ίδια έξοδος επίσης πηγαίνει σε ένα χαμηλοπερατό φίλτρο με συχνότητα αποκοπής ως πούμε 0.1Hz που αφαιρεί τη dc τιμή του μεταδιδόμενου σήματος. Εν συνεχεία υπάρχουν αρκετοί τρόποι για να γίνει η λειτουργία AGC. Ένας από τους πιο απλούς τρόπους είναι να τροφοδοτηθεί το dc σήμα στη μια είσοδο ενός διαφορικού ενισχυτή του οποίου ή άλλη είσοδος είναι μια σταθερή τάση αναφοράς (από μια διόδο zener για παράδειγμα). Η διαφορά των δύο τάσεων μετά χρησιμοποιείται για να παράγει την τάση v_{in} που χρησιμοποιείται για να θέσει την τιμή του ρεύματος του LED.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο : Υλοποίηση Οξυμέτρου στην πράξη

Στο προηγούμενο κεφάλαιο εξετάστηκε αναλυτικά το μπλοκ διάγραμμα και τα επιμέρους τμήματα ενός τυπικού παλμικού οξυμέτρου. Στο παρόν κεφάλαιο θα γίνει αναφορά στο παλμικό οξυμέτρο που κατασκευάστηκε στα πλαίσια αυτής της εργασίας, θα εντοπιστούν και θα εξηγηθούν οι διαφορές και οι αλλαγές που παρατηρούνται σε σχέση με το ήδη εξετασθέν, ενώ ταυτόχρονα θα αναφέρονται και τα εξαρτήματα που χρησιμοποιήθηκαν. Στο σημείο αυτό θα πρέπει να σημειωθεί ότι το σύστημα έχει υλοποιηθεί μέχρι το στάδιο της λήψης των δύο εναλλασσόμενων καρδιοσυγχρονιζόμενων σημάτων και της εμφάνισης αυτών σε αναλογική μορφή στον παλμογράφο.

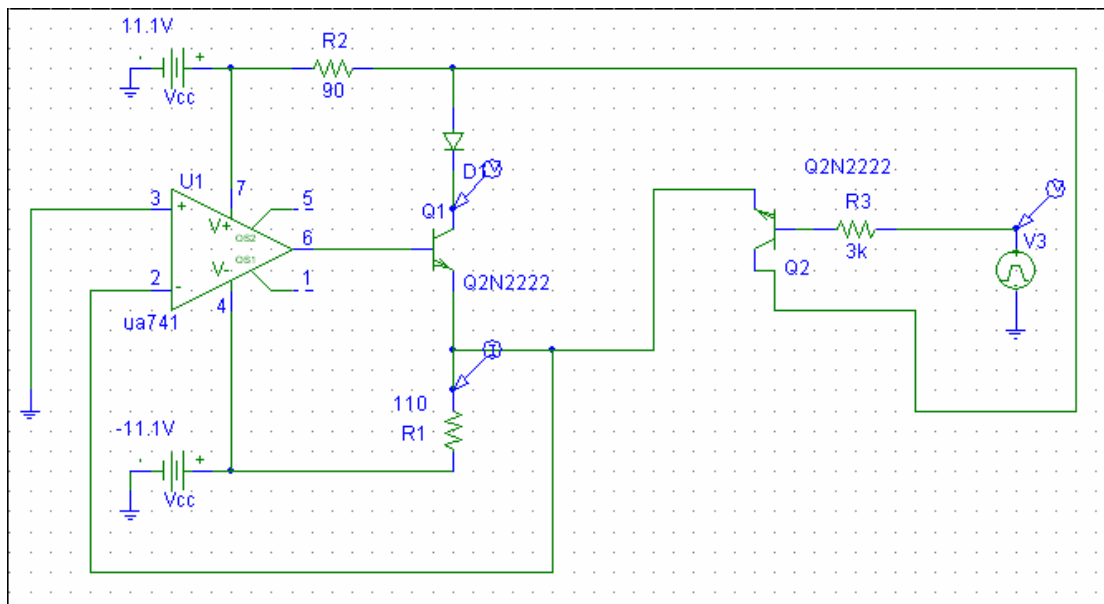
4.1 Κύκλωμα χρονισμού

Για τις ανάγκες χρονισμού των κυκλωμάτων του συστήματος, απαιτούνται 4 πηγές παλμών. Δύο από αυτές τροφοδοτούν τις εισόδους των πηγών ρεύματος που οδηγούν τους εμπομπούς φωτός, **στέλνοντας σε αυτές παλμούς περιόδου 2msec με 100μsec OFF και 1900μsec ON (με διαφορά φάσης 1000μsec)**, και άλλες δύο οι οποίες τροφοδοτούν με ίδιας συχνότητας παλμούς και αντίστροφους χρόνους ON και OFF τα ολοκληρωμένα κυκλώματα που χρησιμοποιούνται για τη διαδικασία δειγματοληψίας και συγκράτησης. Η λήψη των παλμών αυτών γίνεται με τη βοήθεια ενός **microcontroller της Atmel (συγκεκριμένα τον Atmega32)** ο οποίος προγραμματίζεται με ένα μικρό πρόγραμμα σε C(βλ Παράρτημα Α) να βγάζει σε τέσσερις από τις εξόδους του τις απαιτούμενες παλμοσειρές. Η διαδικασία αυτή προτιμήθηκε λόγω της μεγαλύτερης ευστάθειας που παρουσιάζει από τη χρήση παλμογεννητριών με το ολοκληρωμένο 555, καθώς ο συνδυασμός περισσότερων του ενός τέτοιων ολοκληρωμένων προκειμένου οι παλμοί να παρουσιάζουν την απαιτούμενη διαφορά φάσης που αναφέρεται παραπάνω είναι πολύ δύσκολος στην πράξη, και λόγω της μικρής διάρκειας του χρονισμού μπορεί να οδηγήσει σε λανθασμένη λειτουργία.

Στο σημείο αυτό σημειώνεται ότι οι παλμοί είναι τόσο μικρής διάρκειας (στην ουσία γίνεται δειγματοληψία του φωτός) έτσι ώστε πρώτον να μπορεί να διαχωριστεί η εμπομπή για καθένα από αυτά(που δε θα ήταν δυνατή στην περίπτωση συνεχούς εμπομπής) και δεύτερον για να εξαχθεί μεγάλη ένταση φωτός από τα LEDs με μικρή διάρκεια παλμών.

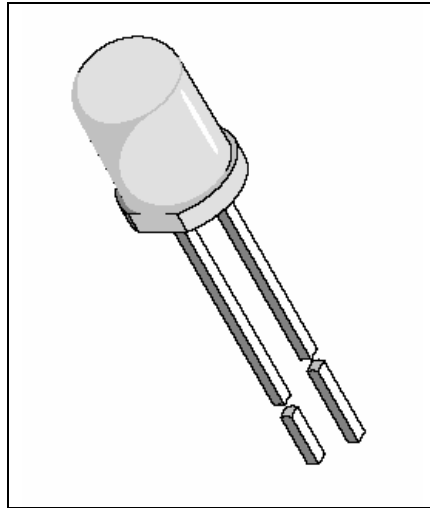
4.2 Πηγές ρεύματος για την οδήγηση των LEDs και εξαγωγή των παλμών φωτός από αυτά

Για την κατασκευή των πηγών ρεύματος που χρησιμοποιούνται για την οδήγηση των LEDs, αντί των MOSFET τρανζίστορ που προτάθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο, χρησιμοποιήθηκαν διακοπτικά **BJTs** τύπου **2N2222**. Επειδή οι παλμοί που φτάνουν στα τρανζίστορ θα πρέπει να είναι στην ανεστραμμένη τους μορφή πάνω στα LEDs, έχει υλοποιηθεί συνδεσμολογία BJT ως αντιστροφέα[15]. Το κύκλωμα της πηγής οδήγησης του LED φαίνεται στο ακόλουθο σχήμα :



Σχήμα 4.2.1: Πηγή οδήγησης του LED και κύκλωμα δημιουργίας παλμών σε αυτό

Στο παραπάνω σχηματικό διάγραμμα η διόδος που εικονίζεται αντιπροσωπεύει έναν από τους δύο εκπομπούς που χρησιμοποιήθηκαν στην πράξη, και συγκεκριμένα είναι του τύπου **TSAL6100** της Vishay Semiconductors(βλ. παρακάτω σχήμα 4.2.1). Ο ενισχυτής που χρησιμοποιείται για τη δημιουργία της πηγής ρεύματος είναι ένας απλός LM741, ενώ το σύμβολο της παλμοσειράς στη βάση του Q2 είναι ουσιαστικά ο παλμός που έρχεται από την έξοδο του μικροελεγκτή.



Σχήμα 4.2.1: LED εκπομπής

Το παραπάνω κύκλωμα πράγματι συντελεί στην αντιστροφή των παλμών εισόδου πάνω στα άκρα της διόδου και αυτό μπορούμε να το δούμε ως εξής : Για όσο χρόνο στη βάση του Q2 υπάρχει το θετικό μέρος του παλμού, η τάση Βάσης – Εκπομπού του Q2 είναι αρνητική επειδή ο εκπομπός του τρανζίστορ συνδέεται στην κατ'ουσία γη του ενισχυτή, άρα το Q2 δεν άγει και επομένως η τάση στα άκρα του εκπομπού είναι μηδέν. Όσο ο παλμός είναι OFF, η διόδος φωτοβολεί αναπτύσσοντας τάση στα άκρα της περίπου 1.3V για το υπέρυθρο LED και 0.7V για το ερυθρό.

Ένας από τους βασικούς στόχους στην υλοποίηση της πηγής ρεύματος ήταν το ρεύμα που ρέει κατά μήκος της διόδου να είναι σταθερό και μάλιστα της τάξης των 100mA. Ο λόγος που επιλέχθηκε αυτή η τιμή ρεύματος είναι ότι, ανατρέχοντας στα Data Sheets των εκπομπών, η εκπομπή στα ζητούμενα μήκη κύματος φωτός των 660nm και 940nm για το ερυθρό και υπέρυθρο αντίστοιχα, παρουσιάζεται όταν το ρεύμα που ρέει στη διόδο είναι 100mA. Με βάση λοιπόν την τιμή αυτή του ρεύματος εκπομπού του Q1 έγινε και η επιλογή των αντιστάσεων. Συγκεκριμένα :

Το ρεύμα στον εκπομπό δίνεται από τη σχέση V_{cc}/R_1 άρα με τροφοδοσία 11V περίπου θα έχουμε :

$$I_{E_1} = \frac{11V}{R_1} \Rightarrow R_1 = \frac{11V}{0,100A} = 110\Omega$$

Πάνω στα άκρα της διόδου-εκπομπού θέλουμε να ισχύουν οι παρακάτω σχέσεις, οι οποίες βασίζονται στις προδιαγραφές που δίνονται από τα data sheets και οι οποίες εξασφαλίζουν τη λειτουργία του στοιχείου στη χειρίστη περίπτωση :

$$\left. \begin{array}{l} V_{D_1} - V_{D_2} = 2V \\ 0.7V \leq V_{D_2} \leq 1V \end{array} \right\} \Rightarrow \begin{array}{l} V_{D_2} = V_{D_1} - 2V \\ 0.7V \leq V_{D_1} - 2 \leq 1V \Rightarrow 2.7V \leq V_{D_1} \leq 3V \end{array}$$

Για το ρεύμα του συλλέκτη έχουμε :

$$I_{C_1} = \frac{V_{cc} - V_{D_1}}{R_2} \Rightarrow V_{D_1} = V_{cc} - I_{C_1} R_2 \quad \text{άρα από τις δύο αυτές σχέσεις}$$

υπολογίζουμε τα όρια στα οποία πρέπει να βρίσκεται η R_2 , δηλαδή :

$$2.7V \leq V_{cc} - I_{C_1} R_2 \leq 3V \Rightarrow \frac{V_{cc} - 3V}{I_{E_1}} \leq R_2 \leq \frac{V_{cc} - 2.7V}{I_{E_1}} \Rightarrow$$

$$\Rightarrow 80\Omega \leq R_2 \leq 83\Omega$$

Για να υπολογίσουμε την αντίσταση βάσης R_3 στο τρανζίστορ Q_2 , εξετάζουμε τι συμβαίνει όταν έρχεται ο θετικός παλμός. Τότε :

$$I_{C_2} = \frac{V_{cc} - V_{D_1}}{R_2}$$

ενώ ισχύουν και οι γνωστές σχέσεις για τα τρανζίστορ,

$$I_{B_2} + I_{C_2} = I_{E_2}$$

$$I_{C_2} = \beta \cdot I_{B_2}$$

$$V_{BE_2} = 0.7V$$

Για το ρεύμα βάσης ισχύει :

$$I_{B_2} = \frac{V_{in} - V_{B_2}}{R_3}$$

ενώ στο βρόχο εκπομπού αρνητικής τροφοδοσίας έχουμε :

$$V_{E_2} + I_{E_2} \cdot R_2 = -V_{cc}$$

Από τις παραπάνω σχέσεις και δεδομένου ότι $I_{E_2} = (\beta + 1) \cdot I_{B_2}$, τελικά προκύπτει :

$V_{E_2} + (\beta + 1) \cdot I_{B_2} \cdot R_2 = -V_{cc}$,άρα με αντίσταση R_2 περίπου 81Ω , βγαίνει η προσεγγιστική σχέση :

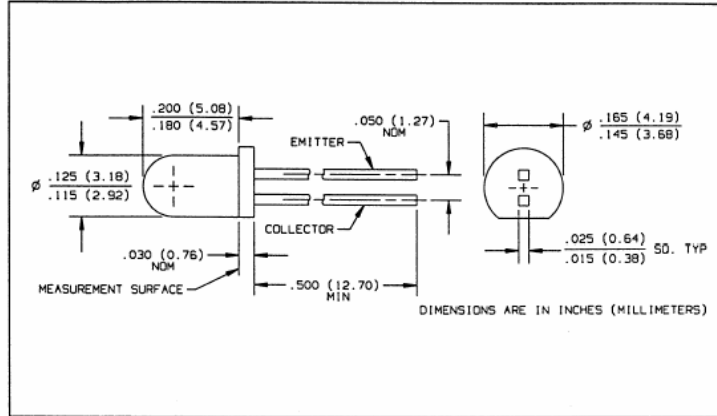
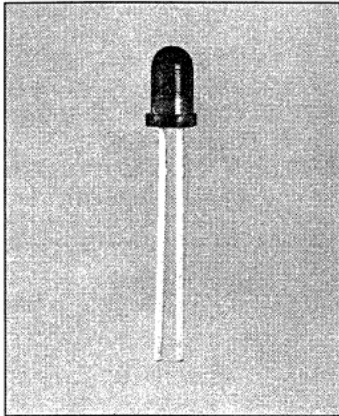
$$R_{3_{\min}} = (\beta + 1)R_2 = 31 \cdot 81\Omega \geq 2.5K\Omega$$

Οι αντιστάσεις που επιλέχθηκαν ήταν τελικά, 110Ω, 90Ω, και 3kΩ. Συγκεκριμένα οι R1 και R2 προκύπτουν από παράλληλους συνδυασμούς τριών αντιστάσεων (330Ω και 270Ω αντίστοιχα), ούτως ώστε το ρεύμα που περνάει από αυτές να είναι πιο μικρό από ο,τι θα συνέβαινε αν στη θέση τους υπήρχε μία. Όπως φαίνεται, για την R2 δεν επιλέχθηκε η τιμή που προέκυψε από την ανάλυση του κυκλώματος αλλά μία πολύ κοντινή σε αυτή η οποία αποδείχθηκε αριετά αξιόπιστη κατά τη δοκιμή του κυκλώματος σε breadboard. Εξάλλου όπως αναφέρθηκε και νωρίτερα, η ανάλυση βασίστηκε στη χειρίστη περίπτωση, οπότε υπήρχαν πρακτικώς μεγαλύτερα περιθώρια επιλογής.

Στο σημείο αυτό θα πρέπει να σημειωθεί ότι η παραπάνω σχεδίαση του κυκλώματος, επιτρέπει την αποφυγή του κυκλώματος Automatic Gain Control που εξετάστηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο. Ο λόγος για τον οποίο συμβαίνει αυτό είναι ότι, το παραπάνω κύκλωμα χρησιμεύει απλά στο να παρέχει μια σταθερή DC στάθμη στον κάθε εκπομπό, ούτως ώστε η φωτοβολία του και κατά συνέπεια το λαμβανόμενο σήμα να μην επηρεάζεται από τα χαρακτηριστικά του δαχτύλου του κάθε ασθενούς. Είναι προφανές λοιπόν ότι εφόσον κάθε εκπομπός διαρρέεται από ένα σταθερό ρεύμα 100mA (δηλαδή σταθερή τάση στα άκρα του) , το κύκλωμα AGC δεν είναι απαραίτητο.

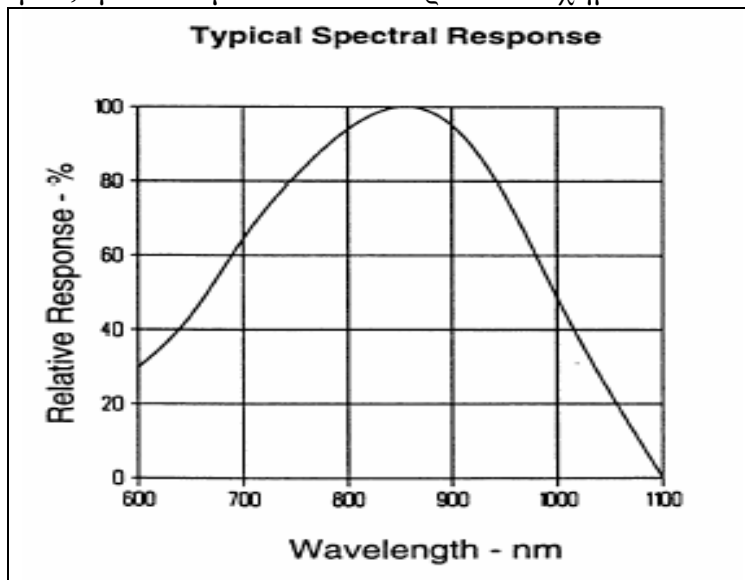
4.3 Κύκλωμα Δέκτη

Το σημαντικότερο πρόβλημα που έπρεπε να αντιμετωπιστεί κατά τη σχεδίαση του κυκλώματος του δέκτη δεν ήταν η υλοποίηση του κυκλώματος αυτή καθαυτή, αλλά κυρίως η εύρεση ενός δέκτη κατάλληλου για μετάδοση τόσο υπέρυθρων όσο και ερυθρών σημάτων, κάτι το οποίο δεν ήταν και εύκολο, καθώς οι περισσότεροι φωτοανιχνευτές του εμπορίου (πέραν των εξιδεικευμένων εφαρμογών παρόμοιου τύπου) είναι συνήθως ταιριασμένοι για ζεύξεις IR. Κατόπιν έρευνας, επιλέχθηκε το φωτοτρανζίστορ **OP505A** της **OPTEK Technologies**, το οποίο φαίνεται στην ακόλουθη εικόνα :



Σχήμα 4.3.1: Φωτοτρανζίστορ ανίχνευσης OP505A [πηγή : Data sheet εξαρτήματος]

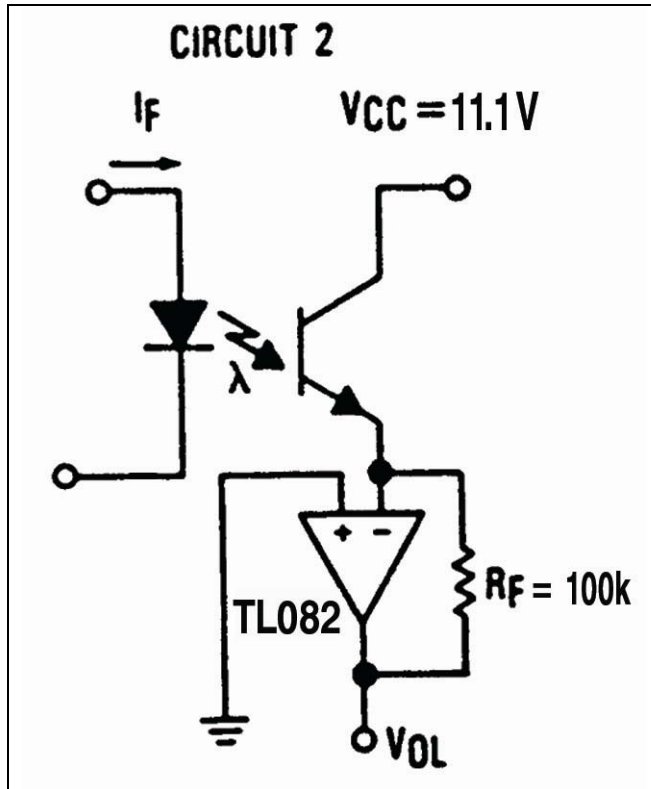
Η επιλογή του ανωτέρω φωτοτρανζίστορ βασίστηκε στη φασματική του ευαισθησία, η οποία φαίνεται στο παρακάτω σχήμα :



Σχήμα 4.3.2: Φασματική απόκριση εκπομπού [πηγή :Data sheet εξαρτήματος]

Από αυτή εύκολα συμπεραίνεται ότι το φωτοτρανζίστορ μπορεί να ανιχνεύσει φως που προέρχεται και από τα δύο μήκη κύματος που σχετίζονται με το παλμικό οξύμετρο, τα 660 και 940 nm δηλαδή.

Το κύκλωμα του δέκτη που υλοποιήθηκε φαίνεται στο παρακάτω σχήμα :

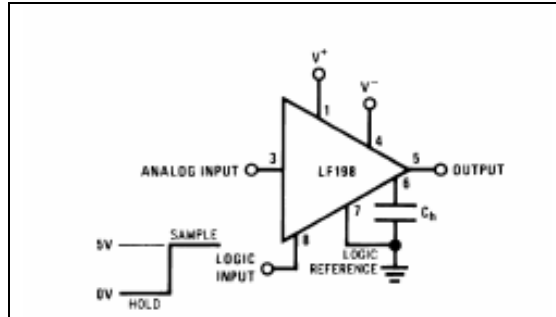


Σχήμα 4.3.3: Κύκλωμα δέκτη με το OP505A και τον TL082 [πηγή: Data Sheet Εξαρτήματος]

Ο ενισχυτής που επιλέχθηκε για τη μετατροπή του ρεύματος σε σήμα τάσης είναι ο **TL082**, ενώ η αντίσταση ανάδρασης κατόπιν δοκιμών επιλέχθηκε στα 100kΩ.

4.4 Κύκλωμα δειγματοληψίας και συγκράτησης

Το επόμενο στάδιο μετά την έξοδο του ενισχυτή υπεραγωγιμότητας που μετατρέπει το σήμα ρεύματος του δέκτη σε ενισχυμένη τάση, είναι δυο κυκλώματα sample and hold, τα οποία βοηθούν στο διαχωρισμό του σήματος σε δύο μέρη, σε αυτό που προέρχεται από το ερυθρό LED και σε αυτό που προέρχεται από το υπέρυθρο. Για την υλοποίηση των κυκλωμάτων αυτών, χρησιμοποιήθηκαν δύο ολοκληρωμένα κυκλώματα sample and hold, τα **LF398N**, σύμφωνα με την παρακάτω συνδεσμολογία:

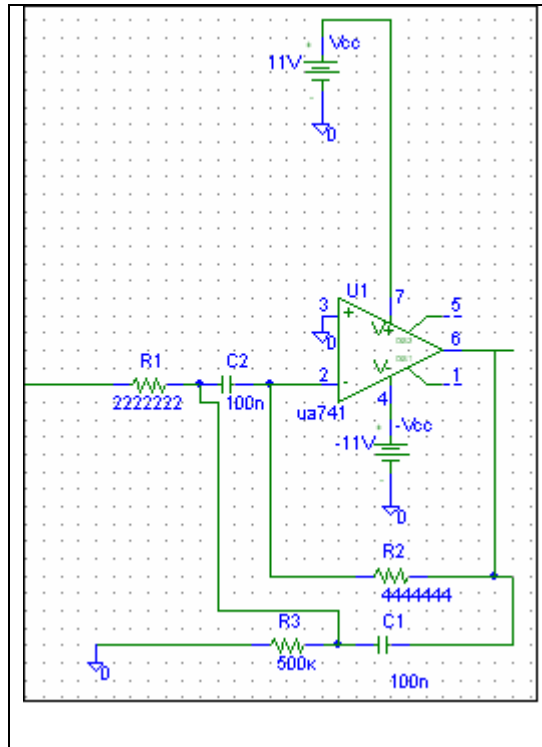


Σχήμα 4.4.1 : Κύκλωμα δειγματοληψίας και συγκράτησης [πηγή: Data sheet εξαρτήματος]

Στο pin 5 συνδέεται η έξοδος του μικροελεγκτή (γεννήτρια παλμών) η οποία βγάζει τους αντεστραμμένους παλμούς καθεμιάς από τις δυο εισόδους που τροφοδοτούν το στάδιο της πηγής οδήγησης των δυο LEDs, ούτως ώστε το κύκλωμα να λειτουργεί αντίστοιχα με το άναμα και το σβήσιμο του κάθε εκπομπού. Στην είσοδο 3 συνδέεται η έξοδος του TL082 (του δέκτη δηλαδή), ενώ το μοναδικό στοιχείο που έπρεπε να προστεθεί ήταν ο πυκνωτής συγκράτησης, ο οποίος επιλέχθηκε να είναι 10nF, κατόπιν δοκιμών οι οποίες έδειξαν απρόσκοπτη λειτουργία του κυκλώματος.

4.5 Ζωνοπερατά φίλτρα

Μετά το στάδιο δειγματοληψίας και συγκράτησης, το κάθε σήμα που διαμορφώνεται πάνω στις παλμοσειρές δειγματοληψίας, πρέπει να οδηγηθεί σε ένα ζωνοπερατό φίλτρο, που θα έχει κεντρική συχνότητα σχετικά κοντά στη συνηθισμένη συχνότητα της καρδιάς, ούτως ώστε από το σήμα που θα φτάσει στην είσοδο του φίλτρου να απομακρυνθεί ο υψίσυχνος θόρυβος, οι dc συνιστώσες και να παραμείνει μόνο το καρδιοσυγχρονιζόμενο σήμα. Το ενεργό φίλτρο [16] επιλέχθηκε να έχει εύρος ζώνης **B=4.5 Hz (0.5-5Hz)** και κεντρική συχνότητα **f₀=2Hz**. Το σχηματικό του διάγραμμα φαίνεται παρακάτω :



Σχήμα 4.5.1: Κόκλωμα ζωνοπερατού φίλτρου

Ο ενισχυτής ο οποίος χρησιμοποιήθηκε ήταν ένας 741.

Οι τιμές των αντιστάσεων R1, R2, R3 προκύπτουν ως εξής :

Αν υποθεθεί ότι θέλουμε κέρδος $G=1$, ότι ο συντελεστής ποιότητας του φίλτρου είναι $Q=10$, και ότι και οι δύο πυκνωτές έχουν τιμή $C=100\text{nF}$, οι τιμές των αντιστάσεων προκύπτουν από τις ακόλουθες σχέσεις :

$$B = \frac{2C}{R_2 C^2} \Rightarrow R_2 = \frac{2}{BC}$$

$$G = \frac{R_2 C}{R_1 2C} = 1 \Rightarrow R_1 = \frac{R_2}{2}$$

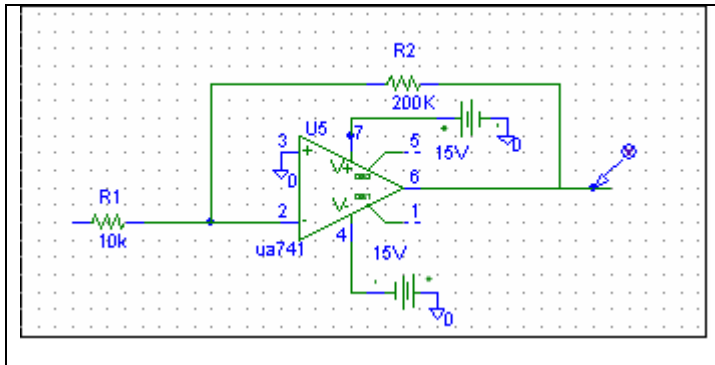
$$f_o^2 = \frac{1}{4\pi^2} \cdot \left(\frac{1}{R_2 C^2} \cdot \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_3} \right) \right) \Rightarrow R_3 = \frac{R_1}{4\pi^2 f_o^2 R_1 R_2 C^2 - 1}$$

Οι τιμές των αντιστάσεων αναγράφονται στο σχήμα.

4.6 Τελικό Στάδιο Ενίσχυσης

Τέλος, μετά το φίλτρο και εφόσον έχει εξαχθεί το καρδιοσυγχρονιζόμενο σήμα, το επόμενο βήμα είναι να ενισχυθεί αυτό καθώς είναι της τάξης των mV. Αυτό επιτυγχάνεται με ένα απλό ενισχυτή LM741 σε αναστρέφουσα

συνδεσμολογία με κέρδος 20. Η συνδεσμολογία αυτή φαίνεται στο ακόλουθο σχήμα :



Σχήμα 4.6.1: Στάδιο ενίσχυσης σε αναστρέφουσα συνδεσμολογία

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5^ο : Πειραματικές δοκιμές και μετρήσεις

5.1 Δοκιμή του κυκλώματος

Έχοντας σχεδιάσει και αναλύσει πλήρως το κύκλωμα του παλμικού οξυμέτρου, το επόμενο στάδιο ήταν η δοκιμή της λειτουργίας του σε επίπεδο breadboard. Στο σημείο αυτό θα πρέπει να σημειωθεί ότι όλες οι μετρήσεις, τόσο σε αυτό όσο και στο τελικό στάδιο, έγιναν υπό συνθήκες πολύ χαμηλού φωτισμού, καθώς από την αρχή φάνηκε ότι η επίδραση του περιβάλλοντος φωτός ήταν σημαντική στο σήμα που ανιχνεύει ο δέκτης, κάτι που ούτως ή άλλως ήταν αναμενόμενο, αφού ο χρησιμοποιούμενος αισθητήρας δε διαθέτει φίλτρο φωτός ημέρας, όπως συμβαίνει με τους αισθητήρες που χρησιμοποιούνται στις πρακτικές ιατρικές εφαρμογές.

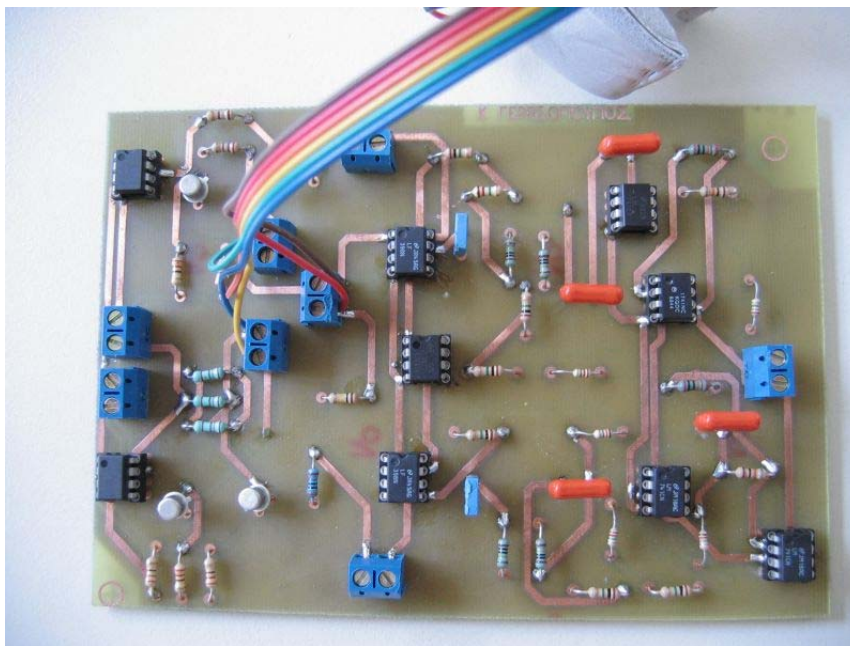
Το επόμενο αναμενόμενο και σημαντικότερο πρόβλημα που αντιμετωπίστηκε κατά τη διεξαγωγή των δοκιμών ήταν το μη απόλυτο ταίριασμα των εκπομπών με το δέκτη, ένα από τα πιο συνηθισμένα προβλήματα που αντιμετωπίζονται στις πειραματικές εφαρμογές τέτοιου τύπου [17]. Για την ακρίβεια, για να διαπιστωθεί η ορθή λειτουργία του κυκλώματος, οι εκπομποί τοποθετήθηκαν ο ένας δίπλα στον άλλο σε ένα ξεχωριστό board, και μέσω καλωδίων τροφοδοτήθηκαν στα άκρα τους. Ο αισθητήρας σταθεροποιήθηκε σε μικρή απόσταση από αυτούς, τόση ώστε να μπορεί να παρεμβληθεί ένα ανθρώπινο δάχτυλο. Αυτό που διαπιστώθηκε αρχικά ήταν ότι ναι μεν στον παλμογράφο είχαμε σήματα τόσο από το ερυθρό όσο και από το υπέρυθρο φως, αλλά το πλάτος τους ήταν άμεσα εξαρτώμενο από τη θέση στην οποία βρίσκονταν ο δέκτης σε σχέση και με τους δύο. Το πρόβλημα αυτό μπορεί να εξηγηθεί αν ληφθεί υπόψη ότι η φασματική απόκριση του φωτοτρανζίστορ δεν είναι η ίδια για τα δύο χρησιμοποιούμενα μήκη κύματος, όπως επίσης και ότι ο ανιχνευτής ήταν διαστάσεων 3 τετραγωνικών χιλιοστών, σε αντίθεση με τα 5 των εκπομπών, οπότε η γωνιακή θέση ήταν υψίστης σημασίας.

Για να αντιμετωπιστεί το πρόβλημα αυτό έγιναν διάφορες δοκιμές, οι οποίες περιελάμβαναν την τοποθέτηση τόσο του δέκτη όσο και των εκπομπών σε διαφορετικές γωνίες και θέσεις, έτσι ώστε να καταστεί όσο το δυνατόν καλύτερο το ταίριασμα των εκπεμπόμενων ακτινοβολιών. Παρόλα αυτά η λύση αυτή δεν ήταν η ενδεδειγμένη, αφού όταν η υλοποίηση θα περνούσε σε επίπεδο finger probe, τα δυο LEDs θα έπρεπε να βρίσκονται σε σχετικά πολύ κοντινές θέσεις. Έτσι, για την καλύτερη αντιμετώπιση του προβλήματος, αποφασίστηκε η μείωση του ρεύματος που διαρρέει τον IR εκπομπό, καθώς παρατηρήθηκε ότι όταν οι εκπομποί βρίσκονταν στην ίδια θέση, ο δέκτης μπορούσε να ανιχνεύσει πολύ καλύτερα το υπέρυθρο φως. Έτσι αφαιρέθηκε μια αντίσταση από τον παράλληλο συνδυασμό των αντιστάσεων των 330Ω που έθεταν το

ρεύμα στα 100mA, με αποτέλεσμα να αυξηθεί η συνολική αντίσταση και κατά συνέπεια να μειωθεί το ρεύμα που διαρρέει αυτές και τη φωτοδίοδο, αφού η τροφοδοσία παρέμεινε σταθερή. Μετά από αυτήν την αλλαγή, διαπιστώθηκε ότι το σύστημα πράγματι δουλεύει με τρόπο που ανταποκρίνεται στην πραγματικότητα, αφού τα ανιχνευόμενα σήματα ερυθρού κα υπέρυθρου είχαν τέτοιο σχετικό λόγο που αντιστοιχεί σε φυσιολογικές τιμές κορεσμού οξυγόνου ενός υγιούς ανθρώπου.

5.2 Κατασκευή Πλακέτας

Με όλα τα πρακτικά προβλήματα να έχουν αντιμετωπιστεί, το σύστημα ήταν πλέον έτοιμο να κατασκευαστεί σε επίπεδο PCB (Printed Circuit Board). Το σχηματικό διάγραμμα καθώς και το σχέδιο της τυπωμένης πλακέτας είναι διαθέσιμα στα Παραρτήματα Β και Γ. Παρακάτω δίνεται μια φωτογραφία της πλακέτας, ενώ στο Παράρτημα Δ δίνεται μια φωτογραφία της πλακέτας στην οποία σημειώνονται γραφικά τα επιμέρους τμήματα του κυκλώματος :



Εικόνα 5.2.1: Το σύστημα του παλμικού οξυμέτρου

5.3 Κατασκευή finger probe

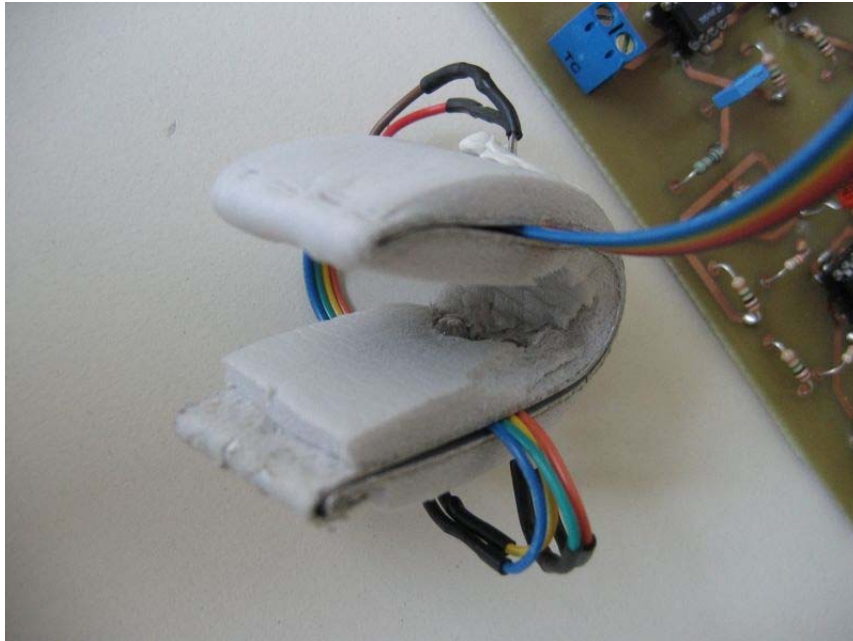
Όπως ειπώθηκε και σε προηγούμενο κεφάλαιο όπου εξετάστηκαν οι βασικές αρχές της παλμικής οξυμετρίας, η καταλληλότερη θέση για την τοποθέτηση του probe είναι στο νύχι του δαχτύλου. Για το λόγο αυτό, έπρεπε να

κατασκευαστεί ένα finger probe, το οποίο να εφαρμόζει στο δάχτυλο του εξεταζόμενου.

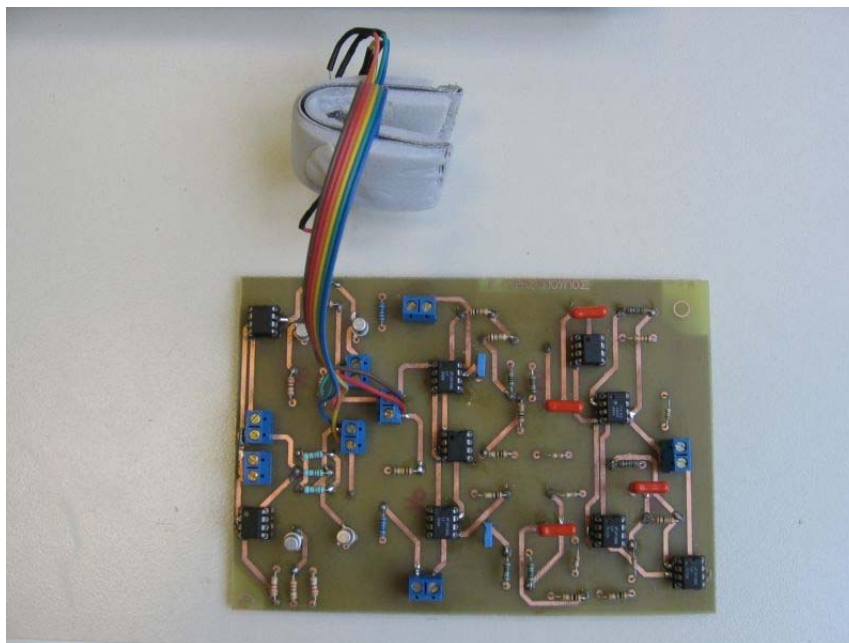
Ένας από τους πρώτους παράγοντες που έπρεπε να προσεχθεί στην κατασκευή, ήταν να χρησιμοποιηθεί ένα υλικό το οποίο να μπορεί να εφαρμόζει σε δάχτυλα διαφορετικού πάχους, και κυρίως χωρίς να ασκεί μεγάλες πιέσεις σε αυτά, καθώς όπως έχει ήδη αναφερθεί, τέτοιες δυνάμεις είναι πιθανόν να επηρεάσουν την αξιοπιστία των μετρήσεων. Ως καλύτερη επιλογή προκρίθηκε η χρησιμοποίηση ιατρικού νάρθηκα που τοποθετείται στα δάχτυλα σε ορθοπεδικές παθήσεις. Έτσι, πήραμε ένα κομμάτι τέτοιου νάρθηκα το οποίο κάμπτηκε 2 φορές στη μέση ώστε να σχηματιστεί το «κουβούκλιο» στο οποίο θα τοποθετείται το δάχτυλο.

Το επόμενο θέμα που έπρεπε να αντιμετωπιστεί ήταν η θέση των εκπομπών και του αισθητήρα. Η λύση για αυτό δόθηκε μέσω της μελέτης που έγινε στο δοκιμαστικό probe που αναφέρθηκε και προηγουμένως, στο οποίο μάλιστα έγινε και το πρώτο σκέλος των μετρήσεων που αναφέρονται στο επόμενο υποκεφάλαιο(συγκεκριμένα οι εθελοντές Α),Β),Γ) εξετάστηκαν σε αυτό). Συγκεκριμένα όπως ειπώθηκε, οι δυο εκπομποί τοποθετήθηκαν σε πολύ κοντινή απόσταση μεταξύ τους σε ξεχωριστό probe και η απόσταση αυτή, όταν οριστικοποιήθηκε η σωστή θέση εκπομπής σημειώθηκε ώστε να ληφθεί υπόψη στην κατασκευή. Ακολούθως, ο δέκτης τοποθετήθηκε απέναντι, σχεδόν στη μέση της απόστασης των εκπομπών(κατά κάποιο τρόπο ώστε να σχηματίζουν τρίγωνο ισοσκελές) και τόσο στη θέση στήριξης όσο και στον ενδιάμεσο χώρο τοποθετήθηκε πλαστελίνη, έτσι ώστε το δάχτυλο που τοποθετείται να παραμένει ακίνητο, όπως και ο δέκτης.

Στη συνέχεια, το κουβούκλιο που σχηματίστηκε από τον ιατρικό νάρθηκα τρυπήθηκε στην πάνω άκρη του σε διαμέτρους τέτοιες που να αντιστοιχούν στις διαμέτρους των εκπομπών, και μάλιστα οι τρύπες έγιναν σε τέτοια απόσταση μεταξύ τους ώστε και οι δύο εκπομποί να στέλνουν το φως υπό τέτοια γωνία που να μπορεί να ανιχνευθεί από το δέκτη(μια γωνία η οποία εκτιμήθηκε πάλι στο προηγούμενο στάδιο δοκιμών). Αυτός με τη σειρά του τοποθετήθηκε σε τρύπα που έγινε στην άλλη πλευρά του probe. Για τη συγκράτηση των LEDs σε σταθερή θέση χρησιμοποιήθηκε υλικό blue tack. Έτσι επιτεύχθηκε τελικά η απόλυτη μεταφορά του σταθερού δοκιμαστικού probe σε επίπεδο finger probe το οποίο είναι φορητό. Παρακάτω δίνονται φωτογραφίες τόσο του probe, όσο και του όλου συστήματος, probe και πλακέτας.



Εικόνα 5.3.1: Finger probe



Εικόνα 5.3.2: Το σύστημα του παλμικού οξυμέτρου με το probe

5.4 Διεξαγωγή Μετρήσεων

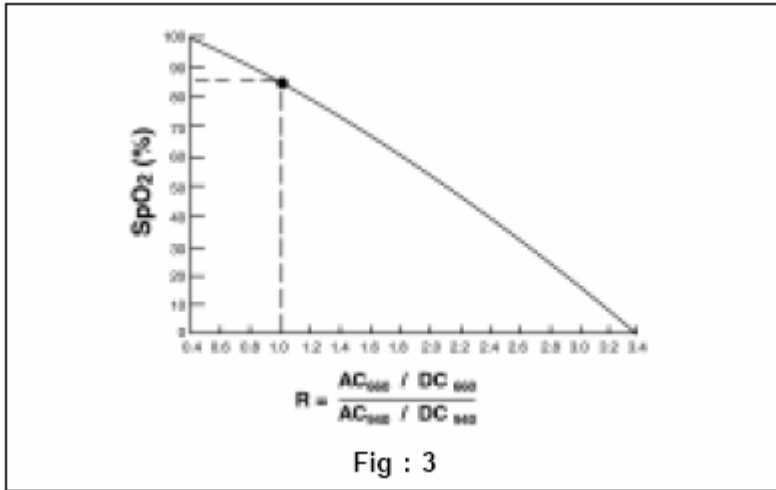
Όπως έχει αναφερθεί και νωρίτερα, η παλμική οξυμετρία δεν αποτελεί κάτι παραπάνω από ένα όπλο στα χέρια των ειδικών γιατρών ώστε αυτοί να μπορούν να καταλάβουν αν ένας ασθενής που βρίσκεται σε έκτακτη ανάγκη

(π.χ. ατύχημα, βαριά αναισθησία κτλ) χρειάζεται περαιτέρω βοήθεια. Γίνεται εύκολα αντιληπτό, ότι δεν ήταν δυνατή η δοκιμή της συσκευής σε καταστάσεις τέτοιου τύπου, καθώς εφόσον τα κυκλώματα χρονισμού και τροφοδοσίας αυτής δεν είναι αυτόνομα, δε μπορούσε να μεταφερθεί σε χώρους που θα ήταν παρόντες τέτοιοι ασθενείς, ενώ επίσης δεν ήταν δυνατή και η διεξαγωγή πειραμάτων ανάλογων με αυτά που γίνονται σε ιατρικά εργαστήρια, όπου όπως είδαμε στο Κεφάλαιο 2, δίνονται στους εξεταζόμενους ειδικά μείγματα προς εισπνοή. Έτσι αυτό που έγινε ήταν να δοκιμαστεί σε «θελοντές» εντός του εργαστηρίου, να διαπιστωθεί η συμφωνία των αποτελεσμάτων με τη φυσιολογική αναπνευστική λειτουργία των εξεταζόμενων, καθώς επίσης και να προσομοιωθούν κάποιες ειδικές περιπτώσεις στις οποίες παρουσιάζεται διαφοροποίηση του κορεσμού του οξυγόνου, όπως όταν η αναπνοή γίνεται με πιο γρήγορο ρυθμό, ή όταν κάποιος κρατά την αναπνοή του κτλ. Επίσης διαπιστώθηκε η αλλοίωση του σήματος όταν παρουσιάζεται αστάθεια στο δάχτυλο.

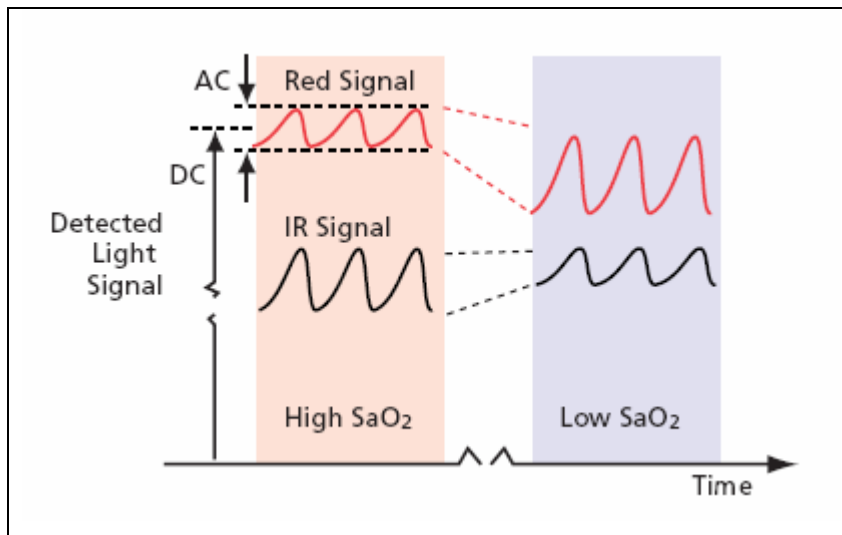
Για να μπορέσουμε να ερμηνεύσουμε τα λαμβανόμενα σήματα και να δώσουμε μετρήσεις, είναι απαραίτητη η επανάληψη κάποιων στοιχείων της θεωρίας. Όπως έχει ειπωθεί και στο κεφάλαιο των αρχών της παλμικής οξυμετρίας, ο λόγος που εκφράζει το ποσοστό κορεσμού οξυγόνου στην αιμογλοβίνη δίνεται από την ακόλουθη σχέση :

$$R = \frac{AC660 / DC660}{AC940 / DC940}$$

Έχει ειπωθεί επίσης στο Κεφάλαιο 3, ότι εφόσον μπορούμε να έχουμε μια σταθερή dc στάθμη μέσω ενός κυκλώματος αυτόματου ελέγχου κέρδους, τότε από τη φόρμουλα υπολογισμού μπορούν να παραληφθούν οι dc ποσότητες και να υπολογίσουμε τον κορεσμό μόνο με βάση τα ληφθέντα ac σήματα. Αυτό γίνεται συνεπώς υπολογίζοντας τον λόγο τους, και ανατρέχοντας στην εμπειρική καμπύλη βαθμονόμησης :



Υπενθυμίζεται επίσης ότι οι φυσιολογικές τιμές SpO₂ είναι αυτές που κυμαίνονται από 97-100%. Στο σχήμα που ακολουθεί δίνεται μια γενική ιδέα για τους συσχετισμούς των σημάτων που περιμένουμε να δούμε στις διαφορετικές τιμές κορεσμού :



Σχήμα 5.4.1: Εικόνες λαμβανόμενων σημάτων για διαφορετικές τιμές κορεσμού [18]

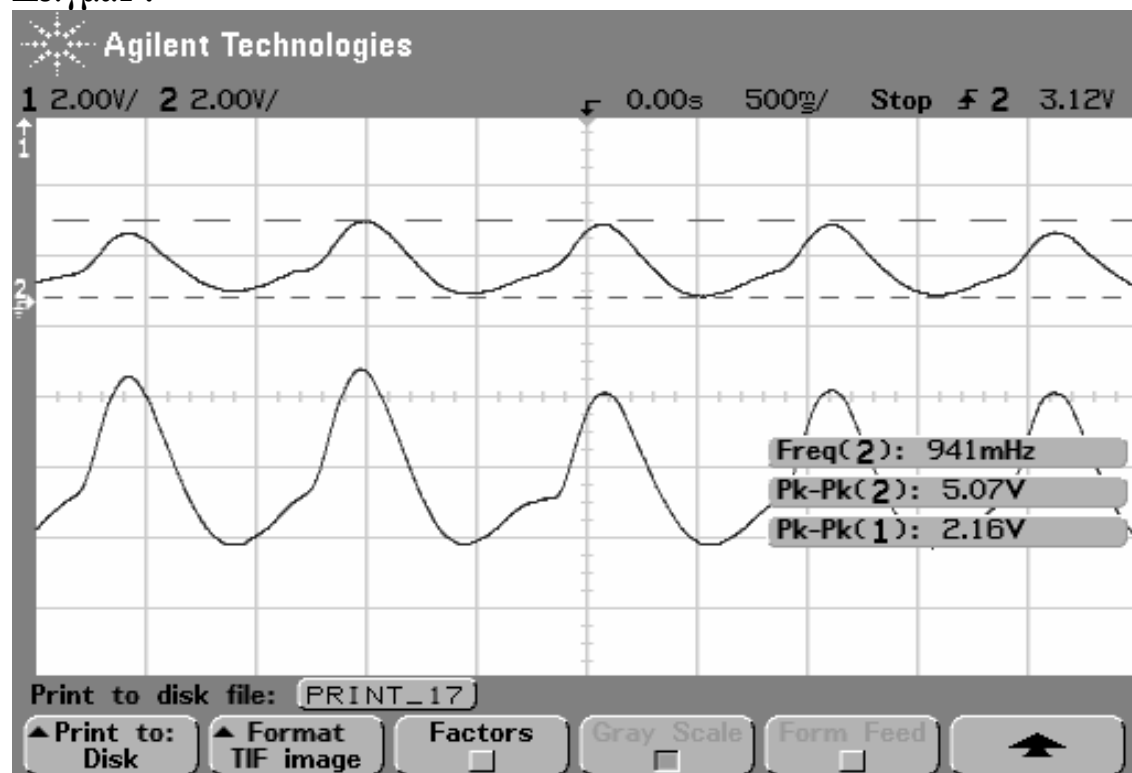
5.4.1 Υγιείς εθελοντές

Σε αυτό το στάδιο εξετάστηκαν τα μέλη του εργαστηρίου για να υπολογιστεί το ποσοστό κορεσμού οξυγόνου αυτών. Κανείς τους δεν αντιμετωπίζει αναπνευστικά προβλήματα, οπότε τα αποτελέσματα που αναμένουμε είναι εντός των φυσιολογικών ορίων . Στα σχήματα που ακολουθούν φαίνονται οι εικόνες των σημάτων όπως αυτές ελήφθησαν στον παλμογράφο. Στο κανάλι 1

απεικονίζεται το ληφθέν σήμα που προκαλείται από την απορρόφηση στο φως του ερυθρού LED (660nm) ενώ στο κανάλι 2 το σήμα που οφείλεται στην αντίστοιχη του υπέρυθρου (940nm). Κάτω από κάθε σχήμα δίνεται ο λόγος των πλατών τους (ο οποίος είναι αριετός), και το προσεγγιστικό ποσοστό κορεσμού όπως αυτό προκύπτει από τις καμπύλες βαθμονόμησης :

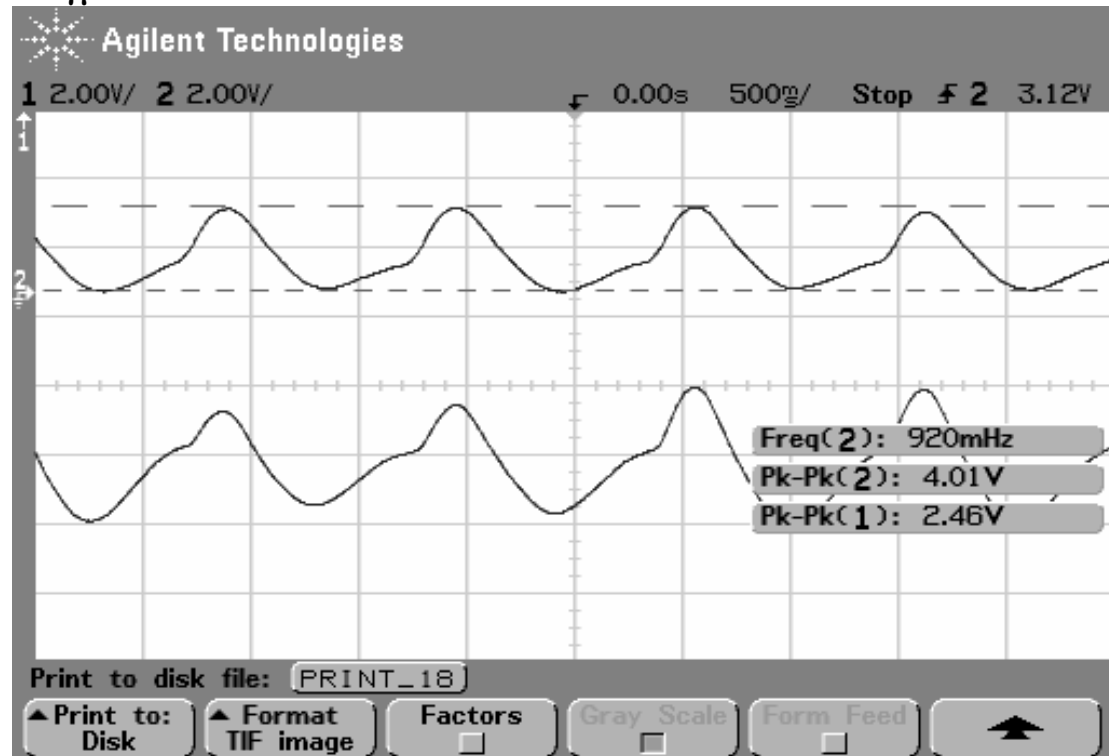
A) Θεοφάνης Λάμπρου :

Δείγμα1°:



$R=2.16/5.07 \Rightarrow R = 0.42$ που αντιστοιχεί σε ποσοστό κορεσμού μεταξύ 99-100%.

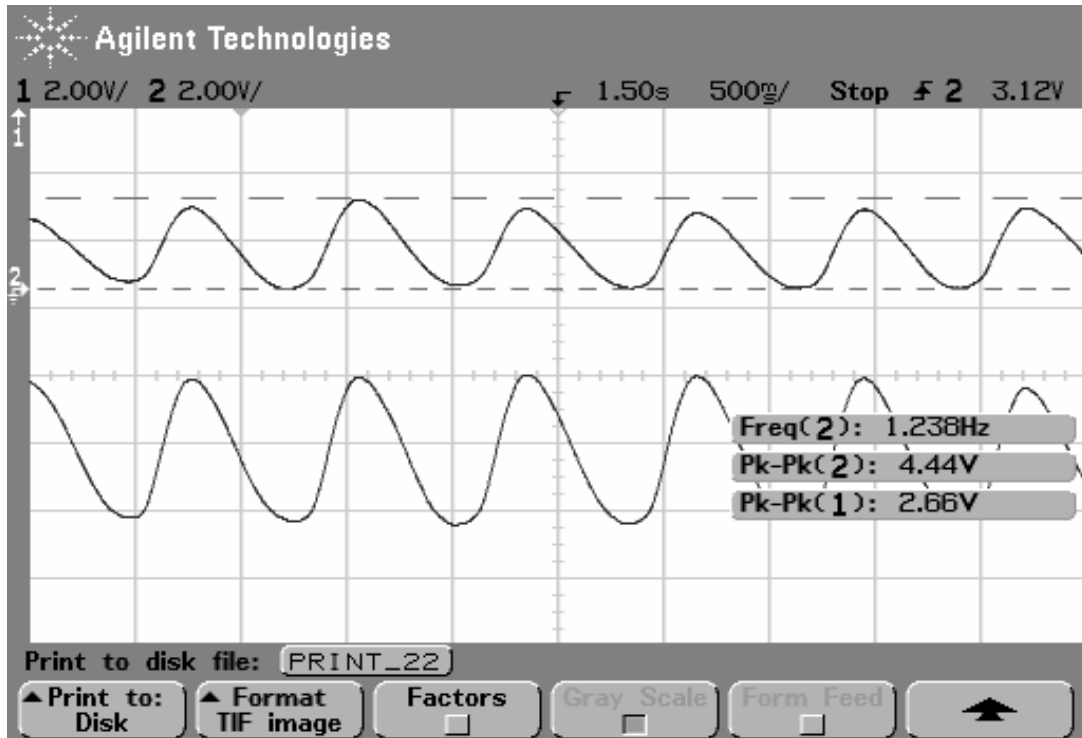
Δείγμα2°:



$R = 2.46/4.01 \Rightarrow R=0.61$ που αντιστοιχεί σε ποσοστό κορεσμού περίπου 97%

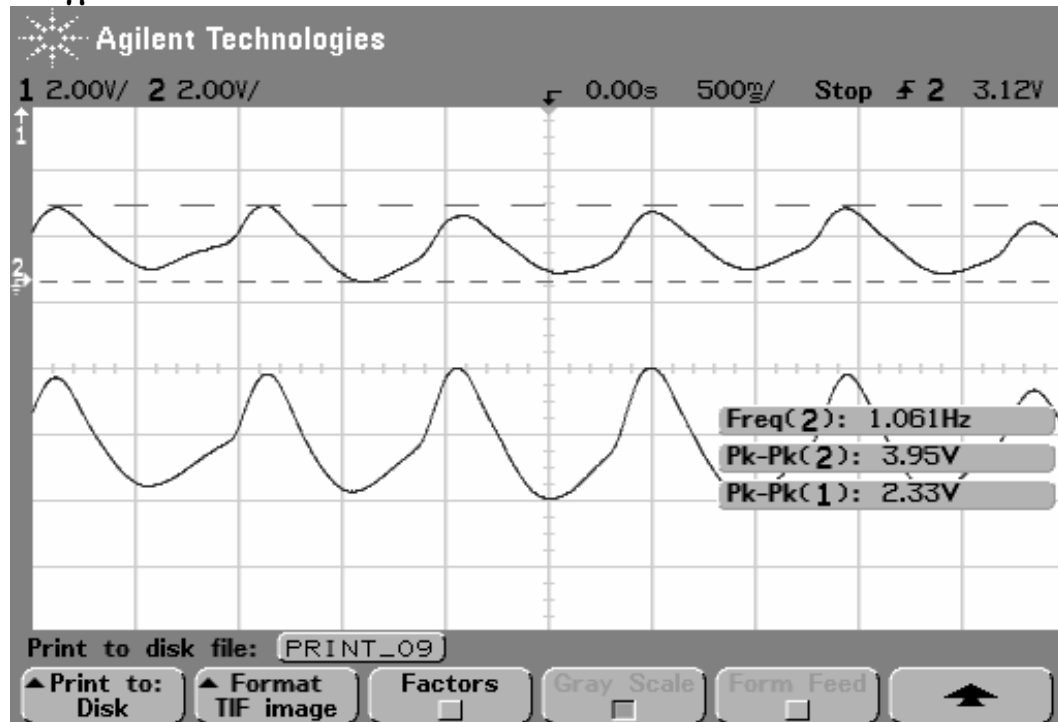
B)Γιάννης Θανασόπουλος

Δείγμα 1° :



$R = 2.66/4.44 \Rightarrow R=0.6$ που αντιστοιχεί σε ποσοστό κορεσμού περίπου 97%

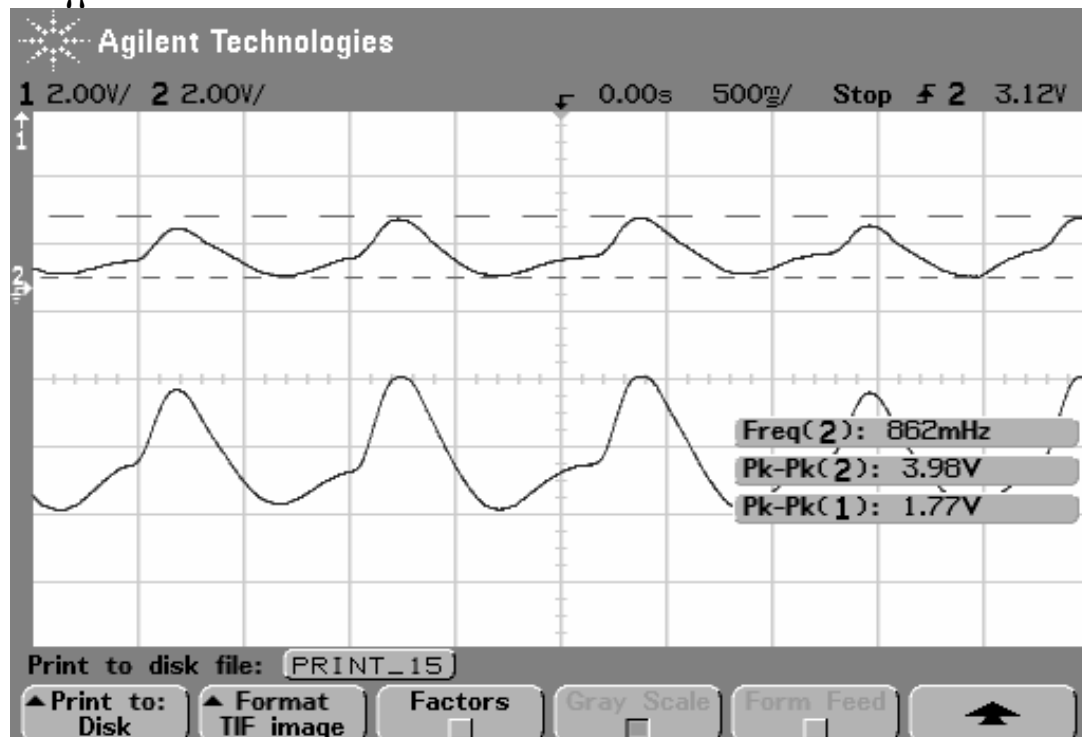
Δείγμα 2°



$R=2.33/3.95 \Rightarrow R=0.59$ που αντιστοιχεί σε ποσοστό κορεσμού περίπου 97.5%

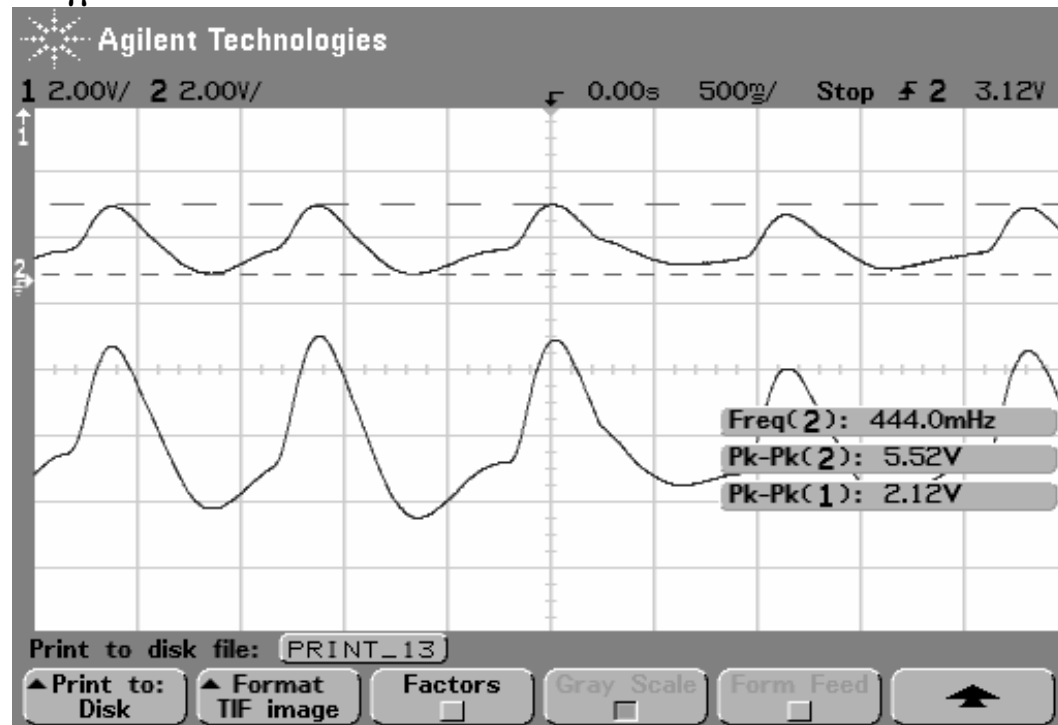
Γ) Γιώργος Μαζαράκης

Δείγμα 1°



$R = 1.77/3.98 \Rightarrow R = 0.44$ που αντιστοιχεί σε ποσοστό κορεσμού περίπου 99%

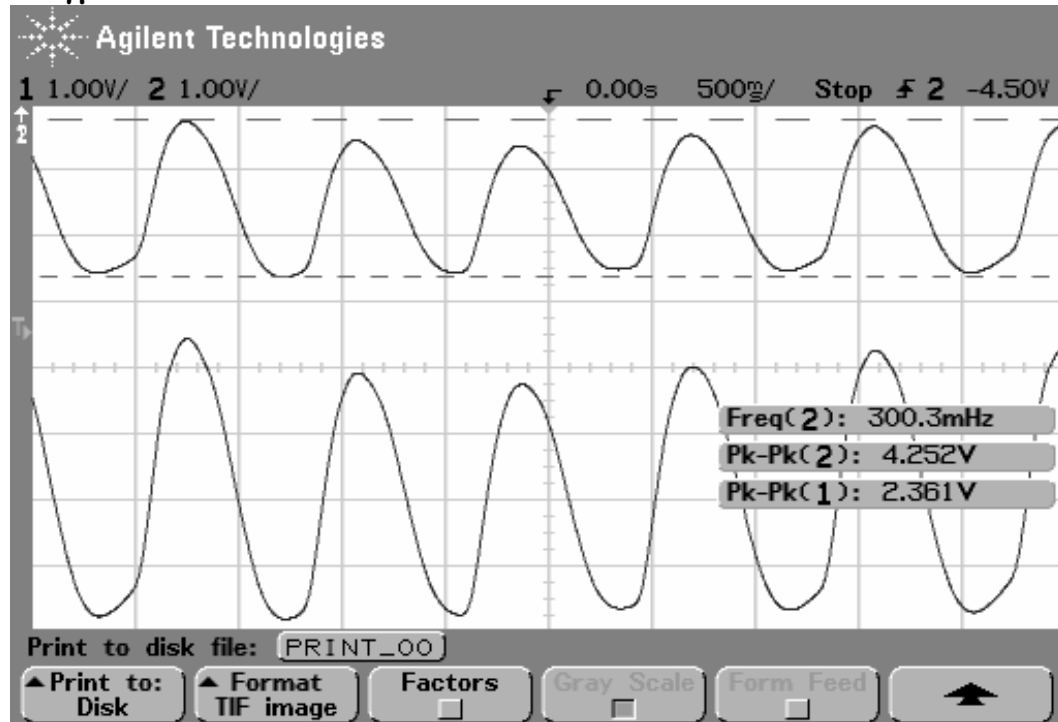
Δείγμα 2°



$R = 2.12/5.52 \Rightarrow R = 0.38$ που προσεγγιστικά αντιστοιχεί σε ποσοστό 100% (αν και η συγκεκριμένη μέτρηση είναι εκτός κλίμακας)

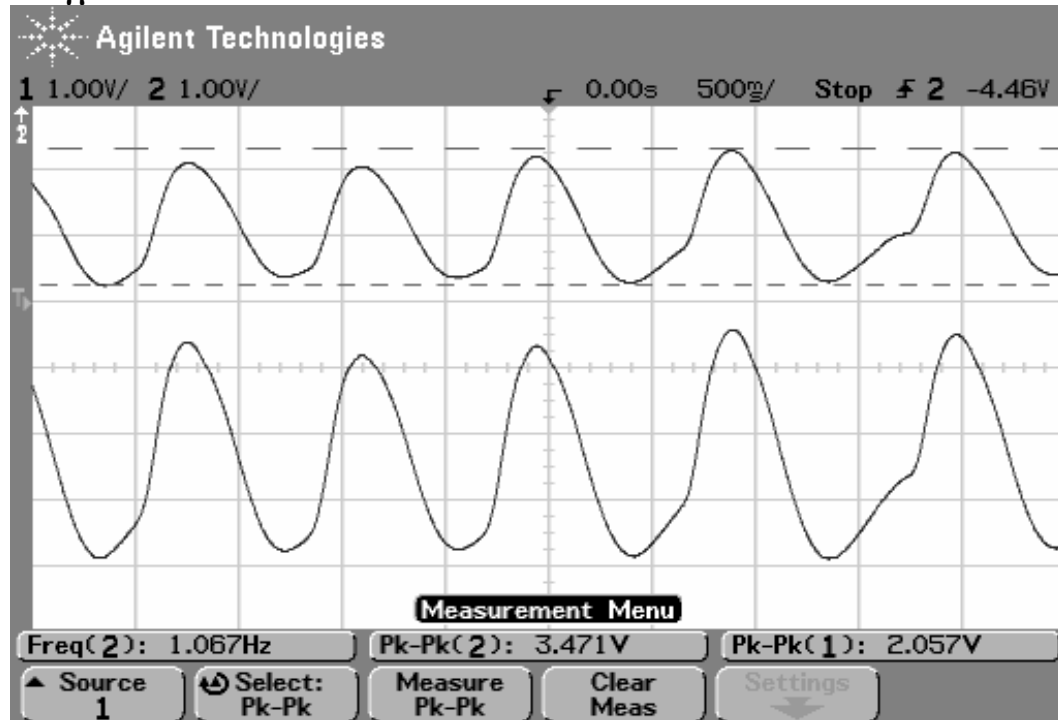
Δ) Κωνσταντίνος Γερασόπουλος

Δείγμα 1°



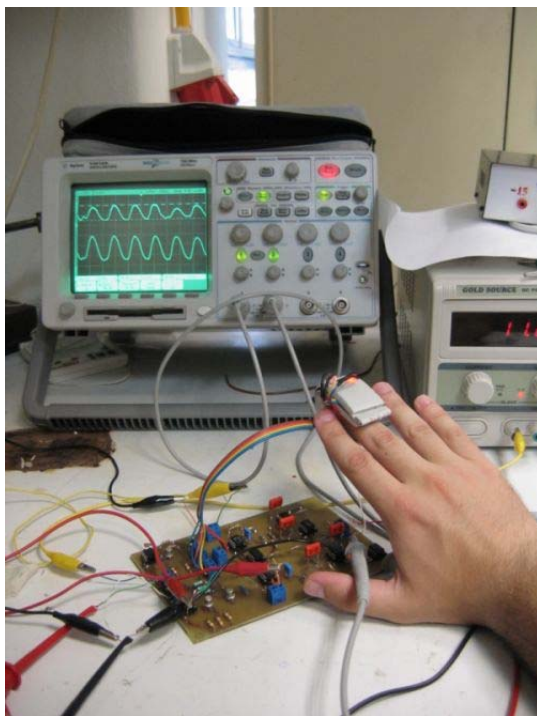
$R = 2.361/4.252 \Rightarrow R=0.55$ που αντιστοιχεί σε ποσοστό κορεσμού 98%

Δείγμα 2°



$R = 2.057/3.471 \Rightarrow R=0.59$ που αντιστοιχεί σε ποσοστό κορεσμού 97.5%

Από τα παραπάνω 8 δείγματα που ελήφθησαν σε υγιείς εθελοντές, διαπιστώνουμε ότι τόσο ποιοτικά, όσο και ποσοτικά, το σύστημα δίνει φυσιολογικά αποτελέσματα τόσο από άποψη ποιότητας και μορφής σήματος, όσο και από άποψη ποσοστού κορεσμού. Στη συνέχεια ακολουθεί μια φωτογραφία που ελήφθη στο εργαστήριο και δείχνει τη διαδικασία μέτρησης :

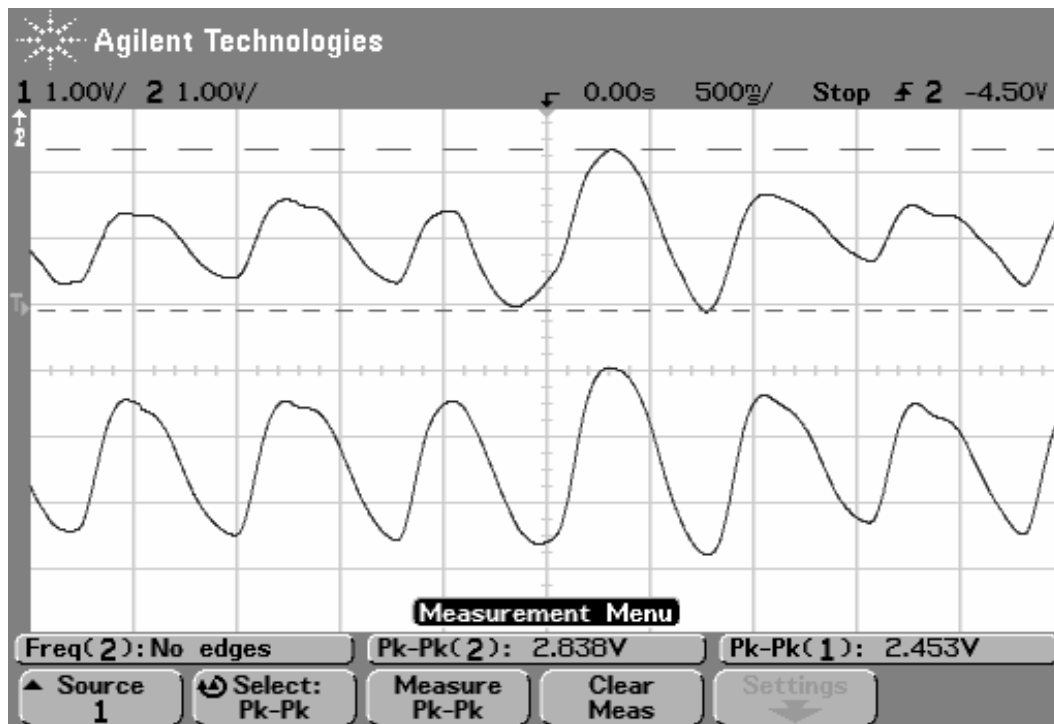


Εικόνα 5.4.1.1 : Διαδικασία μέτρησης

5.4.2 Προσομοίωση ειδικών περιπτώσεων

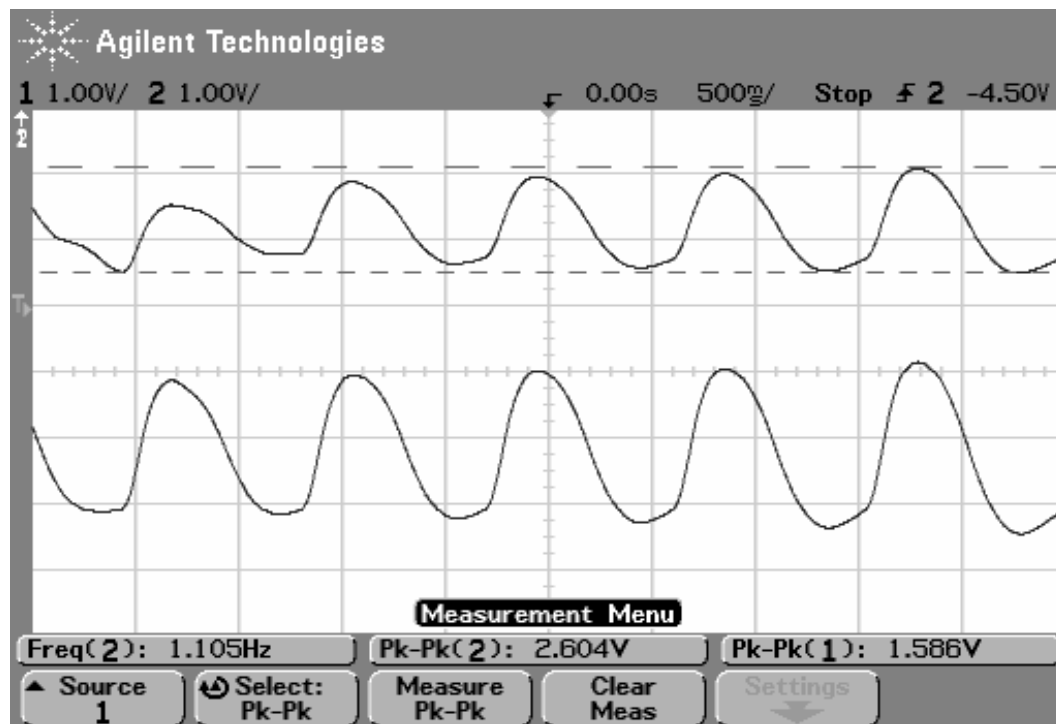
Σε αυτό το στάδιο των μετρήσεων, και εφόσον δεν υπήρχε η δυνατότητα δοκιμής σε πραγματικούς ασθενείς, επιδιώχθηκε να προσομοιωθούν κάποιες ειδικές καταστάσεις, οι οποίες είναι γνωστό ότι οδηγούν σε ελαφρά διαφοροποίηση του ποσοστού κορεσμού του οξυγόνου από τα φυσιολογικά όρια. Τέτοιες είναι π.χ. η κρατημένη αναπνοή, ο αυξημένος ρυθμός αναπνοής, καθώς και η επίδραση της κίνησης στη λήψη των αποτελεσμάτων. Είναι προφανές π.χ. ότι όταν κάποιος αναπνέει πολύ γρήγορα το οξυγόνο δε ρέει στο αίμα το ίδιο καλά όπως όταν η αναπνοή είναι κανονική, κάτι που συμβαίνει επίσης όταν κάποιος κρατά την αναπνοή του για ένα σημαντικό χρονικό διάστημα που σημαίνει ότι δεν εισέρχεται επιπλέον οξυγόνο στον οργανισμό. Τα αποτελέσματα όλων αυτών των καταστάσεων αποτυπώθηκαν στις εικόνες που εμφανίστηκαν στον παλμογράφο και παρουσιάζονται στη συνέχεια :

A) Γρήγορη αναπνοή



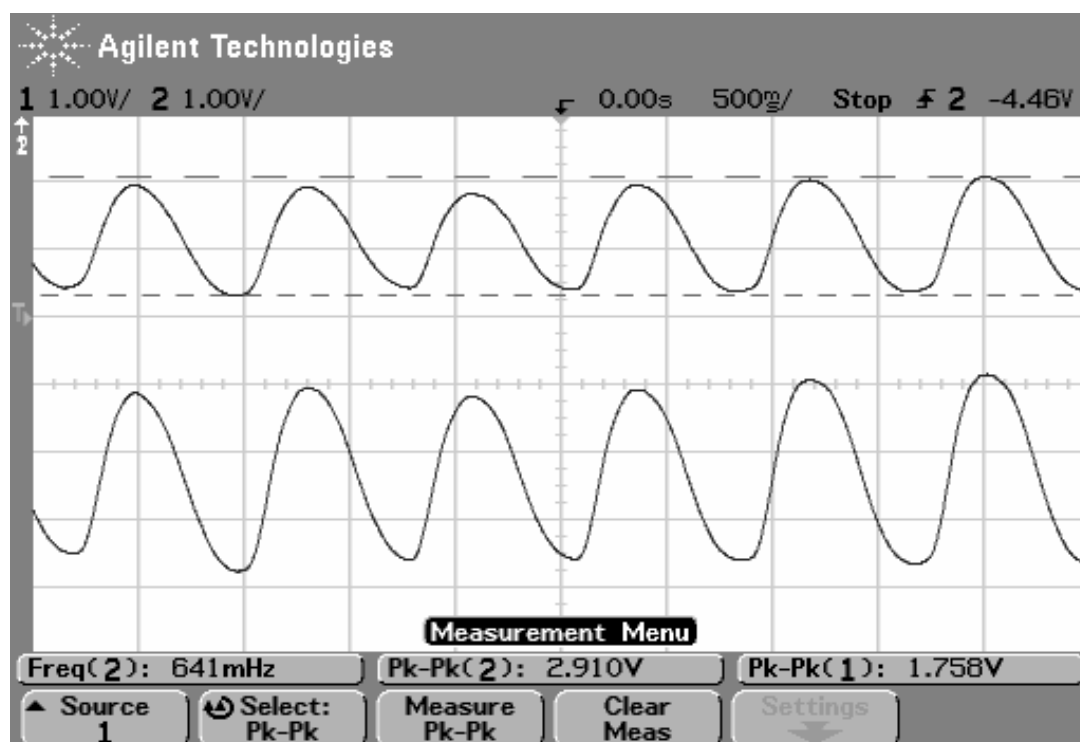
$R = 2.453 / 2.838 \Rightarrow R = 0.86$ που αντιστοιχεί σε ποσοστό κορεσμού περίπου 92%.

B) Κρατημένη αναπνοή



$R=1.586/2.604 \Rightarrow R=0.61$ που αντιστοιχεί σε ποσοστό λίγο κάτω από 97%.

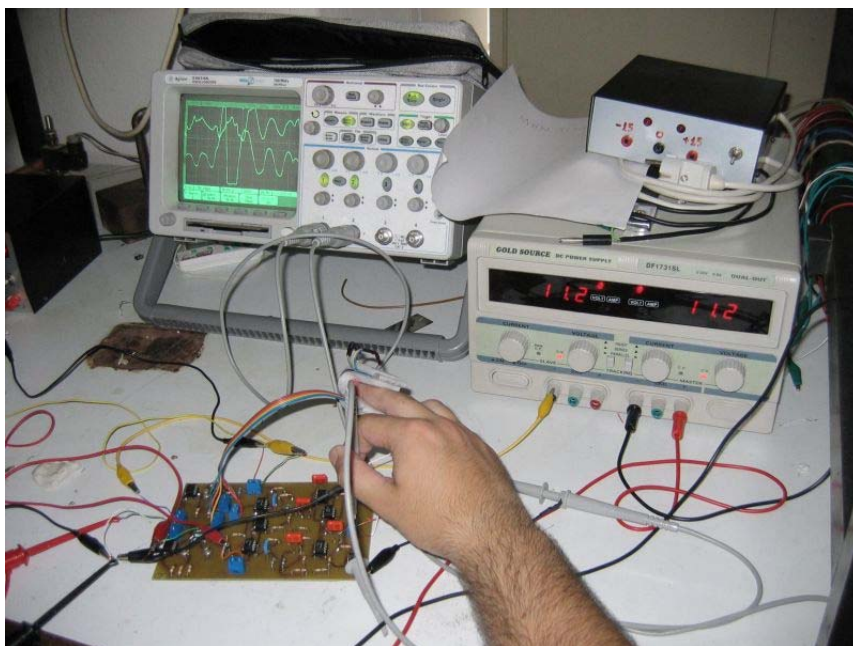
Γ) Αμέσως μετά από παρατεταμένο κράτημα αναπνοής



$R = 1.586/2910 \Rightarrow R=0.60$ που αντιστοιχεί σε ποσοστό περίπου 97%.

Οι δυο τελευταίες δοκιμές, δε δείχνουν μεν μεγάλη διαφοροποίηση από τα φυσιολογικά όρια, είναι ενδεικτικές όμως καθώς ελήφθησαν στον εθελοντή Δ) της παραγράφου 5.4.1, στον οποίο τα φυσιολογικά όρια κατά την κανονική αναπνοή ήταν 97%.

Τελειώνοντας την παράθεση των πειραματικών μετρήσεων, δίνεται μια εικόνα στην οποία εμφανίζεται η επίδραση της κίνησης στην αλλοίωση του σήματος που λαμβάνουμε στον παλμογράφο.



Εικόνα 5.4.2.1: Επίδραση κίνησης (προσοχή στο σήμα που εικονίζεται στον παλμογράφο)

Σημείωση : Κανένας από τους εξεταζόμενους δεν είναι καπνιστής οπότε δεν υπεισέρχεται ο παράγοντας αλλοίωσης των αποτελεσμάτων από την επίδραση της καρβοξυαιμογλοβίνης στις μετρήσεις.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6^ο : Συμπεράσματα – Εισηγήσεις

6.1 Σχολιασμός αποτελεσμάτων – Συμπεράσματα

Το πρώτο πράγμα που μπορεί να ειπωθεί αβίαστα σχετικά με τις δοκιμές που έγιναν με το σύστημα του παλμικού οξύμετρου είναι ότι τα αποτελέσματα ποιοτικώς τουλάχιστον ανταποκρίνονται πλήρως στις πραγματικές φυσιολογικές καταστάσεις που εξετάστηκαν και προσομοιώθηκαν. Ρίχνοντας μια ματιά στα ληφθέντα σήματα από την επίδραση του ερυθρού και του υπερέρυθρου εκπομπού, διαπιστώνουμε καταρχήν ότι το λαμβανόμενο σήμα είναι μεγαλύτερου πλάτους στο κανάλι του υπερέρυθρου από ό,τι στο ερυθρού, για κάθε εξεταζόμενο εθελοντή, κάτι που με βάση τις αρχές της παλμικής οξυμετρίας είναι αναμενόμενο για ένα υγιή ασθενή(αφού η απορρόφηση της οξυαιμογλοβίνης είναι μεγαλύτερη για το υπερέρυθρο από ό,τι για το ερυθρό). Επίσης, διαπιστώθηκε η αύξηση του λόγου των δύο αυτών πλατών (συγκεκριμένα αύξηση του πλάτους του ερυθρού σήματος και μείωση του υπερέρυθρου) όταν το ποσοστό της οξυαιμογλοβίνης μειώνονταν, κάτι που συνέβη κατά τη διεξαγωγή του πειράματος της γρήγορης αναπνοής. Τέλος, σε κάθε περίπτωση, ήταν φανερό ότι η ποιότητα των σημάτων ήταν εξαιρετική ενώ η μετρούμενη συχνότητα και οι εξωτερικές επιδράσεις (π.χ. κίνηση, περιβάλλον φωτισμός) είχαν άμεσο αντίκτυπο στην εικόνα που βλέπαμε στον παλμογράφο, κάτι που σημαίνει ότι ο αισθητήρας του συστήματος πράγματι ανταποκρίνεται στις καταστάσεις που πρέπει.

Όσον αφορά τα αποτελέσματα ποσοτικά, αρχικά μπορούμε να πούμε ότι σε όλες τις καταστάσεις που προσομοιώθηκαν τα αριθμητικά αποτελέσματα που προέκυψαν υπολογίζοντας το λόγο των πλατών των δύο σημάτων, έδωσαν τιμές που συμφωνούν με τα ιατρικά δεδομένα. Έτσι, όλοι οι υγιείς εθελοντές που εξετάστηκαν βρέθηκαν να έχουν ποσοστό κορεσμού του οξυγόνου στο αίμα από 97 μέχρι και 100%, που είναι στα απολύτως φυσιολογικά όρια. Επίσης θα πρέπει να σημειωθεί ότι από τη στιγμή που ευθυγραμμίστηκε το σύστημα των αισθητήρων και μετά, δεν παρουσιάστηκαν «παράλογες» μετρήσεις, δηλαδή λόγοι πλατών μικρότεροι του 0.38 που ήταν η ελάχιστη (εκτός κλίμακας) τιμή που μετρήθηκε. Ποσοτικώς μάλιστα, τα αποτελέσματα συμφωνούν σε μεγάλο βαθμό και με δοκιμές που έγιναν με παλμικό οξύμετρο του Νοσοκομείου Παιδών , που έδειξαν τιμή 98% για τον γραφών.

Βέβαια, πριν κριθούν τα αποτελέσματα θα πρέπει να ληφθούν υπόψη και οι περιοριστικοί παράγοντες που υπεισέρχονται στην εξαγωγή ασφαλών συμπερασμάτων. Ο πρώτος πρακτικός παράγοντας είναι το γεγονός ότι το σύστημα φτάνει μέχρι το επίπεδο του παλμογράφου και την αναγνώριση των

αναλογικών καρδιοσυγχρονιζόμενων σημάτων, δηλαδή δεν περνάει στο στάδιο του μικροελεγκτή ο οποίος θα μπορούσε να αθροίζει ένα πιο μεγάλο αριθμό δειγμάτων και με βάση την καμπύλη βαθμονόμησης να εξάγει πιο ακριβείς ενδείξεις. Παρόλα αυτά, αν σκεφθεί κανείς ότι ακόμα και οι καμπύλες βαθμονόμησης είναι βασισμένες σε εμπειρικά δεδομένα και διαφέρουν από μηχάνημα σε μηχάνημα, αλλά κυρίως δεν έχουν και την απόλυτη ακρίβεια που θα περίμενε κανείς, τα αποτελέσματα είναι άκρως ικανοποιητικά ακόμα και με τον τρόπο που εξήχθησαν.

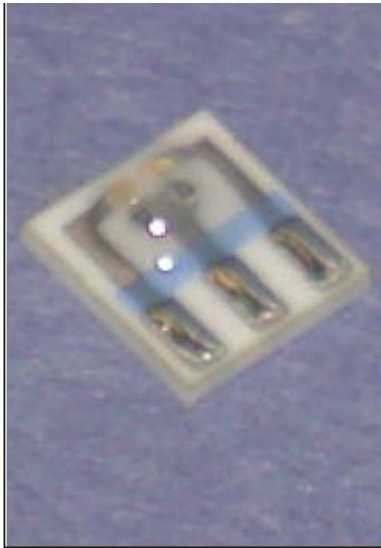
Το σημαντικότερο περιοριστικό στοιχείο, που είναι μάλιστα και το πρόβλημα που αντιμετωπίζουν και οι περισσότεροι κατασκευαστές των ιατρικών αυτών οργάνων, είναι το ταίριασμα των ειπομπών με το δέκτη. Για να κατασκευασθεί ένα σύστημα το οποίο να μπορεί να δίνει άκρως αληθινά αποτελέσματα αλλά ταυτόχρονα να μπορεί να εφαρμοσθεί σε κάθε ασθενή, ανεξαρτήτως των χαρακτηριστικών του δακτύλου του, το πρώτο πράγμα που θα πρέπει να λάβει κανείς υπόψη είναι η επιλογή των κατάλληλων αισθητήριων LEDs, ώστε καταρχήν οι ειπομποί να μην «μπλέκονται» μεταξύ τους, να έχουν τη δυνατότητα ειπομπής τόσης έντασης φωτός όση είναι απαραίτητη για την απρόσκοπτη λειτουργία του συστήματος σε κάθε εξεταζόμενο, ενώ από την άλλη ο δέκτης θα πρέπει να έχει καταρχήν την ίδια ευαισθησία τόσο στο ερυθρό όσο και στο υπέρυθρο φως, ώστε να μπορεί να διακρίνει εύκολα ανάμεσα στα σήματα που λαμβάνει. Δεδομένου ότι η εύρεση αυτού του εξοπλισμού ήταν πάρα πολύ δύσκολη, τα αποτελέσματα που έδωσε το σύστημα με τα χρησιμοποιούμενα LED ήταν ενθαρρυντικά και δείχνουν ότι πρώτον το σύστημα λειτουργεί και ανταποκρίνεται πλήρως στην πραγματικότητα, και δεύτερον ότι με τις κατάλληλες βελτιώσεις, μπορεί να δώσει ακόμα καλύτερες ενδείξεις.

6.2 Εισηγήσεις για τη βελτίωση του συστήματος

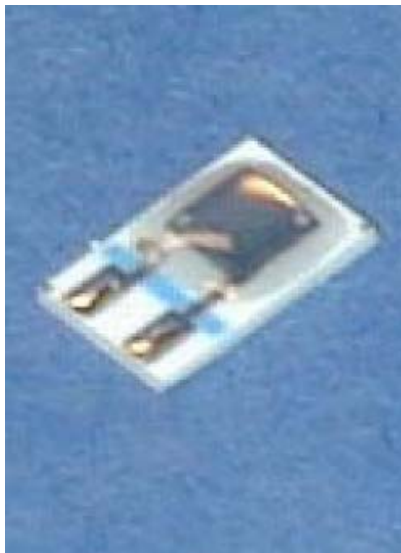
Ξεκινώντας τις προτάσεις για τη βελτίωση του συστήματος του παλμικού οξυμέτρου, αρχίζουμε από εκεί που τελείωσε η προηγούμενη παράγραφος. Το πρώτο πράγμα που θα μπορούσε λοιπόν κανείς να αλλάξει είναι το σύστημα ειπομπών δέκτη με τη χρησιμοποίηση LEDs τα οποία θα είναι ταίριασμένα, έτσι ώστε τα αποτελέσματα να είναι καλύτερης ποιότητας. Μια πιθανή λύση θα αποτελούσε καταρχήν η αναζήτηση ενός αισθητήρα (επιφάνειας 5 τετραγωνικών χιλιοστών) με μεγαλύτερη γωνιακή ευαισθησία από αυτόν που υπάρχει, έτσι ώστε να αυξηθεί το πλήθος των πιθανών θέσεων στις οποίες μπορεί να ανιχνεύει τα λαμβανόμενα σήματα. Βέβαια, βέλτιστη λύση για το συγκεκριμένο πρόβλημα είναι η χρησιμοποίηση ειπομπών και δέκτη που είναι απολύτως σχεδιασμένα για αυτή την εφαρμογή. Σε τέτοιες περιπτώσεις, οι δυο ειπομποί βρίσκονται τοποθετημένοι στο ίδιο μικρών διαστάσεων πακέτο, το

οποίο διαθέτει και ένα daylight filter για την αποφυγή της επίδρασης του περιβάλλοντος φωτισμού, ενώ ο ανιχνευτής είναι μια φωτοδίοδος απολύτως ταιριασμένη στα χαρακτηριστικά των ειπομπών. Τέτοιο εξοπλισμό παρέχει η εταιρία Advanced Photonix inc[19], όπου ένα παράδειγμα ειπομπών και δέκτη φαίνεται στα ακόλουθα σχήματα :

Ειπομπός PDI-835 :



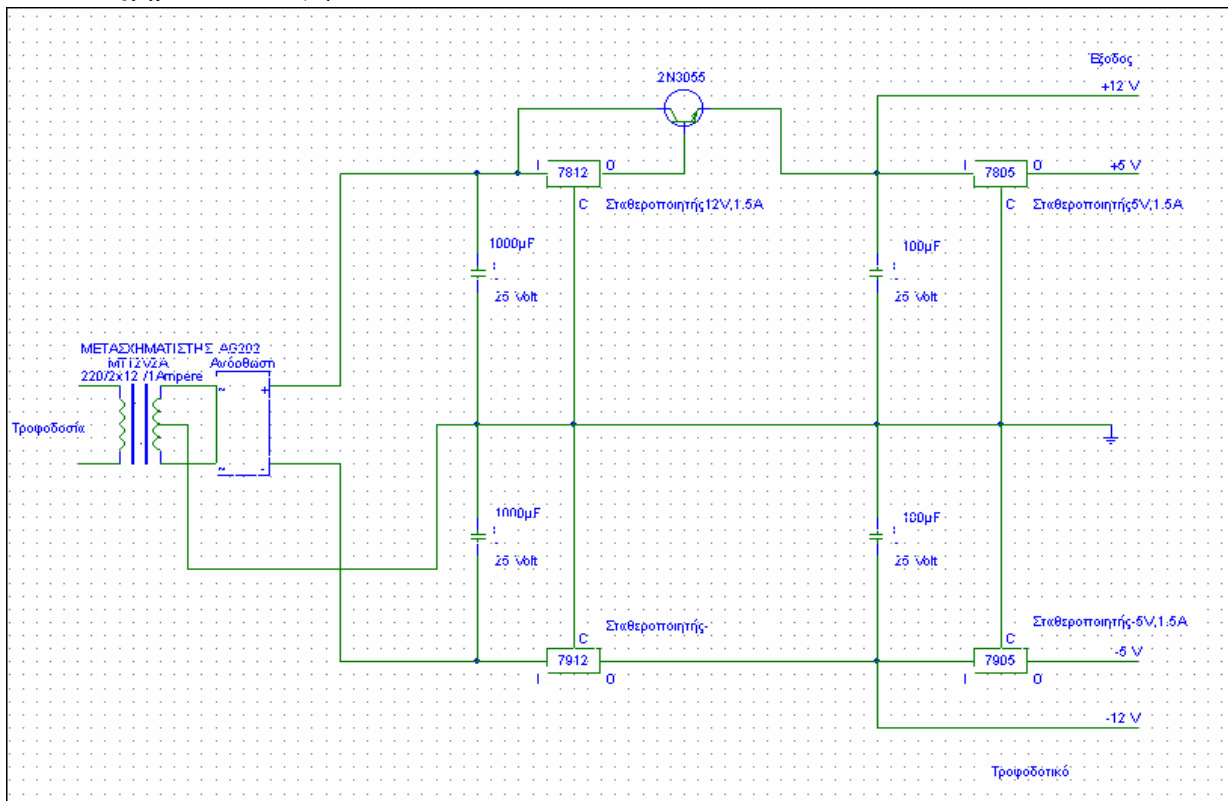
Ανιχνευτής PDB-C-165 :



Τα δυο παραπάνω εξαρτήματα αποτελούν τυπικό παράδειγμα οπτικού εξοπλισμού που χρησιμοποιείται στην πράξη από τις μεγάλες κατασκευαστικές εταιρίες όπως η Nellcor , η Ohmeda, η Nonin Medical κτλ.

Η δεύτερη πρόταση για την περαιτέρω ανάπτυξη του παρόντος συστήματος δεν είναι άλλη από την αυτονομία του. Για το λόγο αυτό, προτείνεται η δημιουργία μια ξεχωριστής πλακέτας η οποία θα φέρει σύστημα τροφοδοτικού αποτελούμενου από μετασχηματιστή 220/12 V, ανορθωτικό σύστημα και σταθεροποιητές τάσης στα +12,-12 και +5 και -5 V. Ένα τέτοιο απλό τροφοδοτικό φαίνεται στο ακόλουθο σχήμα [20] :

Σχήμα 6.2.1: Τροφοδοτικό



Από τις δύο εξόδους 12 V θα μπορούσαν να τροφοδοτηθούν οι κλέμες τροφοδοσίας του συστήματος, ενώ από αυτή των 5V, η τροφοδοσία του μικροελεγκτή της Atmel, ο οποίος αποτελεί την αμέσως επόμενη αναγκασία προσθήκη στη συσκευή, τόσο για την επίτευξη αυτόνομου χρονισμού, αλλά και πολύ περισσότερο για την Α/D μετατροπή των δεδομένων των σημάτων και την περαιτέρω επεξεργασία τους με τελικό σκοπό την απεικόνιση των τελικών αποτελεσμάτων σε ένα LCD μόνιτορ.

Με τις παραπάνω βελτιώσεις/προσθήκες, το σύστημα θα αποτελέσει ένα ανεξάρτητο και πλήρως λειτουργικό παλμικό οξύμετρο ικανό για την απόκτηση αξιόπιστων μετρήσεων.

6.3 Με βλέμμα στον ορίζοντα

Όπως έχει πολλάκις αναφερθεί μέχρι στιγμής, η παλμική οξυμετρία αποτελεί ένα ισχυρό όπλο στα χέρια των ειδικών επιστημόνων και είναι λογικό οι προσπάθειες για την εξέλιξη της σχετιζόμενης τεχνολογίας και κατά συνέπεια τη βελτίωση της μεθόδου, να είναι έντονες.

Η οξυμετρία ανάκλασης, η οποία μετράει την ποσότητα φωτός που ανακλάται από ένα ιστό (σε αντίθεση με το φως που διέρχεται μέσα από αυτόν), υπάρχει ως μέθοδος από τις αρχές της δεκαετίας του 90, αλλά δεν έχει αποκτήσει ευρύτατη αποδοχή. Η αρχή της ανάκλασης μπορεί να είναι λιγότερο επιρρεπής στα προβλήματα που δημιουργεί η κίνηση του ασθενούς ή η ανεπαρκής περιφερειακή διάχυση, αλλά προς το παρόν δεν έχει αναφερθεί χρήση αυτής της μεθόδου σε έμβρυα και παιδιά. Τα μόνα οξυμέτρα ανάκλασης που είναι διαθέσιμα αυτή τη στιγμή αφορούν ασθενείς βαρύτερους από 10 kg. Σε αυτό το σημείο δεν είναι σαφές αν τα νέα μοντέλα οργάνων αυτού του τύπου είναι καλύτερα από αυτά που είχαν κυκλοφορήσει στο παρελθόν.

Μια νέα ακόμα αλλά καθόλου επιβεβαιωμένη μέσω δοκιμών ανακάλυψη είναι μια συσκευή που κυκλοφόρησε πρόσφατα της οποίας ο κατασκευαστής ισχυρίζεται ότι έχει καλύτερη απόδοση επειδή έχει το απαραίτητο λογισμικό και την εμπειρική βαθμονόμηση μέσα στο probe αντί για μέσα στο οξυμέτρο. Η προτεινομένη βελτιωμένη απόδοση οφείλεται στη δήθεν καλύτερη ακρίβεια. Παρόλα αυτά, ο κατασκευαστής δεν έχει αποδείξει ακόμα ότι η συσκευή αυτή υπερτερεί όταν θα κληθεί να αντιμετωπίσει τα σημαντικά προβλήματα της επίδρασης της κίνησης και της ανεπαρκούς διάχυσης.

Η πλέον σύγχρονη τάση στην παλμική οξυμετρία, όπως άλλωστε ισχύει και στις περισσότερες νέες τεχνολογικές εφαρμογές, είναι η χρησιμοποίηση ασύρματων οξυμέτρων, των λεγόμενων wireless finger probes, όπως αυτό που εικονίζεται στην ακόλουθη φωτογραφία :



Εικόνα 6.3.1: Ασύρματο finger probe

Το παραπάνω σύστημα παρουσιάζει αρκετά πλεονεκτήματα, όπως η μικρή κατανάλωση ισχύος (αφού μπορεί να λειτουργήσει με μια απλή μπαταρία 3V), το μικρό μέγεθος, και η διαρκής παρακολούθηση της αναπνευστικής λειτουργίας του ασθενούς. Η τάση εξέλιξης αποσκοπεί σε μικρότερα ακόμα μεγέθη με περισσότερες δυνατότητες απεικόνισης και καλύτερο ταιρίασμα των χρησιμοποιούμενων LEDs.

Αναφορές :

- [1] *Understanding Oxyhemoglobin*, by Peter Bonadonna, Monroe Community College, Rochester New York
- [2] *Pulse Oximetry and the Oxyhemoglobin Dissociation Curve*, by SSB Healthcare Division
- [3] *Pulse Oximetry and the Oxyhemoglobin Dissociation Curve*, by SSB Healthcare Division
- [4] *Neonatal and Pediatric Pulse Oximetry*, John W. Salyer MBA RRT-NPC FAARC
- [5] *Pulse Oximetry*, Medical Electronics. Dr Neil Townsend, Michaelmas Term 2001
- [6] *Wireless Fingernail Sensor for Continuous Long Term Health Monitoring*, Haruhiko Harry Asada, Melissa Barbagelata
- [7] *Pulse Oximetry*, Dr Vijaylakshmi Kamat, Indian Journal Of Anaesthesia, August 2002
- [8] *Pulse Oximetry*, Medical Electronics. Dr Neil Townsend, Michaelmas Term 2001
- [9] *Wireless Fingernail Sensor for Continuous Long Term Health Monitoring*, Haruhiko Harry Asada, Melissa Barbagelata
- [10] *Neonatal and Pediatric Pulse Oximetry*, John W. Salyer MBA RRT-NPC FAARC
- [11] *Pulse Oximetry – in context* , by Patricia Carroll RN.C, CEN, RRT, MS Sep 2003
- [12] *Tfy – 99.269 Current Methods and issues in monitoring physiological systems*, Lecture 9, November 7, 2003
- [13] *Pulse Oximetry – Protocols For Practise*, Critical Care Nurse, June 2002, by Mary Jo Grap
- [14] *Pulse Oximetry*, Medical Electronics. Dr Neil Townsend, Michaelmas Term 2001

- [15] *M.Morris Mano*, 10.3 Τα χαρακτηριστικά του διπολικού τρανζίστορ
- [16] *Εργαστήριο Εισαγωγή Στις Τηλεπικοινωνίες, Άσκηση 2, Ζωνοπερατό Φίλτρο*, Φ. Κωνσταντίνου, Καθηγητής Ε.Μ.Π.
- [17,18] *A Technology Overview of the Nellcor OxiMax Pulse Oximetry System*, Nellcor Technical Stuff
- [19] <http://www.photonicdetectors.com/>
- [20] *Εργαστηριακά Ηλεκτρονικά, Παράρτημα Α*, Στέφανος Ν. Μανιάς, Αθανάσιος Καλετσάνος

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α (πρόγραμμα χρονισμού του Atmeg32)

/******

This program was produced by the
CodeWizardAVR V1.24.0 Standard
Automatic Program Generator
© Copyright 1998-2003 HP InfoTech s.r.l.
<http://www.hpinfotech.ro>
e-mail:office@hpinfotech.ro

Project : Hemoglobine
Version : 0.1
Date : 15/6/2005
Author : GeMazar
Company : NTUA
Comments:

Chip type : ATmega32
Program type : Application
Clock frequency : 3,686400 MHz
Memory model : Small
External SRAM size : 0
Data Stack size : 512
*****/

```
#include <mega32.h>  
#include <delay.h>
```

```
// Timer 1 overflow interrupt service routine  
interrupt [TIM1_OVF] void timer1_ovf_isr(void)  
{  
// Reinitialize Timer 1 value  
TCNT1H=0xE3;  
TCNT1L=0x34;  
// Place your code here  
PORTB.0=0;  
PORTB.2=1;  
delay_us(100); //100  
PORTB.0=1;  
PORTB.2=0;
```

```

delay_us(900); //900
PORTB.1=0;
PORTB.3=1;
delay_us(100); //100
PORTB.1=1;
PORTB.3=0;
}

// Declare your global variables here

void main(void)
{
// Declare your local variables here

// Input/Output Ports initialization
// Port A initialization
// Func0=In Func1=In Func2=In Func3=In Func4=In Func5=In
Func6=In Func7=In
// State0=T State1=T State2=T State3=T State4=T State5=T State6=T
State7=T
PORTA=0x00;
DDRA=0x00;

// Port B initialization
// Func0=Out Func1=Out Func2=Out Func3=Out Func4=In Func5=In
Func6=In Func7=In
// State0=0 State1=0 State2=1 State3=1 State4=T State5=T State6=T
State7=T
PORTB=0x0C;
DDRB=0x0F;

// Timer/Counter 0 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: Timer 0 Stopped
// Mode: Normal top=FFh
// OC0 output: Disconnected
TCCR0=0x00;
TCNT0=0x00;
OCR0=0x00;

// Timer/Counter 1 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: 3686,400 kHz
// Mode: Normal top=FFFFh

```

```

// OC1A output: Discon.
// OC1B output: Discon.
// Noise Canceler: Off
// Input Capture on Falling Edge
TCCR1A=0x00;
TCCR1B=0x01;
TCNT1H=0xE3;
TCNT1L=0x34;
OCR1AH=0x00;
OCR1AL=0x00;
OCR1BH=0x00;
OCR1BL=0x00;

// Timer/Counter 2 initialization
// Clock source: System Clock
// Clock value: Timer 2 Stopped
// Mode: Normal top=FFh
// OC2 output: Disconnected
ASSR=0x00;
TCCR2=0x00;
TCNT2=0x00;
OCR2=0x00;

// External Interrupt(s) initialization
// INT0: Off
// INT1: Off
// INT2: Off
MCUCR=0x00;
MCUCSR=0x00;

// Timer(s)/Counter(s) Interrupt(s) initialization
TIMSK=0x04;

// Analog Comparator initialization
// Analog Comparator: Off
// Analog Comparator Input Capture by Timer/Counter 1: Off
// Analog Comparator Output: Off
ACSR=0x80;
SFIOR=0x00;

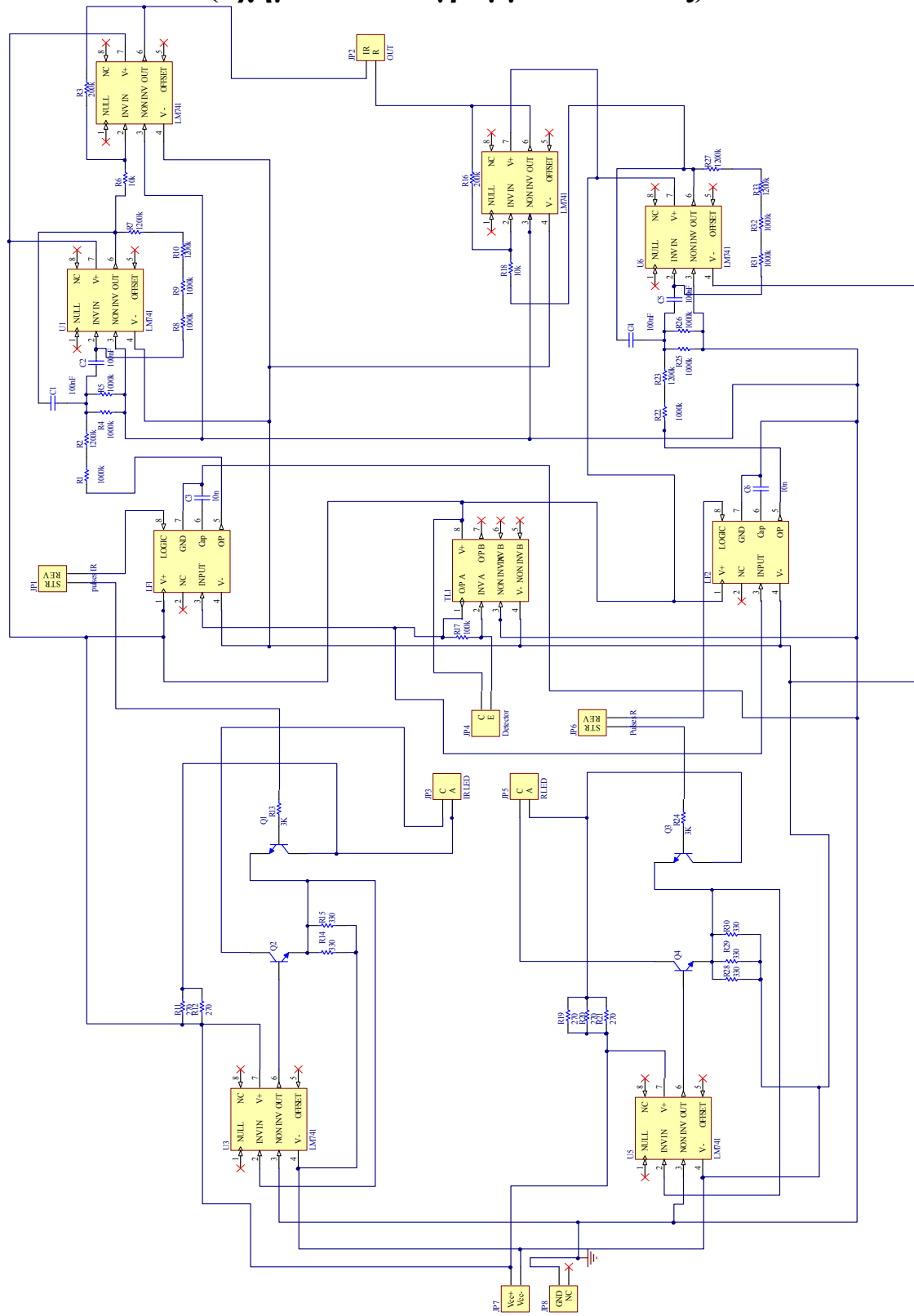
// Global enable interrupts
#asm("sei")

while (1)

```

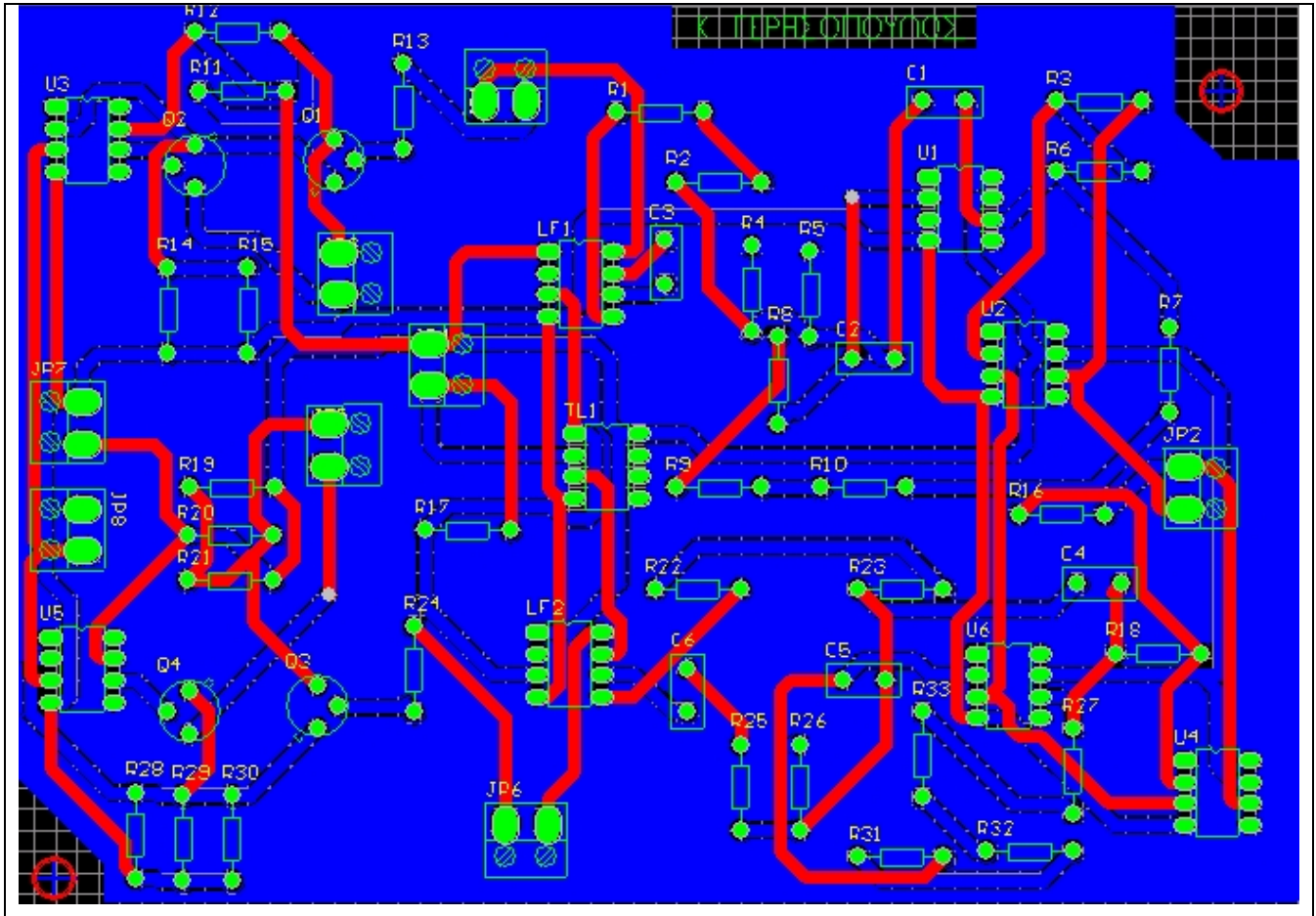
```
{  
// Place your code here  
};  
}
```

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β (σχηματικό διάγραμμα πλακέτας)



ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Γ

(τυπωμένο κύκλωμα)



ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Δ

