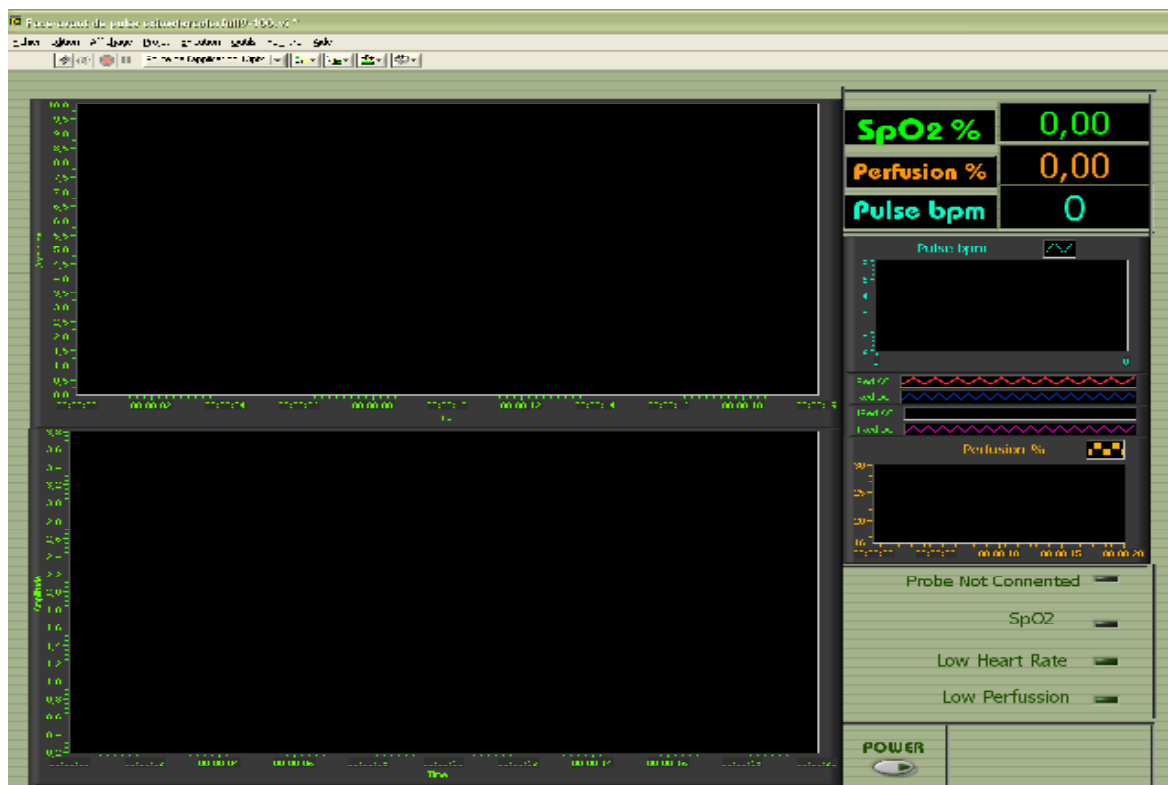


T.E.I. ΧΑΝΙΩΝ

Εικονικός Μετρητής Κορεσμού Οξυγόνου στο Labview



ΤΟΠΗΣ ΘΩΜΑΣ

ΧΑΝΙΑ ΜΑΡΤΙΟΣ 2008

Περίληψη

Η εκτίμηση του κορεσμού του οξυγόνου στο αίμα (SaO_2), είναι μια πολύ σημαντική παράμετρος για τη διάγνωση της υποξίας. Μια γρήγορη, ακριβής και ανώδυνη συσκευή για την εκτίμηση του SaO_2 θα γινόταν αμέσως η πρώτη επιλογή σε όλες τις μονάδες εντατικής παρακολούθησης. Τα οξύμετρα παλμού είναι ιατρικές ηλεκτρονικές συσκευές που βασίζονται σε μια μη διεισδυτική μέθοδο, αποκαλούμενη ευρέως ως φωτοπλεθυσμογραφία (photoplethysmography). Το φως σε δύο διαφορετικές περιοχές του φάσματος εκπέμπεται σε ένα στρώμα ανθρώπινου ιστού. Ένα ποσοστό από αυτό το φως απορροφάτε ή διεσπάτε και κάποιο άλλο ποσοστό ανακλάτε πίσω ή διέρχετε μέσω του ιστού. Το ανιχνεύσιμο φως υποβάλλεται σε επεξεργασία προκειμένου να εξαχθεί το σήμα φωτοπλεθυσμογραφίας γνωστό ως Photoplethysmographic PPG και να υπολογιστεί ο κορεσμός οξυγόνου στο αίμα (SpO_2). Σε ένα υγιή άνθρωπο οι τιμές του SpO_2 είναι κοντά στο 99%.

Τα περισσότερα από τα οξύμετρα παλμού είναι αποκλειστικά αυτόνομες ηλεκτρονικές συσκευές. Αυτό ήταν το κίνητρο για την ανάπτυξη ενός οξύμετρου παλμού σε λογισμικό, βασιζόμενο στην γλώσσα προγραμματισμού LabVIEW με τη χρησιμοποίηση όσο το λιγότερο δυνατό ηλεκτρονικών εξαρτημάτων. Το Εικονικό Οξύμετρο Παλμού είναι σε θέση να απεικονήσει τα σήματα PPG σε διαγράμματα και να εξάγει την τιμή του SpO_2 και την διάχυση του αίματος στο ανθρώπινο σώμα. Τα παρακάτω κεφάλαια περιγράφουν τις αρχές των οξύμετρων παλμού, τη βασική φυσιολογία του αίματος και μια

λεπτομερή ανάλυση του σχηματικού διαγράμματος και ηλεκτρονικών εξαρτημάτων που χρησιμοποιούνται.

Περιεχόμενα

1.	Εισαγωγή	5
2.	Επισκόπηση πτυχιακής εργασίας	7
3.	Φυσιολογία	8
4.	Οξύμετρα Παλμού	10
4.1	Ιστορία των οξύμετρων παλμού	10
4.2	Αρχές των οξύμετρων παλμού	13
4.3	Οφέλη και περιορισμοί του οξύμετρου παλμού	16
4.4	Ο νόμος του Beer στην οξυμετρία παλμού	18
5.	Συνδετήρες οξύμετρου (pulse oximeter's probes)	20
5.1	Συνδετήρες μετάδοσης (transmittance probes)	21
5.2	Συνδετήρες ανάκλασης (Reflectance probes)	22
5.3	Συνδετήρες Μαγνητικής Αντήρησης (MRI)	24
6.	Light Emitting Diodes (LEDs)	25
6.1	Εισαγωγή στα LEDs	25
6.2	Τα LEDs στα οξύμετρα παλμού	27
7.	Φωτοανιχνευτές	31
7.1	Εισαγωγή στις φωτοδιόδους	32
8.	Σχεδιασμός Υλικού (hardware design)	34
8.1	Εισαγωγή στο κύκλωμα πηγής ρεύματος	35
8.2	Ανάλυση της πηγής σταθερού ρεύματος	36
8.3	Περιορισμοί του κυκλώματος	37
8.4	Εισαγωγή στους ενισχυτές transimpedance	38
8.5	Ανάλυση των ενισχυτών transimpedance	39
8.6	Περιορισμοί του κυκλώματος	40
8.7	Εξαρτήματα και υπολογισμοί τους	41
8.7.1	Πηγές Σταθερού Ρεύματος	41
8.7.2	Ενισχυτής Transimpedance	42
8.8	Κατασκευή του συνδετήρα (probe)	43
8.9	Κάρτα Συνδέσεων Εισόδων-Εξόδων	44

9. LabVIEW	46
9.1 Εισαγωγή	46
10. Ανάπτυξη λογισμικού.....	49
10.1 Εισαγωγή στο Εικονικό Οξύμετρο Παλμού.....	49
10.2 Ακολουθία προγράμματος	50
10.2.1 Εισαγωγή στη δομή του προγράμματος	50
10.3 Ανάλυση κώδικα	52
10.3.1 Προσομοίωση διακόπτη.....	52
10.3.2 Παραγωγή ακολουθίας παλμού	53
10.3.3 Διαμόρφωση εισόδου (input configuration)	54
10.3.4 Αποπολυπλέκτης σημάτων.....	56
10.3.5 Εξάγοντας τις AC-DC τιμές	57
10.3.6 Εκτίμηση του κορεσμού οξυγόνου αίματος	58
10.3.7 Φιλτράρισμα του σήματος PPG	59
10.3.8 Πληροφορίες ασθενών.....	61
10.3.9 Οπτικοί και ακουστικοί συναγερμοί	63

Πίνακας Εικόνων

Σχήμα 3.1: Συντελεστές απορρόφησης για διαφορετικούς τύπους αιμοσφαιρίνης ...	10
Σχήμα 4.1: Ελαφριά απορρόφηση στο αίμα και τον ιστό	14
Σχήμα 4.2: Μπλοκ διάγραμμα ενός εμπορικού οξύμετρου παλμού	15
Σχήμα 4.3: Απορρόφηση ενός συναφούς φωτός της έντασης I_0 όταν ταξιδεύει μια απόσταση $a+d$, χωρίς να απορροφηθεί στον αέρα.	19
Σχήμα 5.1: Συνδετήρας μετάδοσης (transmittance probe)	21
Σχήμα 5.2: Συνδετήρας ανάκλασης (reflectance probe)	23
Σχήμα 5.3: Συνδετήρας MRI	24
Σχήμα 6.1: Διάγραμμα Light Emmiting Diode	25
Σχήμα 6.2: Περιοχές P-N του τσιπ ημιαγωγών	26
Σχήμα 6.3: Χαρακτηριστικές ρεύματος-τάσης για διαφορετικά LEDs	28
Σχήμα 6.4: Σχέση μεταξύ της φωτεινής έντασης και της περιβαλλοντικής θερμοκρασίας.	30
Σχήμα 7.1: Σχηματικό διάγραμμα φωτοδιόδων.....	32
Σχήμα 7.2: Χαρακτηριστική τάσης ρεύματος για τα διαφορετικά επίπεδα φωτός.	33
Σχήμα 8.1: Μπλοκ διάγραμμα υλικού	34
Σχήμα 8.2: Σχηματικό διάγραμμα πηγής σταθερού ρεύματος.....	35
Σχήμα 8.3: Ενισχυτής Transimpedance με φωτοδίοδο	38
Σχήμα 8.4: Τετραπλός operational amplifier	41
Σχήμα 8.5: Έλεγχος συντελεστή ανάκλασης.....	43
Σχήμα 8.6: Κάρτα I/O NI- 6014 (εγχειρίδιο χρήστη)	44
Σχήμα 9.1: Παράδειγμα για το front panel	47
Σχήμα 9.2: Παράδειγμα για το block diagram	47
Σχήμα 10.1: Κεντρικός πίνακας επιλογών του Εικονικού Οξύμετρου	49
Σχήμα 10.2: Παλμικές ακολουθίες οδήγησης των LEDs	50
Σχήμα 10.3: Προσομοίωση διακόπτη	52
Σχήμα 10.4: Παραγωγή ακολουθίας παλμού	53
Σχήμα 10.5: Λήψη δεδομένων με σκανδαλισμό εισόδου	55
Σχήμα 10.6: Αποπολυπλέκτης σήματος εισόδου.....	56

Σχήμα 10.7: Εξαγωγή τιμών εναλλασσόμενου ρεύματος και συνεχούς ρεύματος....	57
Σχήμα 10.8: Formula Node	59
Σχήμα 10.9: Φιλτράρισμα PPG.....	60

1. Εισαγωγή

Η μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου στο αίμα μέσω των οξύμετρων παλμού, είναι μια μη διεισδυτική μέθοδος που παρέχει πληροφορίες για τον κορεσμό του οξυγόνου στο αίμα (SpO_2), το ποσοστό των καρδιακών παλμών (heart rate) και την διάχυση του αίματος στο ανθρώπινο σώμα (Saturation). Εισήχθη αρχικά το 1983 και από τότε χρησιμοποιείται παγκοσμίως ως κύρια μέθοδος ελέγχου στην εντατική, στα επείγοντα περιστατικά, στους θαλάμους ανάλυσης, τις μεταφορές ασθενών, την βρεφική και οικιακή φροντίδα. Είναι βασισμένη στη φωτοπλεθυσμογραφία, μια μη διεισδυτική οπτική τεχνική, όπου το φως στην περιοχή του κόκκινου και του υπέρυθρου εκπέμπεται στον ανθρώπινο ιστό. Κάποιο μέρος από αυτό το φως απορροφάτε από την αιμοσφαιρίνη του αίματος ή ανακλάτε πίσω από τον ανθρώπινο ιστό και κάποιο άλλο σκεδάζετε ή διαπερνά τον ανθρώπινο ιστό. Ο λόγος που χρησιμοποιούμε αυτά τα δύο μήκη κύματος του φωτός είναι επειδή η αιμοσφαιρίνη που βρήσκατε στο αίμα και μεταφέρει το οξυγόνο, έχει διαφορετική ευαισθησία σε αυτά τα μήκη κύματος οπότε και διαφορετική απορροφητικότητα. Έτσι το φως στα δύο αυτά μήκη κύματος που καταφέρνει να διαπεράσει τον ανθρώπινο ιστό εξαρτάται άμεσα από τον κορεσμό του

οξυγόνου του αίματος, δηλαδή πιο απλά από το οξυγόνο που μεταφέρει η αιμοσφαιρίνη του αίματος. Το φως που διέρχεται από τον ανθρώπινο ιστό επεξεργάζεστε όπως θα δούμε αναλυτικότερα στα παρακάτω κεφάλαια και τα δεδομένα μας αντιστοιχούν σε ένα εμπειρικό πίνακα μετρήσεων του κορεσμού του οξυγόνου στο αίμα. Ο πίνακας αυτός έχει συμπληρωθεί με την συμβατική διεισδυτική μέθοδο μέτρησης του οξυγόνου στο αίμα SaO₂, μέσω λήψης αίματος με σύριγγα.

Η οξυγονομέτρηση παλμού SpO₂ βασίζεται λοιπόν σ' ένα εμπειρικό μέτρο, με απόκλιση 3% μεταξύ του πραγματικού κορεσμού SaO₂ οξυγόνου του αίματος. Διαδραματίζει έναν κρίσιμο ρόλο στις ιατρικές εφαρμογές όπου η ανίχνευση της υποξίας είναι ουσιαστική (οξυγόνωση αίματος χαμηλότερη από την κανονική), αλλά δεν είναι σαφές εάν είναι το ίδιο ακριβής μέθοδος για την ανίχνευση της υπεροξίας (οξυγόνωση του αίματος υψηλότερη από το κανονικό).

Η οξυγονομέτρηση παλμού δεν είναι η μόνη μέθοδος για την μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου του αίματος. Υπάρχουν και άλλες μέθοδοι όπως οι χημικές μέθοδοι, η μέθοδος συρίγγων, οι μετρητές φάσματος (spectrophotometers) που χρησιμοποιούν την τεχνολογία οπτικών ινών, κ.λ.π.

2. Επισκόπηση πτυχιακής εργασίας

Ένα οξύμετρο παλμού είναι μια ιατρική ηλεκτρονική συσκευή για την μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου στο αίμα. Αυτήν την περίοδο τα περισσότερα από τα οξύμετρα παλμού στην αγορά είναι αποκλειστικά συσκευές hardware, είναι ακριβές και μη ευέλικτες για τη μακροπρόθεσμη εντατική θεραπεία. Ο στόχος αυτής της πτυχιακής είναι να αναπτυχθεί ένα Εικονικό Οξύμετρο Παλμού στο Labview, μια ισχυρή γλώσσα προγραμματισμού βασιζόμενη στην γλώσσα G, με τη χρησιμοποίηση του λιγότερου hardware. Αυτό το οξύμετρο θα είναι πιο ευέλικτο, λιγότερο ακριβό και θα παράσχει στο χρήστη όλα τα οφέλη του λογισμικού και του υπολογιστή που το τρέχει. Θα είναι σε θέση να μετρήσει τον κορεσμό οξυγόνου αίματος (SpO_2) σε πραγματικό χρόνο και να παρέχει συνεχή έλεγχο 24 ωρών. Αυτές οι μετρήσεις θα σώζοντε σ' ένα αρχείο σε μια βάση δεδομένων με το όνομα, το επώνυμο και την ηλικία του ασθενή. Τα αρχεία αυτά μπορούν να εισαχθούν σε ένα άλλο πρόγραμμα όπως το Microsoft Excel ή Microsoft Word για περαιτέρω επεξεργασία και εκτύπωση. Η βάση δεδομένων μπορεί επίσης να προσεγγιστεί μέσω του δικτύου. Ο χειριστής θα έχει την δυνατότητα να παρατηρείται τις κυματομορφές των σημάτων φωτοπλεθυσμογραφίας Photoplethysmography (PPG) που παράγονται όταν διέρχεται το κόκκινο και

υπέρυθρο φως μέσο του ανθρώπινου ιστού και τις αλλαγές του ποσοστού των καρδιών παλμών. Επίσης θα έχει την δυνατότητα να παρακολουθεί σε γραφική παράσταση την κατανομή της διάχυσης του αίματος στον οργανισμό σε πραγματικό χρόνο. Οι οπτικοί και ακουστικοί συναγερμοί χρησιμοποιούνται σε περίπτωση αποσυνδεδεμένου αισθητήρα και χαμηλού SpO₂.

Το Εικονικό Οξύμετρο Παλμού θα είναι κατάλληλο για να χρησιμοποιηθεί στα δωμάτια ανάλυσης των νοσοκομείων, τις μονάδες εντατικής θεραπείας ή για οικιακή χρήση. Η βάση δεδομένων όπου θα αποθηκεύονται οι μετρήσεις θα έχει την δυνατότητα να δέχεται προσπέλαση μέσω δικτύου για απομακρυσμένο έλεγχο του ασθενή. Τέλος η συσκευή αυτή μπορεί να λειτουργήσει και υπαίθρια με τη χρησιμοποίηση ενός φορητού υπολογιστή, αλλά σε αυτήν την περίπτωση τα συμβατικά οξύμετρα παλμού είναι πιο εύχρηστα.

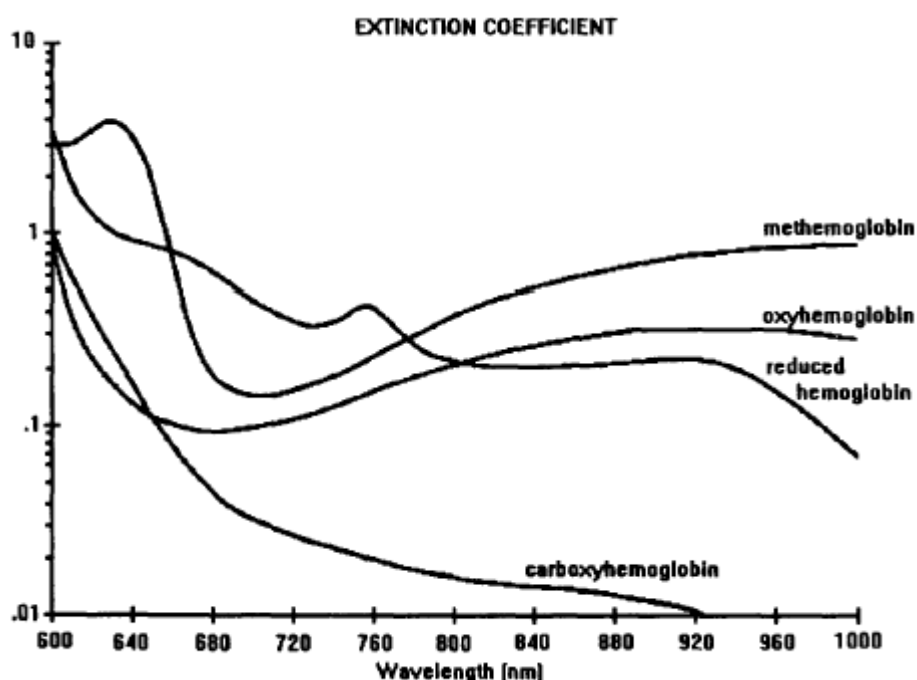
3. Φυσιολογία

Η αιμοσφαιρίνη είναι μια ουσία που περιλαμβάνεται μέσα στο αίμα και χρησιμοποιείται για να δεσμεύει το οξυγόνο από τα πνευμονικά τριχοειδή αγγεία και να το απελευθερώνει στα συστηματικά τριχοειδή αγγεία. Κάθε κόκκινο κύτταρο αίματος περιέχει 265 εκατομμύρια μόρια της αιμοσφαιρίνης. Κάθε μόριο αιμοσφαιρίνης διαιρείται σε τέσσερις μονάδες όπου κάθε μονάδα μπορεί να φέρει ένα μόριο οξυγόνου, κατά συνέπεια τέσσερα μόρια οξυγόνου στο σύνολο. Το χρώμα της αιμοσφαιρίνης αλλάζει όταν οξυγονώνεται. Γίνεται

ανοιχτό κόκκινο όταν είναι πλήρης οξυγονομένη και σκούρο κόκκινο όταν δεν είναι. Αυτή η αλλαγή στο χρώμα χρησιμοποιείται στα οξύμετρα παλμού για να μετρήσουν τον κορεσμό του οξυγόνου στο αίμα.

Η αιμοσφαιρίνη διαιρείται σε πολλές κατηγορίες. Η σημαντικότερη για το οξύμετρο παλμού είναι η λειτουργική αιμογλοβίνη. Η πλήρης οξυγονομένη αιμοσφαιρίνη καλείται οξυγονοαιμοσφαιρίνη (oxyhaemoglobin HbO_2) και φέρνει τέσσερα μόρια οξυγόνου. Η αιμοσφαιρίνη που δεν έχει οξυγόνο καλείται μειωμένη αιμοσφαιρίνη (Hb). Ο αριθμός των λειτουργικών μορίων αιμοσφαιρίνης εξαρτάται από πόσο υγιές είναι το άτομο και μειώνεται σε περιπτώσεις έλλειψης σιδήρου (αναιμία) και B12 βιταμίνης. Τα μόρια αιμοσφαιρίνης που δεν υποστηρίζουν τη μεταφορά του οξυγόνου στους ιστούς καλούνται δυσλειτουργικά.

Το φάσμα απορροφητικότητας όλων των ειδών της αιμοσφαιρίνης είναι διαφορετικό. Η απορρόφηση του φωτός για τη μειωμένη σε οξυγόνο αιμοσφαιρίνη είναι λιγότερη από την κορεσμένη σε οξυγόνο αιμοσφαιρίνη στην υπέρυθη περιοχή αλλά είναι περισσότερη στην κόκκινη περιοχή του φάσματος του φωτός. Μπορούμε να δούμε τους συντελεστές απορρόφησης φωτός μεταξύ των διαφορετικών ειδών αιμοσφαιρίνης στο παρακάτω



διάγραμμα:

Σχήμα 3.1: Συντελεστές απορρόφησης για τους διαφορετικούς τύπους αιμοσφαιρίνης

4. Οξύμετρα Παλμού

4.1 *Ιστορία των οξύμετρων παλμού*

Η ιστορία της οξυμετρίας, αρχίζει το 1862, όταν ο Horre-Seyler έδειξε ότι οι αλλαγές χρώματος στα διαλύματα αιμοσφαιρίνης κατά τη διάρκεια της διαδικασίας της αναπνοής, οφείλονταν στην απουσία ή στην παρουσία οξυγόνου. Δύο έτη αργότερα, έρευνες δείχνουν ότι η αιμοσφαιρίνη ήταν το συστατικό στο αίμα που έφερε το οξυγόνο. Το 1874 ο Von Vierordt μέτρησε την κατανάλωση οξυγόνου με τη χρησιμοποίηση του διαβιβασθέντος φωτός στο χέρι του, αφού είχε αποκόψει την κυκλοφορία αίματος με το τύλιγμα μιας λαστιχένιας ζώνης γύρω από τον καρπό του. Το ανακλώμενο φως αναλύθηκε από ένα φασματογράφο και έτσι ανακάλυψε ότι η κατανάλωση οξυγόνου αφορούσε το χρόνο αλλαγής της οξυαιμοσφαιρίνης σε διοξυαιμοσφαιρίνη. Ο Nicolai βελτίωσε την εργασία του Vierordt με την προσθήκη ενός ανιχνευτή φωτός που ήταν μια κατασκευή από στρώματα φωτοκυψελών. Το 1935 ο Matthes κατασκεύασε την πρώτη συσκευή για την εκτίμηση του κορεσμού του οξυγόνου στο ανθρώπινο αίμα. Αυτή η συσκευή αρχικά χρησιμοποιούσε δύο μήκη κύματος φωτός, στο μπλε και στο πράσινο φάσμα, το ένα για την απορροφητικότητα του ιστού και το άλλο για το οξυγόνο. Το 1939

κατασκεύασε ένα οξύμετρο παλμού που μετρούσε την οξυγόνοση του αίματος από το αυτί, βασισμένο στα κόκκινα και υπέρυθρα μήκη κύματος αλλά ήταν ενοχλητικό και δύσκολο να χρησιμοποιηθεί λόγω του μεγέθους της συσκευής.

Σημαντικές πρόοδοι έγιναν στην οξυμετρία κατά τη διάρκεια του 2^{ου} παγκόσμιου πολέμου, λόγω της ανάγκης να ελεγχθεί ο κορεσμός οξυγόνου του αίματος στους πιλότους όταν αυτοί βρίσκονταν σε μεγάλο ύψος. Το 1940, ο Millikan σχεδίασε αρχικά ένα οξύμετρο ακουστικού λοβού και έπειτα το ανέπτυξε σε ένα αυτόματο σύστημα παροχής οξυγόνου στην μάσκα του πιλότου ανάλογα με το ύψος πτήσης και την σωματική του δραστηριότητα.

Το 1948 ο Geraci με τον Wood τροποποίησαν το οξύμετρο ακουστικού λοβού του Millikans, βελτιώνοντας το υπέρυθρο φίλτρο και κατορθώνοντας να θέσουν το αρχικό μηδέν με την προσθήκη μιας κάψας πίεσης (διογκώσιμο μπαλόνι) που θα μπορούσε να σταματήσει τη ροή αίματος προς το αυτί. Το 1951, ο Nahas δημοσίευσε μια έκθεση σχετικά με μια μέθοδο μέτρησης του κορεσμό οξυγόνου που έγινε το αποδεκτό πρότυπο στο μέλλον.

Το 1964 ένας χειρουργός και εφευρέτης ονόματη Shaw, σχεδίασε ένα οξύμετρο πολλαπλού μήκους κύματος προκειμένου να διακρίνει καλύτερα μεταξύ των ουσιών μεθεμογλοβίνης και οξυαιμοσφαιρίνης. Κατόπιν οι Hewlett-Packard ανέπτυξε και εμπορεύτηκε ένα οξύμετρο αυτιών οκτώ-μηκών κύματος αυτόρυθμιζόμενο (self calibrated). Η συσκευή είχε ακρίβεια $\pm 4\%$ μέσα στο εύρος 65-100%, αλλά ήταν ανακριβής παρουσία χρωστικών ουσιών όπως ίκτερου, carboxyhaemoglobin ή δερματικών διαφορών. Παρά αυτούς τους περιορισμούς, αυτή η συσκευή έγινε γρήγορα το τυποποιημένο κλινικό

και εργαστηριακό εργαλείο μέσα στην πνευμονική ιατρική, παρά το κόστος της.

Η επανάσταση στην οξύμετρία παλμού ήρθε το 1972 όταν Τ. Aoyagi παρατήρησε ότι θα μπορούσαμε να λάβουμε ένα σήμα εξαρτώμενο μόνο από τα χαρακτηριστικά του αρτηριακού αίματος. Αυτό οδήγησε στους πολύ απλούστερους αισθητήρες που αναπτύσσονται, και τα μικρά φορητά οξύμετρα με έναν αποδεκτό βαθμό ακρίβειας. Ο Aoyagi στο τέλος του 1975 ανέπτυξε ένα οξύμετρο αυτιών δύο-μηκών κύματος που χρησιμοποιούσε το ECG¹ σήμα για να υπολογίσει τον κορεσμό του οξυγόνου του αίματος.

Το 1976, ο Wilber ανέπτυξε ένα ελαφρύ οξύμετρο βασισμένο στις φωτοδιόδους (LEDs). Το κύριο πλεονέκτημα αυτής της συσκευής ήταν η ακρίβεια και η απλότητα επειδή δεν χρησιμοποιήθηκε κανένα καλώδιο οπτικών ινών.

Το 1980 ένας αναισθησιολόγος με το όνομα New και ένας μηχανικός με το όνομα Lloyd, σχεδίασαν και έβαλαν στην αγορά ένα οξύμετρο για χρήση στα νοσοκομεία που ήταν πραγματικά ακριβές και φιλικό προς το χρήστη. Από το 1980 η τεχνολογία οξύμετρων άλλαξε γρήγορα. Λόγω των ολοκληρωμένων κυκλωμάτων και των SMD², τα οξύμετρα έγιναν εξαιρετικά μικρά και ελαφριά. Το 1995 το πρώτο οξύμετρο με ενσωματωμένο συνδετήρα αισθητήρων (probe), ήρθε στην αγορά. Επίσης το 1995, ο Madico χρησιμοποίησε το οξύμετρο για την κλινική διάγνωση της πνευμονικής και μη πνευμονικής μόλυνσης του αναπνευστικού συστήματος σε Περουβιανά παιδιά. Το 1997, το οξύμετρο χρησιμοποιήθηκε για πρώτη φορά για να ανιχνεύσει την αυτόνομη

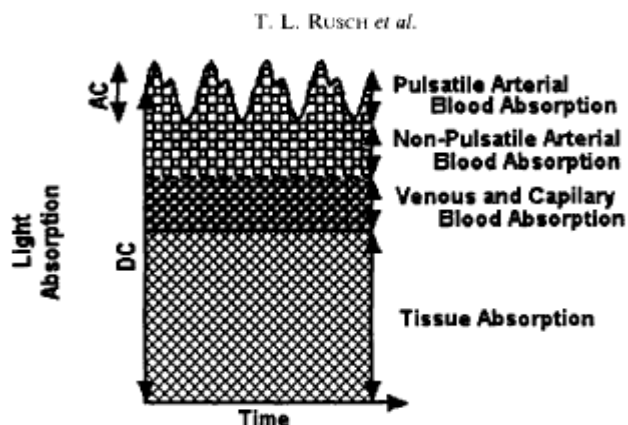
¹ Ηλεκτροκαρδιογράφημα

² Surface Mounting Device

νευροπάθεια στο διαβήτη. Σήμερα, το οξύμετρο χρησιμοποιείται στις περισσότερες μονάδες υγειονομικής περίθαλψης, και η χρήση του συνεχίζει να αυξάνεται.

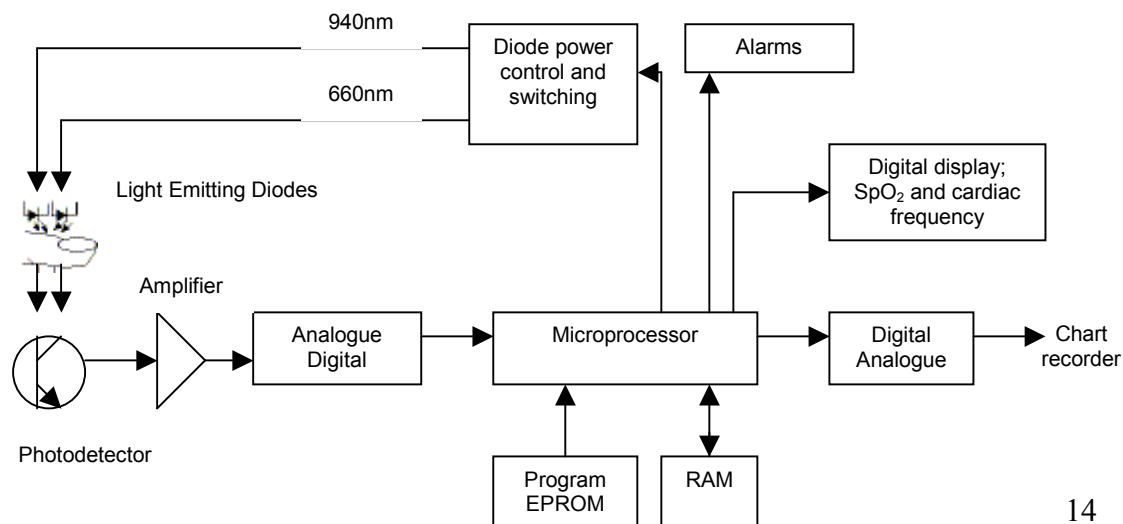
4.2 Αρχές των οξύμετρων παλμού

Η λειτουργία των οξύμετρων είναι βασισμένη στην φωτοπλεθυσμογραφία, μια μη διεισδυτική οπτική τεχνική. Το φως σε δύο διαφορετικά μήκη κύματος συνήθως στα 630-660nm (κόκκινο) και 880-940nm (υπέρυθρο), εκπέμπεται σε ένα στρώμα ιστού όπως ένα δάχτυλο ή ένα ακουστικό λοβό. Κάποιο από αυτό το φως απορροφάτε, διασκορπίζετε, ανακλάτε ή διέρχετε μέσω του ιστού. Η απορροφητικότητα της οξυγονωμένης και μη οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης σε αυτά τα δύο μήκη κύματος είναι διαφορετική. Το διαβιβασθέν φως μέσω του ιστού έχει μια μορφολογία που συσχετίζεται με τη παλμική φύση του αρτηριακού αίματος. Αυτό μας επιτρέπει να διακρίνουμε την διαφορά στην απορροφητικότητα του παλμικού αρτηριακού αίματος και του μη παλμικού φλεβικού αίματος και τον υπόλοιπων ιστών. Με τη διαίρεση του εναλλασσόμενου σήματος που λαμβάνουμε από το παλμικό αρτηριακό αίμα και το συνεχές σήμα που λαμβάνουμε από το μη-παλμικό φλεβικό αίμα και το στατικό ιστό, μπορούμε να λάβουμε ένα μέτρο που δεν απαιτεί καμία απόλυτη βαθμολόγηση όσον αφορά τη συνολική απορροφητικότητα ιστού. Ο τύπος που χρησιμοποιούμε για να υπολογίσουμε τον κορεσμό του οξυγόνου του αίματος είναι $SpO_2 = 110 - 25R$, όπου η αναλογία είναι: $R = \frac{AC_{red} / DC_{red}}{AC_{ired} / DC_{ired}}$



Σχήμα 4.1: Ελαφριά απορρόφηση στο αίμα και τον ιστό

Δύο LEDs στην κόκκινη περιοχή (630-660nm) και την υπέρυθρη περιοχή (880-940nm) χρησιμοποιούνται για να εκπέμπουν το φως στον ιστό. Ένας ενισχυτής ρεύματος παρέχει σε κάθε LED το απαιτούμενο ρεύμα λειτουργίας. Η τιμή του ρεύματος αυτού αναγράφεται στις προδιαγραφές των LEDs και δεν πρέπει να υπερβένετε επειδή τα LEDs θερμαίνονται πάρα πολύ και μπορεί να προκαλέσουν εγκαύματα στο δέρμα.



Σχήμα 4.2: Μπλοκ διάγραμμα ενός εμπορικού οξύμετρου παλμού

Το διερχόμενο ή ανακλόμενο φως από τον ιστό ανιχνεύεται με τη χρησιμοποίηση ενός φωτοανιχνευτή που παράγει ένα ρεύμα γραμμικά ανάλογο προς την ένταση του φωτός επίπτωσης. Ένας ενισχυτής μεταβλητής αντίστασης ή ένας ενισχυτής ρεύματος-τάσης χρησιμοποιείται για να μετατρέψει αυτό το ρεύμα σε μια τάση. Κατόπιν το αναλογικό σήμα γίνεται ψηφιακό από έναν μικροεπεξεργαστή αφού γίνει δειγματοληψία στο αναλογικό σήμα και έπειτα το ψηφιακό σήμα χρησιμοποιείται για περαιτέρω επεξεργασία και εκτίμηση του SpO₂. Ο αριθμός των δειγμάτων είναι περίπου 600 δείγματα ανά δευτερόλεπτο. Τα δείγματα τροφοδοτούνται σ' έναν αλγόριθμο στο μικροεπεξεργαστή και συγκρίνονται με τις αποθηκευμένες τιμές του εμπειρικού πίνακα. Κάθε κατασκευαστής μπορεί να χρησιμοποιήσει τους δικούς του αλγόριθμους. Η τελική τιμή του SpO₂ είναι ο μέσος όρος των προηγούμενων 3-6 s και ενημερώνεται κάθε 0,5-1 s. Με αυτήν την τεχνική οι κατασκευές μειώνουν τα σφάλματα μετακίνησης και των λανθασμένων σημάτων.

4.3 Οφέλη και περιορισμοί του οξύμετρου παλμού

Το οξύμετρο έχει πολλά οφέλη αλλά και περιορισμούς σε σύγκριση με άλλες μεθόδους για την μέτρηση του κορεσμού οξυγόνου στο αίμα που θα συζητήσουμε σε αυτό το κεφάλαιο. Το κύριο πλεονέκτημα είναι ότι το οξύμετρο είναι βασισμένο σε μη διεισδυτική μέθοδο. Δεν απαιτεί καμία θέρμανση ή μηδενισμό από τον χρήστη, επειδή η λειτουργία του εξαρτάται από τη παλμική φύση του αρτηριακού αίματος. Δεν υπάρχει καμία καθυστέρηση στις μετρήσεις και δίνει μια ακριβή ανάγνωση ή καθόλου. Χρησιμοποιεί αισθητήρες τύπου συνδετήρα ή αισθητήρες σε ταινία μίας χρήσης, που το καθιστούν φιλικό προς το χρήστη. Είναι φορητό και μπορεί εύκολα να χρησιμοποιηθεί σε καταστάσεις έκτακτης ανάγκης.

Τα οξύμετρα παλμού μπορούν να σφάλουν σε μια περίπτωση προχωρημένης αναιμίας ή αιμοραγίας, επειδή η ακρίβειά τους εξαρτάται από τα κανονικά επίπεδα αιμοσφαιρίνης. Μπορεί επίσης να σφάλει κατά τη διάρκεια της καρδιακής ανακοπής, της αρτηριοκαρδιακής παράκαμψης (bypass) ή της ακραίας τοποθέτησης της μανσέτα μέτρησης της πίεσης του αίματος, όπου η ροή αίματος είναι χαμηλή και επίσης σε περίπτωση υποθερμίας και αγγειοσυστολής όπου η διάχυση του αίματος είναι χαμηλή.

Ένας σημαντικός περιορισμός των oximeters σφυγμού είναι ότι η βαθμολόγησή τους είναι βασισμένη μόνο στην αιμοσφαιρίνη και δεν λαμβάνει υπόψη άλλες μορφές αιμοσφαιρίνης όπως τη μεθεμογλοβίνη, θεωρώντας ότι βρίσκοντα σε πολύ χαμηλά επίπεδα επίπεδα. Σε μια περίπτωση υψηλών επιπέδων αιμοσφαιρίνης υψηλής περιεκτικότητας σε διοξείδιο του άνθρακα, η μέτρηση κορεσμού οξυγόνου αίματος από το οξύμετρο παλμού(SpO_2), αντιστοιχεί στο άθροισμα του πραγματικού κορεσμού SaO_2 οξυγόνου και αιμοσφαιρίνης υψηλής περιεκτικότητας σε διοξείδιο του άνθρακα. Αυτό οδηγεί στην υπερεκτίμηση του αληθινού SaO_2 , επειδή τα oximeters σφυγμού συγχέουν την αιμοσφαιρίνης υψηλής περιεκτικότητας σε διοξείδιο του άνθρακα ως οξυμογλοβίνη. Τα υψηλά επίπεδα μεθεμογλοβίνης μπορούν επίσης να οδηγήσουν στις λανθασμένες αναγνώσεις SpO_2 λόγω των ίδιων λόγων.

Μια άλλη περίπτωση όπου οι μετρήσεις του οξύμετρου παλμού μπορούν να σφάλουν, είναι κατά την θεραπεία της μεθεμογλοβινοανемίας. Η ουσία που χρησιμοποιείται για την θεραπεία καλείται μπλε μεθυλενίου και οδηγεί στην λάθος εκτίμηση του κορεσμού οξυγόνου στο αίμα, επειδή απορροφά την ακτινοβολία στα 660nm. Παρόμοια αποτελέσματα παρατηρούντε με μερικές άλλες ουσίες όπως το καρμίνιο και το υδροκυάνιο.

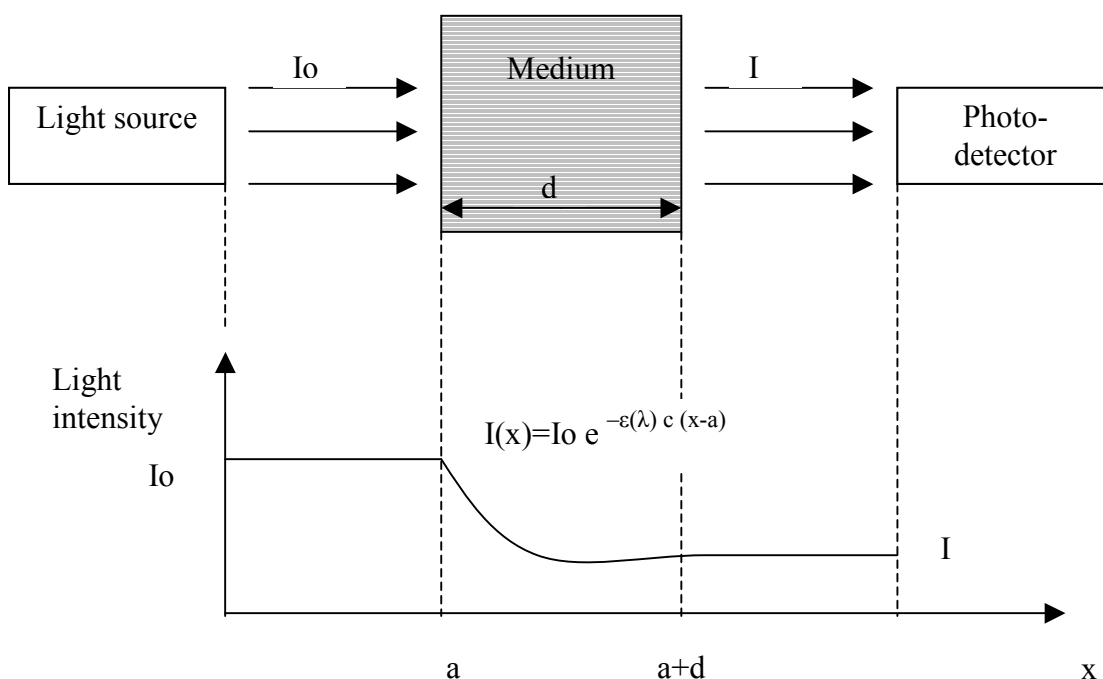
Η ακρίβεια των μετρήσεων συσχετίζεται επίσης με την ηλεκτρομαγνητική παρέμβαση. Μερικές σημαντικές πηγές είναι το περιβαλλοντικό ή το έντονο φως του ήλιου, τα χειρουργικά φώτα φθορισμού κενον, οι εγχειριστικές συσκευές (διαθερμία) και το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο που οι μαγνητικές ιατρικές συσκευές απεικόνισης αντήχησης (MRI) παράγουν.

Μερικές άλλες πηγές σφάλματος είναι η κίνηση του σώματος, η λανθασμένη τοποθέτηση του αισθητήρα, χρωστικές ουσίες στο δέρμα, εγκαύματα και βαμένα νύχια. Τα σκούρα δέρματα προκαλούν χαμηλή εκτίμηση του SpO₂ σε υγιείς και πολύ άρρωστους ασθενείς επειδή το σκοτεινό δέρμα παρεμποδίζει τα μήκη κύματος απορρόφησης που χρησιμοποιούνται στην οξυμετρία παλμού.

4.4 Ο νόμος του Beer στην οξυμετρία παλμού

Ο νόμος του Beer περιέγραψε αρχικά τη σχέση που υπάρχει μεταξύ της συγκέντρωσης ενός διαλύματος με την ένταση του φωτός που αφήνει να περάσει μέσα από αυτό. Όταν ένα μονοχρωματικό φως έντασης I_0 εισάγεται σ' ένα ιστό, απορροφάτε ή μεταδίδετε μέσω του ιστού. Η μείωση του διαβιβασθέντος φωτός λόγω της απορρόφησης του ιστού δίνεται από τον

$$I = I_0 \cdot e^{-\varepsilon(\lambda)cd}$$



Σχήμα 4.3: Απορρόφηση ενός συναφούς φωτός της έντασης I_0 όταν ταξιδεύει μια απόσταση $a+d$, χωρίς να απορροφηθεί στον αέρα.

I_0 = το μονοχρωματικό συναφές φως που εισάγετε στον ιστό

$\varepsilon(\lambda)$ = ο συντελεστής εξάλειψης ή η απορροφητικότητα του απορροφώντος μέσου σε $L \text{ mol}^{-1} \text{ cm}^{-1}$ και αυτό είναι σταθερό.

c = η συγκέντρωση σε mmol L^{-1}

d = η απόσταση που θα διανύσει το φως μέσα στο υλικό (πάχος υλικού)

Το κύριο μειονέκτημα στο νόμο Beer είναι ότι είναι βασίζετε μόνο στην απορρόφηση του φωτός στον ιστό και όχι στην αντανάκλαση και τη διασπορά του. Από το βασικό τύπο μπορούμε να παραγάγουμε έναν τύπο για τη μετάδοση (T) του φωτός μέσω ενός ιστού που ορίζεται ως η αναλογία του διαβιβασθέντος εξερχόμενου φωτός I προς το συναφές εισερχόμενο φως I_0 .

$$T = \frac{I}{I_0} = e^{-\varepsilon(\lambda)cd}$$

Η οπτική πυκνότητα του μέσου ή η απορροφητικότητα (A) καθορίζεται από τον τύπο:

$$A = -\ln T = \varepsilon(\lambda)cd$$

Επειδή ο ανθρώπινος ιστός είναι ένας συνδιασμός από διαφορετικές απορροφητικότητες, η συνολική απορρόφηση καθορίζεται από το άθροισμα των ανεξάρτητων απορροφητικότητων n:

$$At = \varepsilon_1(\lambda)c_1d_1 + \varepsilon_2(\lambda)c_2d_2 + \dots + \varepsilon_n(\lambda)c_nd_n = \sum_{i=1}^n \varepsilon_i(\lambda)c_id_i$$

$\varepsilon_i(\lambda)$ = ο συντελεστής εξάλειψης σε $L \text{ mmol}^{-1} \text{ cm}^{-1}$

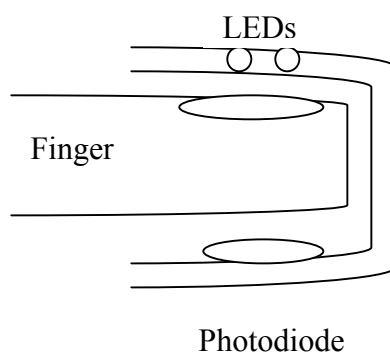
c_i = η συγκέντρωση σε mmol L^{-1}

d_i = η απόσταση που θα διανύσει το φως μέσα στο υλικό (πάχος υλικού)

5. Συνδετήρες οξύμετρου (pulse oximeter's probes)

5.1 Συνδετήρες μετάδοσης (transmittance probes)

Οι συνδετήρες (probes) μετάδοσης χρησιμοποιούνται στην περίπτωση όπου θέλουμε να ανιχνεύσουμε το διαβιβασθέν φως μέσω του ιστού. Ο συνδετήρας αποτελείται από δύο LEDs, ένα στην κόκκινη περιοχή (630-660nm) και άλλο στην υπέρυθρη περιοχή (880-940nm). Το εκπεμπόμενο φως εισάγεται στον ιστό όπου κάποιο απορροφάει ή ανακλάτε πίσω και κάποιο διαχέετε ή διαπερνάει τον ιστό. Το διαβιβασθέν φως ανιχνεύεται από μια φωτοδίοδο και ερμηνεύεται σαν ρεύμα. Οι συνδετήρες μετάδοσης τοποθετούνται συνήθως στο δάχτυλο ή στον ακουστικό λοβό. Τα LEDs τοποθετούνται στην επάνω πλευρά του συνδετήρα και ο φωτοανιχνευτής στην κάτω πλευρά απέναντι από τα LEDs. Η φωτοδίοδος πρέπει να τοποθετηθεί όσο το δυνατόν πιο κοντά στο δέρμα χωρίς την συμπίεση του ιστού.



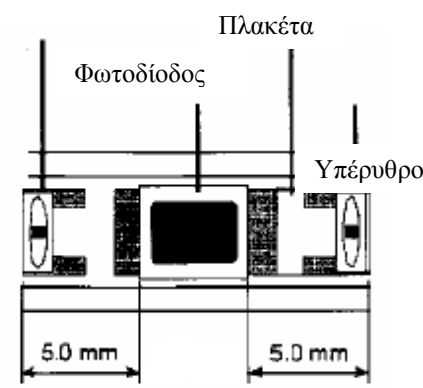
Σχήμα 5.1: Συνδετήρας μετάδοσης (transmittance probe)

Εάν η πίεση είναι πάρα πολύ υψηλή αυτό πρόκειται να προκαλέσει το θρόμβο του αίματος και θα έχουμε μια λανθασμένη μέτρηση του κορεσμού οξυγόνου (SpO_2). Η απόσταση μεταξύ του LEDs και της φωτοδιόδου πρέπει να είναι περίπου 12mm ειδάλλως το ποσό του ανιχνεύσιμου φωτός θα είναι λιγότερο.

5.2 Συνδετήρες ανάκλασης (*Reflectance probes*)

Σε περιπτώσεις όπου θέλουμε να μετρήσουμε τον κορεσμό οξυγόνου αίματος σε έναν ασθενή που έχει υποθερμία ή χαμηλή ροή αίματος, η μέτρηση του SpO_2 στα άκρα του σώματος δεν προτείνεται επειδή η φτωχή διάχυση αίματος πρόκειται να μας δώσει μια λανθασμένη μέτρηση. Πρέπει να βρούμε ένα άλλο μέρος του σώματος όπου η διάχυση του αίματος θα ήταν στα κανονικά επίπεδα όπως τον εισοφάγο. Σε μια τέτοια περίπτωση χρησιμοποιούμε τους συνδετήρες ανάκλασης. Σε αυτόν τον τύπο συνδετήρα, η εκτίμηση του κορεσμού οξυγόνου είναι βασισμένη στο ποσοστό του ανακλώμενου φωτός από τον ιστό που δεν εξαρτάται μόνο από το οπτικό φάσμα απορρόφησης του αίματος, αλλά και από τη δομή και το χρώμα του δέρματος.

Κόκκινο

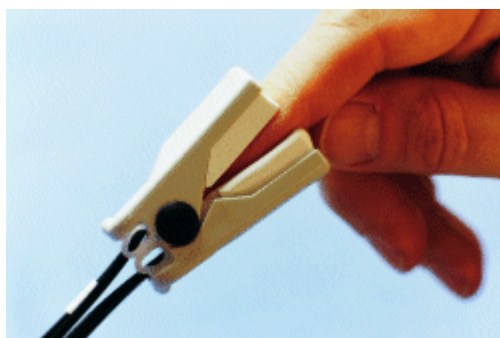
**Σχήμα 5.2: Συνδετήρας ανάκλασης (reflectance probe)**

Στους συνδετήρες ανάκλασης τα LEDs και η φωτοδίοδος τοποθετούνται στην ίδια ευθεία με την επιφάνεια του δέρματος. Είναι πολύ σημαντικό να καθοριστεί η σωστή απόσταση μεταξύ των LEDs και της φωτοδίοδου έτσι ώστε τα σήματα PPG να μπορούν να ανιχνευτούν από τα μέγιστα και ελάχιστα συστατικά του παλμού. Εάν τοποθετήσουμε τη φωτοδίοδο κοντά στα LEDs, η φωτοδίοδος θα κορεστεί λόγω του μεγάλου συνεχούς ρεύματος που προκύπτει από μια στατική ανάκλαση φωτός από τον ιστό. Εάν τοποθετούμε τη φωτοδίοδο πάρα πολύ μακριά από τα LEDs, η ένταση του σήματος PPG πρόκειται να μειωθεί, και θα συνεχίσει να μειώνεται καθώς η απόσταση αυξάνεται. Ένα καλό PPG σήμα εξαρτάται επίσης από την ένταση του φωτός των LEDs. Αυτό είναι ανάλογο προς το ρεύμα οδήγησης των LEDs και περιορίζεται από τον κατασκευαστή.

5.3 Συνδετήρες Μαγνητικής Αντήχησης (MRI)

Μια σοβαρή αιτία για την δημιουργία σφαλμάτων στις μετρήσεις των οξύμετρων παλμού, είναι η παρουσία ισχυρών ηλεκτρομαγνητικών πεδίων και μαγνητικών παλμών που παράγοντε από τις ιατρικές συσκευές μαγνητικής αντήχησης MRI (Magnetic Resonance Imaging). Η λύση στο πρόβλημα ήταν να σχεδιαστεί ένα οξύμετρο σφυγμού που να χρησιμοποιεί οπτικές ίνες χαμηλής απόσβεσης για την μετάδοση του φωτός των LEDs στο συνδετήρα (probe) και του ληφθέντος φωτός από το συνδετήρα (probe) στην φωτοδίοδο.

Ο ηλεκτρονικός εξοπλισμός, τα LEDs και η φωτοδίοδος βρίσκονται στην κύρια μονάδα, τουλάχιστον 3 μέτρα μακριά μακρυά από το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο. Αυτή η απόσταση εξασφαλίζει ότι το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο δεν θα παρέμβει στη μέτρηση.

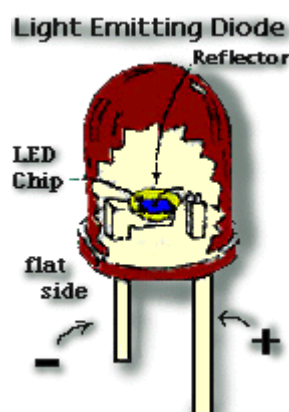


Σχήμα 5.3: Συνδετήρας MRI

6. Light Emitting Diodes (LEDs)

6.1 Εισαγωγή στα LEDs

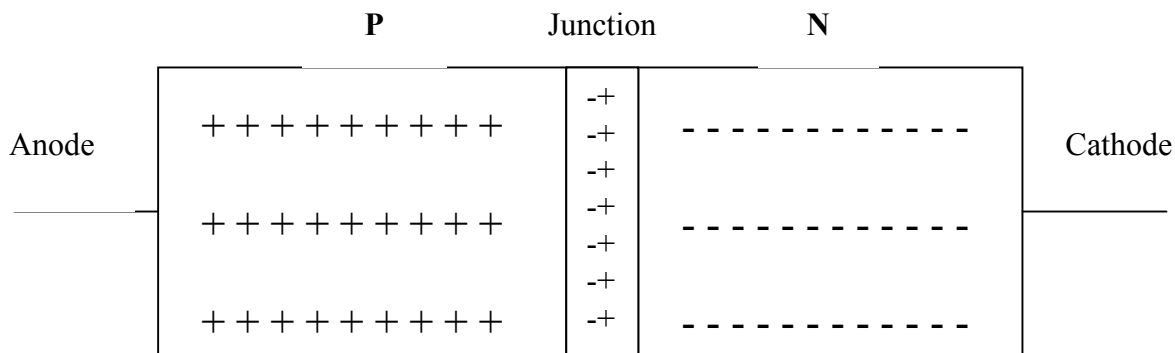
Τα LEDs είναι ένα είδος διόδου που εκπέμπει φως σε ένα συγκεκριμένο μήκος κύματος όταν στα άκρα της εφαρμόζεται μια τάση. Αποτελείται από ένα τσιπ ημιαγωγού που βρίσκεται στο κέντρο εποξικού καλύματος και δύο ακροδεκτών που επεκτείνονται κάτω από το κάλυμα. Ο αρνητικός ακροδέκτης είναι κοντύτερος και βρίσκεται στην επίπεδη πλευρά του καλύματος.



Σχήμα 6.1: Διάγραμμα Light Emmiting Diode

Το τσιπ ημιαγωγού αποτελείται από την περιοχή P, όπου έχει πλεόνασμα θετικών φορτίων και της περιοχής N, όπου έχει πλεόνασμα αρνητικών φορτίων. Στην περιοχή της σύνδεσης αυτών των δύο περιοχών μια μικρή διαφορά τάσης παράγεται επειδή τα θετικά και τα αρνητικά φορτία αλληλοεπιδρούν. Αυτή η διαφορά τάσης είναι περίπου 1 έως 1.5V και ενεργεί ως ηλεκτρικό εμπόδιο στη ροή των θετικών και αρνητικών φορτίων, λόγω της αντίθετης πολικότητας που έχει σε σχέση με την πολικότητα του ημιαγωγού.

Προκειμένου να υπάρξει ροή ρεύματος μέσω του LED, πρέπει να εφαρμοστεί στα άκρα του διαφορά τάσης μεγαλύτερη της τάσης του ηλεκτρικού εμποδίου που αναφέραμε πριν. Αυτή η τάση είναι συνήθως 1 έως 5 Volt και το ρεύμα είναι 10 έως 100mA και οι δύο ανάλογα με τον κατασκευαστή.



Σχήμα 6.2: Περιοχές P-N του τσιπ ημιαγωγών

Αφότου εφαρμοστεί η επιθυμητή διαφορά τάσης στα άκρα του LED, τα ηλεκτρόνια θα αρχίσουν να ρέουν από την περιοχή N του ημιαγωγού στην περιοχή P, και στο σημείο επανασύνδεσης θα εκπέμπεται ηλεκτρομαγνητική ενέργεια σε μορφή φωτονίων. Το μήκος κύματος των φωτονίων εξαρτάται από το υλικό του ημιαγωγού, ο οποίος είναι συνήθως ένας συνδυασμός αρσενικού, γαλλίου και φωσφόρου. Η εκπεμπόμενη ενέργεια είναι ανάλογη της διαφοράς τάσης στα άκρα του LED και του φορτίο q σύμφωνα με την σχέση: $E=q B$ σε Joule. Ένα φασματόμετρο μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να υπολογίσει το μέγιστο μήκος κύματος του εκπεμπόμενου φωτός. Η συχνότητα του εκπεμπόμενου φωτός αφορά το μήκος κύματος λ και την ταχύτητα του

φωτός c από την έκφραση $f = \frac{c}{\lambda}$ where $c = 3 \cdot 10^8 \text{ m/s}$

6.2 Τα LEDs στα οξύμετρα παλμού

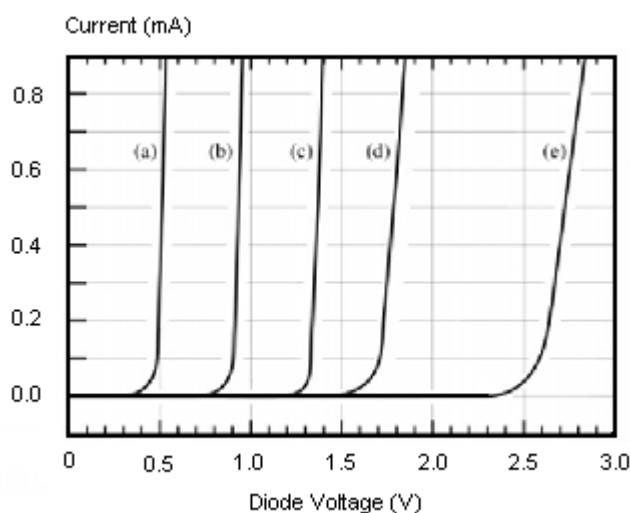
Από τότε που τα LEDs έγιναν η κύρια επιλογή για την πηγή φωτός στα οξύμετρα παλμού, μια επανάσταση άρχισε στην εξέλιξή τους. Σήμερα όλα τα οξύμετρα παλμού χρησιμοποιούν LEDs για να διαβιβάσουν το φως στον ιστό. Οι κύριοι λόγοι για την χρήση των LEDs είναι το στενό εύρος ζώνης, το μικρό μέγεθος, ο χαμηλή κατανάλωση ισχύος, η μεγάλη εκπομπή φωτός, η χαμηλή παραγωγή θερμότητας και το χαμηλότερο κόστος τους. Τα οξύμετρα παλμού νέας γενεάς είναι αρκετά μικρά για να χωρέσουν σε ένα probe, μπορεί να είναι φορητά λειτουργώντας με μπαταρία λόγω της χαμηλής κατανάλωσης και αρκετά ακριβής λόγω του στενού εύρους ζώνης των LEDs. Επίσης τα probes μπορούν να είναι πολύ μικρά, ελαφριά και αρκετά φτηνά ώστε να είναι μίας χρήσης.

Τα LEDs έχουν διάφορες προδιαγραφές που δίνονται από τον κατασκευαστή. Σε αυτό το κεφάλαιο πρόκειται να συζητήσουμε τις σημαντικότερες:

- *Ακτινοβολούσα δύναμη*
- *Ορθή τάση*
- *Ορθό ρεύμα*
- *Αντίστροφη τάση*
- *Αντίστροφο ρεύμα*
- *Κατανάλωση ισχύος*
- *Θερμοκρασία λειτουργίας*
- *Χρόνος διακοπής*

Η ακτινοβολούσα δύναμη είναι η δύναμη του εκπεμπόμενου φωτός από το LED σε mW (χαρακτηριστικές τιμές 1 έως 20 mW). Η ακτινοβολούσα ισχύς συσχετίζεται με την τάση ορθής φοράς, η οποία είναι η διαφορά τάσης μεταξύ της ανόδου και της καθόδου του LED (χαρακτηριστικές τιμές 1 έως 2.5V) και το ρεύμα ορθής φοράς, το οποίο είναι το ρεύμα που ρέει από την άνοδο στην κάθοδο (χαρακτηριστικές τιμές 1 σε 100mA).

Η δύναμη του εκπεμπόμενου φωτός ποικίλλει γραμμικά με το ρεύμα ορθής φοράς. Στον παρακάτω πίνακα μπορούμε να δούμε τη σχέση μεταξύ της ορθής τάσης και ρεύματος για διαφορετικά LEDs:



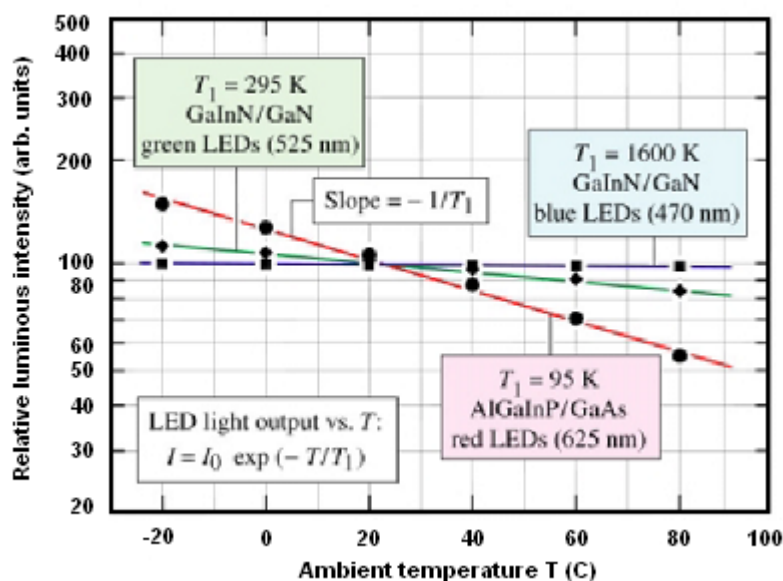
Σχήμα 6.3: Χαρακτηριστικές ρεύματος-τάσης για διαφορετικά LEDs

Στα probes των οξύμετρων παλμού, προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί ο αριθμός των αγωγών, τα LEDs συνδέονται κατά τέτοιο τρόπο ώστε όταν εφαρμόζεται μια τάση ορθής φοράς στο κόκκινο LED το υπέρυθρο LED να είναι σε ανάστροφη πόλωση. Σε εκείνη την περίπτωση ένα πολύ μικρό αντίστροφο ρεύμα θα διατρέξει το υπέρυθρο LED (χαρακτηριστικά 0,01 έως 10μΑ), εκτός αν η αντίστροφη τάση γίνεται αρκετά υψηλή ώστε να φθάσει στα

όρια βλάβης της διόδου όπου ένα υψηλό ρεύμα θα διατρέξει το LED που ίσως το καταστρέψει.

Η κατανάλωση ισχύος είναι μια άλλη πολύ σημαντική παράμετρος στο σχεδιασμό των φορητών oximeters σφυγμού. Αυτές οι συσκευές χρησιμοποιούνται σε μια περίπτωση έκτακτης ανάγκης και πρέπει να λειτουργήσουν για αρκετό χρόνο χωρίς την ανάγκη της επαναφόρτισης μπαταριών. Η χαμηλή κατανάλωση των LEDs μπορεί να κερδίσει ενέργεια και να επεκτείνει τον χρόνο λειτουργίας αυτών των φορητών συσκευών. Η κατανάλωση ισχύος εξαρτάται άμεσα από τον τύπο των LEDs και την θερμοκρασία περιβάλλοντος που αυτά λειτουργούν.

Τα φορητά οξύμετρα παλμού πρέπει να σχεδιαστούν καλά προκειμένου να είναι σε θέση να λειτουργήσουν με ακρίβεια σε μια μεγάλο εύρος θερμοκρασιών. Λόγω των χαρακτηριστικών των LEDs, η θερμοκρασία λειτουργίας μπορεί να ποικίλει από 40 σε 85 °C. Πρέπει να παρατηρήσουμε ότι όσο η θερμοκρασία περιβάλλοντος αυξάνει, το ρεύμα ορθής φοράς των LEDs μειώνεται. Στο παρακάτω διάγραμμα μπορούμε να δούμε τις αλλαγές της εκπεμπόμενης φωτεινότητας για διαφορετικά LEDs καθώς η περιβαλλοντική θερμοκρασία αλλάζει:



Σχήμα 6.4: Σχέση μεταξύ της φωτεινής έντασης και της περιβαλλοντικής θερμοκρασίας.

Στα σύγχρονα οξύμετρα παλμού χρησιμοποιούνται δύο ή και περισσότερα LEDs στην κόκκινη και την υπέρυθη περιοχή του οπτικού φάσματος για την εκτίμηση του SpO_2 . Η παλμική ακολουθία που ελέγχει τα LEDs δεν επιτρέπει ποτέ στο κόκκινο και υπέρυθρο LED να ανάψουν την ίδια στιγμή. Ο χρόνος on-off των LEDs είναι μια πολύ σημαντική παράμετρος που ορίζεται ως ο χρόνος που χρειάζονται τα LEDs για να μεταβούν από την κατάσταση ON στην κατάσταση OFF ή και το αντίθετο. Στα οξύμετρα παλμού οι κύκλοι on-off των LEDs που χρησιμοποιούνται είναι πολύ πιο αργοί από τις μέγιστες ικανότητες των LEDs.

7. Φωτοανιχνευτές

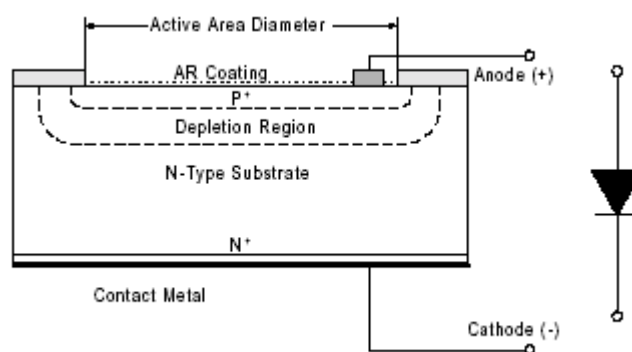
Οι φωτοανιχνευτές είναι ηλεκτρονικές συσκευές για την ανίχνευση και τη μετατροπή του φωτός σε ένα ρεύμα. Υπάρχουν πολλές κατηγορίες και καθε μία διευκρινίζεται από τον τρόπο που ανιχνεύει το φως. Οι πιο γνωστοί φωτοανιχνευτές είναι τα φωτοκύτταρα, οι φωτοδίοδοι, τα φωτοτρανζίστορ και τα ολοκληρωμένα κυκλώματα. Οι προδιαγραφές των φωτοανιχνευτών είναι:

- *Η αναλογία του παραγόμενου σήματος προς την ένταση του φωτός επίπτωσης (ευαισθησία)*
- *Η απόκριση εξόδου στα διαφορετικά μήκη κύματος*
- *Η γραμμικότητα του παραγόμενου σήματος*
- *Ο χρόνος απόκρισης του παραγόμενου ρεύματος σε μια αλλαγή του προσπίπτοντος φωτός*
- *Ενεργός περιοχή*
- *Το ρεύμα που εμφανίζετε όταν υπάρχει απόλυτο σκοτάδι (ρεύμα σκότους)*
- *Το κόστος*
- *Το μέγεθος*

Στα οξύμετρα παλμού οι πιο κοινοί φωτοανιχνευτές που χρησιμοποιούνται είναι οι φωτοδίοδοι λόγω των άριστων χαρακτηριστικών, του χαμηλότερου κόστους και του μικρού μεγέθους τους.

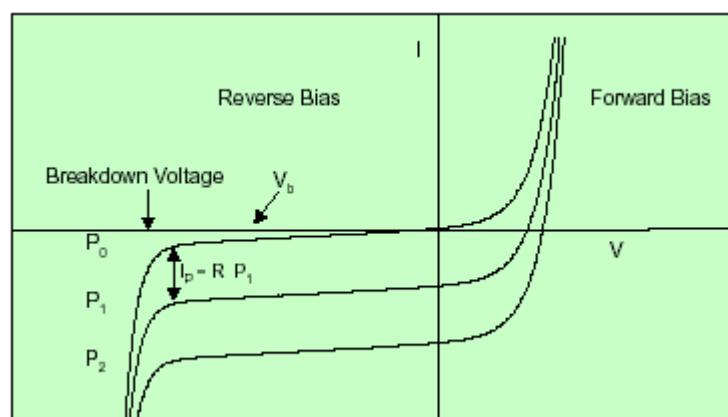
7.1 Εισαγωγή στις φωτοδιόδους

Οι φωτοδιόδοι είναι ημιαγωγοί που μετατρέπουν το προσπίπτον φως σε ρεύμα το οποίο εξαρτάται γραμμικά από την ένταση του προσπίποντος φωτός. Οι φωτοδιόδοι μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να ανιχνεύσουν την παρουσία ή την απουσία μικρών ποσοτήτων φωτός και μπορούν να βαθμονομηθούν για τις εξαιρετικά ακριβείς μετρήσεις. Μια πολύ απλή μορφή φωτοδιόδου είναι η επαφή PN που αποτελείται από δύο περιοχές, την περιοχή P και την περιοχή N. Στη σύνδεση αυτών των δύο περιοχών μια διαφορά τάσης παράγεται λόγω της διάχυσης των ηλεκτρονίων από την πλευρά N στην πλευρά P και της διάχυσης των οπών από την πλευρά P στην πλευρά N. Η διάχυση αυτή οδηγεί επίσης στην δημιουργία μιας περιοχής γύρω από το σημείο σύνδεσης, χωρίς ηλεκτρόνια ή οπές που καλείται περιοχή εκκένωσης που περιβάλλεται από ένα ηλεκτρικό πεδίο με το μέγιστο στο σημείο σύνδεσης.



Σχήμα 7.1: Σχηματικό διάγραμμα φωτοδιόδων

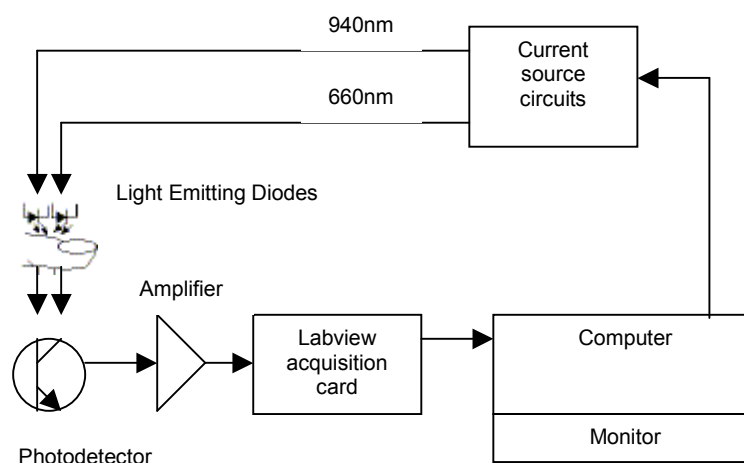
Ένα φωτόνιο που προσπίπτει στην περιοχή εκκένωσης θα απορροφηθεί και παραγάγει ένα ζευγάρι οπής-ηλεκτρονίου. Αυτό πρόκειται να προκαλέσει ένα ρεύμα ηλεκτρονίων από την περιοχή P στην περιοχή N και ένα ρεύμα οπών από την περιοχή N στην περιοχή P. Η σχέση μεταξύ του παραγόμενου ρεύματος για τα διαφορετικά επίπεδα προσπίτοντως φωτός παρουσιάζεται στο διάγραμμα παρακάτω:



Σχήμα 7.2: Χαρακτηριστική τάσης ρεύματος για τα διαφορετικά επίπεδα φωτός.

8. Σχεδιασμός Υλικού (hardware design)

Το εικονικό οξύμετρο παλμού, λόγω των περιορισμών της κάρτας Labview χρειάζεται ένα κύκλωμα οδήγησης των δύο LEDs και ένα κύκλωμα μετατροπής του ρεύματος εξόδου της φωτοδιόδου σε τάση. Τα LEDs και η φωτοδίοδος τοποθετούνται σε μια πλακέτα χαλκού και έπειτα στο πλαστικό περίβλημα ενός probe. Δύο ίδια κυκλώματα πηγής ρεύματος οδηγούν τα δύο LEDs και έναν ενισχυτή transimpedance την έξοδο της φωτοδιόδου. Και τα δύο κατασκευάζονται σε breadboard. Παρακάτω μπορούμε να δούμε ένα μπλοκ διάγραμμα του υλικού που χρησιμοποιείτε:

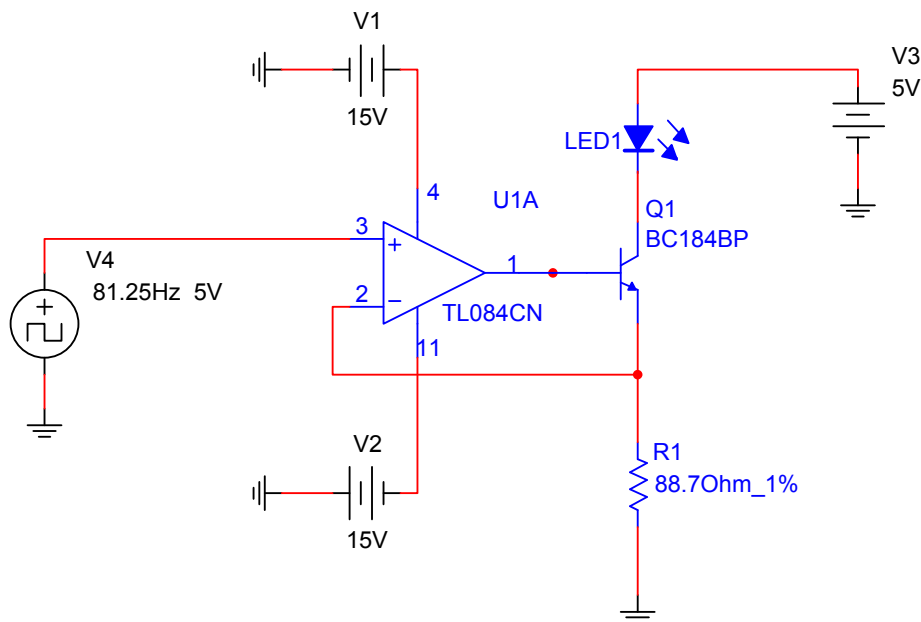


Σχήμα 8.1: Μπλοκ διάγραμμα υλικού

Το ανιχνεύσιμο σήμα, από την έξοδο του ενισχυτή transimpedance εισάγεται στον υπολογιστή μέσω της κάρτας Labview. Ο υπολογιστής εκτελεί το λογισμικό του Εικονικού Οξύμετρου Παλμού και υπολογίζει τον κορεσμό του οξυγόνου, τους παλμούς ανά λεπτό και την διάχυση του αίματος στο σώμα.

8.1 Εισαγωγή στο κύκλωμα πηγής ρεύματος

Μια ακριβής εκτίμηση του SpO_2 εξαρτάται απόλυτα από ένα σωστό σήμα PPG. Η ένταση του εκπεμπόμενου φωτός των LEDs εξαρτάτε γραμμικά με το ρεύμα οδήγησής τους, έτσι μια σταθερή πηγή ρεύματος είναι απαραίτητη για να επιτύχουμε ένα σταθερής έντασης εκπεμπόμενο φως. Σε αυτήν την εφαρμογή το σταθερό ρεύμα οδήγησης είναι 40 mA και για κόκκινο και για το υπέρυθρο LED. Αυτή η τιμή επιλέχτηκε επειδή είναι στα αποδεκτά όρια του LED, είναι αρκετά υψηλή για να παραγάγει το επιθυμητό φωτισμό προκειμένου να παρατηρηθεί ένα σωστό PPG και αρκετά χαμηλή για να μην προκαλέσει εγκαύματα στο δέρμα λόγω της αύξησης της θερμοκρασίας στην επιφάνεια του LED. Το σχηματικό διάγραμμα ενός κυκλώματος σταθερού ρεύματος φαίνεται στο σχήμα 8-2:



Σχήμα 8.2: Σχηματικό διάγραμμα πηγής σταθερού ρεύματος

8.2 Ανάλυση της πηγής σταθερού ρεύματος

Η ανάλυση της πηγής σταθερού ρεύματος είναι βασισμένη στους δύο θεμελιώδεις κανόνες των operational amplifiers.

1. Η τάση στη θετική είσοδο εμφανίζεται και στην αρνητική είσοδο
2. Κανένα ρεύμα δεν μπορεί να ρέει προς στην είσοδο του op-amp.

Λόγω του πρώτου κανόνα, η τάση στο μεταβλητό αντιστάτη R1 που συνδέεται με το σύστημα ανάδρασης πρόκειται να είναι ίση με την τάση στη θετική είσοδο του op-amp ($V_{R1}=V_{in}$).

Το ρεύμα μέσω R1 είναι: $I_{R1} = \frac{V_{in}}{R1}$

Το τρανζίστορ Q1 συνδέεται στην έξοδο του op-amp ως διακόπτης. Όταν η τάση στην βάση του τρανζίστορ γίνει περισσότερο από $V_{BE}= 0.6V$ αυτό γίνεται αγωγίμο και το ρεύμα περνά από τον εκπομπό και το συλλέκτη. Λόγω των κανόνων των τρανζίστορ, το ρεύμα που διέρχεται μέσω του εκπομπού είναι ίσο με το ρεύμα του συλλέκτη. Κατά συνέπεια το ρεύμα που διέρχεται από το LED είναι ίσο με το ρεύμα που διέρχεται από την R1 ($I_{LED}= I_{R1}$). Τώρα είναι προφανές ότι με τη ρύθμιση της τιμής της R1 μπορούμε να ρυθμίσουμε το σταθερό ρεύμα μέσω του LED.

8.3 Περιορισμοί του κυκλώματος

Ο βασικός περιορισμός αυτού του κυκλώματος είναι το εύρος της τάσης εξόδου όπου το ρεύμα μπορεί να διανεμηθεί με ακρίβεια. Αυτό εξαρτάται από την παροχή ηλεκτρικής τάσης (V_{CC}) με αποτέλεσμα η τάση στα άκρα του LED να μην μπορεί να είναι μεγαλύτερη από την V_{CC} . Η τάση στα άκρα του LED εξαρτάται επίσης από την πτώση τάσης λόγω της τάσης V_{R1} και της τάσης V_{CE} επειδή είναι στη σειρά με το φορτίο. Έτσι, η επιλογή της V_{CC} και της $R1$ πρέπει να ανταποκρίνονται στις προδιαγραφές του κυκλώματος.

Ένας άλλος παράγοντας είναι το πόσο ακριβές είναι το ρεύμα μέσω των LEDs. Λόγω των κανόνων των τρανζίστορ, το ρεύμα του εκπομπού είναι ίσο με το άθροισμα του ρεύματος του συλλέκτη και του ρεύματος της βάσης ($I_e = I_c + I_b$). Εάν εμείς δεν βάλουμε στους υπολογισμούς μας το πολύ μικρό ρεύμα I_b (μA), αυτό πρόκειται να προκαλέσει ένα μικρό λάθος στο αναμενόμενο ρεύμα που διαρρέει το LED. Αυτό το λάθος δεν είναι ζωτικής σημασίας και μπορεί εύκολα να υπολογιστεί:

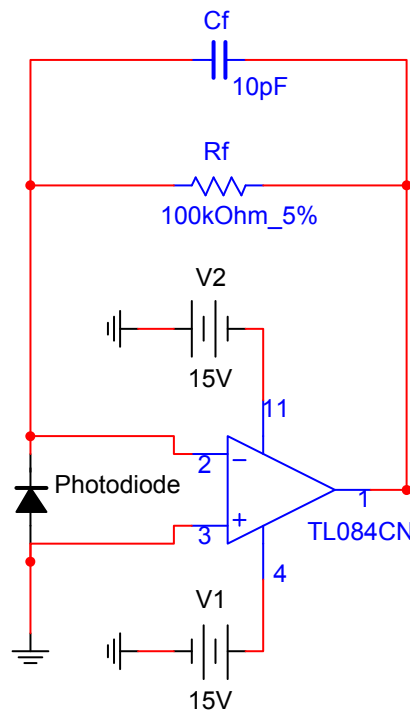
$$I_{R1} = I_e \quad \text{and} \quad I_{LED} = I_c = I_e - I_b$$

$$I_{error} = I_{R1} - I_{LED} = I_e - I_c = I_b$$

Επειδή $I_b = I_c / \beta$ προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί το λάθος πρέπει να αλλάξουμε την τιμή του I_b .

8.4 Εισαγωγή στους ενισχυτές *transimpedance*

Οι ενισχυτές *transimpedance* (μετατροπείς ρεύματος σε τάση) είναι πολύ σημαντικοί για τη λειτουργία των οξύμετρων παλμού. Χρησιμοποιούνται για να μετατρέψουν το πολύ μικρό ρεύμα εξόδου των φωτοδιόδων (μA) σε μια τάση μεγάλου πλάτους. Αυτό το ρεύμα παράγεται από την ανίχνευση του διαβιβασθέντος ή ανακλώμενου φωτός μέσω του ιστού. Το μεγάλο σήμα εξόδου μπορεί έπειτα να φιλτραρισθεί και να υποβληθεί σε περαιτέρω επεξεργασία για την εκτίμηση του SpO_2 . Υπάρχουν πολλοί διαφορετικοί τύποι ενισχυτών *transimpedance*, αλλά αυτός που χρησιμοποιείται στην εργασία αυτή φαίνεται στο σχήμα 8-3:



Σχήμα 8.3: Ενισχυτής *Transimpedance* με φωτοδίοδο

8.5 Ανάλυση των ενισχυτών *transimpedance*

Η ανάλυση του κυκλώματος ενός ενισχυτή *transimpedance*, βασίζεται στους δύο θεμελιώδεις κανόνες των *op-amps*.

1. Η τάση στη θετική είσοδο εμφανίζεται και στην αρνητική είσοδο
2. Κανένα ρεύμα δεν μπορεί να ρέει προς στην είσοδο του *op-amp*.

Λόγω του πρώτου κανόνα η αρνητική είσοδος του *op-amp* στον σχήμα 8-3 θα είναι σε εικονικό μηδέν. Λόγω του δεύτερου κανόνα κανένα ρεύμα δεν μπορεί να ρέει σε καμία είσοδο του *op-amp*, έτσι όλο το ρεύμα πρέπει να περάσει μέσω της *RF*. Κατά συνέπεια η τάση εξόδου συσχετίζεται με την έκφραση: $V_o = I_d R_f$, όπου I_d το ρεύμα της ανάστροφα πολωμένης φωτοδιόδου και *RF* η αντίσταση ανάδρασης.

Ο πυκνωτής ανάδρασης *C_f* χρησιμοποιείται για να περιορίσει το εύρος του σήματος εξόδου και για να βελτιώσει τη σταθερότητα. Για τις φωτοδιόδους μεγάλης επιφάνειας όπου η χωρητικότητα επαφής είναι μεγαλύτερη από το *C_f*, ο πυκνωτής ανατροφοδότησης συσχετίζεται με την έκφραση:

$$C_f = \sqrt{\frac{CI}{2\pi R_f \cdot f_c}}, \text{ όπου}$$

CI = η συνολική χωρητικότητα εισόδου (φωτοδιόδου και *op-amp*)

RF = η αντίσταση ανάδρασης

F_c = η συχνότητα μοναδιαίου κέρδους του *op-amp*

8.6 Περιορισμοί του κυκλώματος

Οι transimpedance amplifiers έχουν διάφορους περιορισμούς που πρόκειται να συζητήσουμε σε αυτό το κεφάλαιο. Η πρώτη είναι η τιμή της αντίστασης ανάδρασης RF. Εάν είναι πάρα πολύ μεγάλη, πρόκειται να οδηγήσει σε κορεσμό τον op-amp και το σήμα εξόδου θα εμφανιστεί διαστρεβλωμένο. Εάν είναι πάρα πολύ μικρή, το εύρος του σήματος εδόδου θα είναι πάρα πολύ χαμηλό και με πολύ θερμικό θόρυβο. Ο θερμικός θόρυβος εξαρτάται από την αντίσταση ανάδρασης και μειώνεται όσο αυξάνεται η τιμή της RF. Ο θερμικός θόρυβος συσχετίζεται με την έκφραση:

$$\text{Thermal noise} = \sqrt{4kTBR}, \text{ όπου}$$

K = σταθερά Boltzmanns

T= απόλυτη θερμοκρασία Kelvin

B = εύρος ζώνης θορύβου (Hz)

R = αντίσταση ανάδρασης (Ω)

Ένας άλλος περιορισμός είναι η τιμή του πυκνωτή ανάδρασης Cf. Πρέπει να είμαστε προσεκτικοί να μην χρησιμοποιήσουμε μεγαλύτερες τιμές από αυτές που υπολογίσαμε επειδή αυτό θα μειώσει το εύρος ζώνης του σήματος. Το εύρος ζώνης του σήματος συσχετίζεται με την έκφραση: $BW=1.4 f_p$

$$\text{Όπου } f_p = \sqrt{\frac{f_c}{2\pi R_f (C_I + C_f)}}$$

Cf = η χωρητικότητα του πυκνωτή ανάδρασης

CI = η συνολική χωρητικότητα εισόδου (φωτοδίοδος και op-amp)

RF = η αντίσταση ανάδρασης

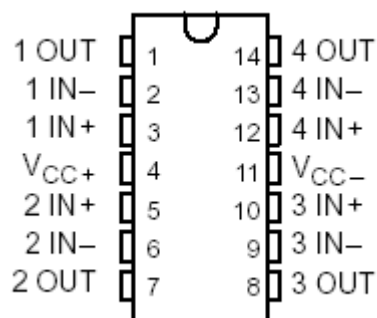
Fc = η συχνότητα μοναδιαίου κέρδους του op-amp

8.7 Εξαρτήματα και υπολογισμοί τους

8.7.1 Πηγές Σταθερού Ρεύματος

Για τις ανάγκες της πτυχιακής, κατασκευάστηκαν δύο ίδια κυκλώματα σταθερού ρεύματος, ένα για την οδήγηση του κόκκινου LED και ένα για την οδήγηση του υπέρυθρου LED. Τα χαρακτηριστικά των κόκκινων και υπέρυθρων LEDs πρόκειται να συζητηθούν στο κεφάλαιο Κατασκευή Probe.

➤ Operational Amplifier TL084CN



Σχήμα 8.4: Τετραπλός operational amplifier

➤ Κρυσταλλολυχνία BC184L

➤ Αντίσταση $R1=88.7\Omega \pm 1\%$

Η τιμή της αντίστασης $R1$ υπολογίζεται με βάση την θεωρία που συζητήσαμε στο κεφάλαιο “8.2 Ανάλυση της πηγής σταθερού ρεύματος”.

Το V_{in} που εφαρμόζεται $R1$ είναι ίση με το εύρος του παλμού ελέγχου των

LEDs και είναι ίσο με $5V_{p-p}$. Η V_{RMS} είναι $V_{RMS} = \frac{\sqrt{2}}{2} \cdot 5V_{p-p} = 3.53V$

$$\text{Έτσι } R1 = \frac{3.53V}{40mA} = 88.25\Omega$$

8.7.2 Ενισχυτής Transimpedance

Για την κατασκευή του ενισχυτή transimpedance χρησιμοποίησα την ίδια μονάδα του operational amplifier **TL084CN**. Τα χαρακτηριστικά της φωτοδιόδου πρόκειται να συζητηθούν στο κεφάλαιο “8.8 Probe Construction”. Οι τιμές των άλλων εξαρτημάτων είναι:

➤ **Αντίσταση $R_f=100K\Omega \pm 5\%$ ανάδρασης**

Η τάση εξόδου του ενισχυτή transimpedance δεν πρέπει να είναι μεγαλύτερη από 10V επειδή η αναλογική είσοδος της κάρτας Labview έρχεται σε κορεσμό. Το μέγιστο ρεύμα εξόδου της φωτοδιόδου είναι 80μΑ, έτσι $V_{o\ max} = I_d \cdot R_f = 80\mu A \cdot 100K\Omega = 8Volts$

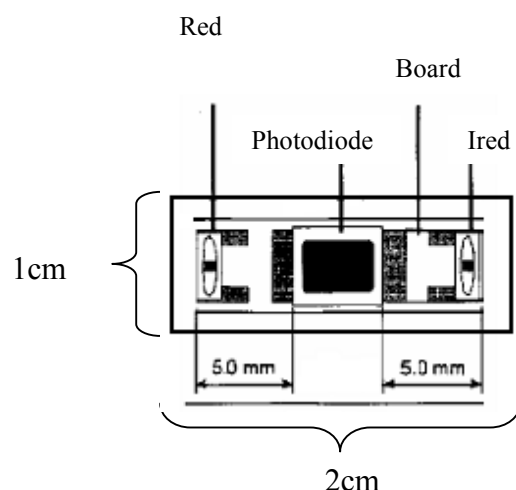
➤ **Πυκνωτής $C_f=50pf$ ανάδρασης**

Όπως ξανασυζητήσαμε στο κεφάλαιο “8.6 Περιορισμοί του κυκλώματος”, ο πυκνωτής ανάδρασης δεν πρέπει να είναι πάρα πολύ μεγάλος επειδή αυτό θα μειώσει το εύρος ζώνης του σήματος. Για $R_f=100K\Omega$ η χωρητικότητα του C_f συσχετίζεται με την έκφραση:

$$C_f = \sqrt{\frac{C_I}{2\pi R_f \cdot f_c}} = \sqrt{\frac{C_j + C_i}{2\pi R_f \cdot f_c}} = \sqrt{\frac{50pf + 1.5nf}{2\pi \cdot 100K\Omega \cdot 1MHz}} \cong 50pF$$

8.8 Κατασκευή του συνδετήρα (probe)

Το probe ανάκλασης κατασκευάστηκε σε μία πλακέτα μήκους 2cm και πλάτους 1cm. Η φωτοδίοδος τοποθετήθηκε στη μέση της πλακέτας και τα δύο LEDs 5mm δεξιά και αριστερά από τη φωτοδίοδο. Η απόσταση των LEDs από τη φωτοδίοδο είναι κρίσιμη. Εάν τοποθετήσουμε τη φωτοδίοδο πολύ κοντά στα LEDs αυτή θα κορεστεί εξαιτίας της μεγάλης τιμής του συνεχούς dc ρεύματος που εμφανίζεται λόγο του ανακλώμενου φωτός από τον στατικό ανθρώπινο ιστό. Εάν τοποθετήσουμε τη φωτοδίοδο πάρα πολύ μακριά από τα LEDs, η ένταση του σήματος PPG πρόκειται να μειωθεί.



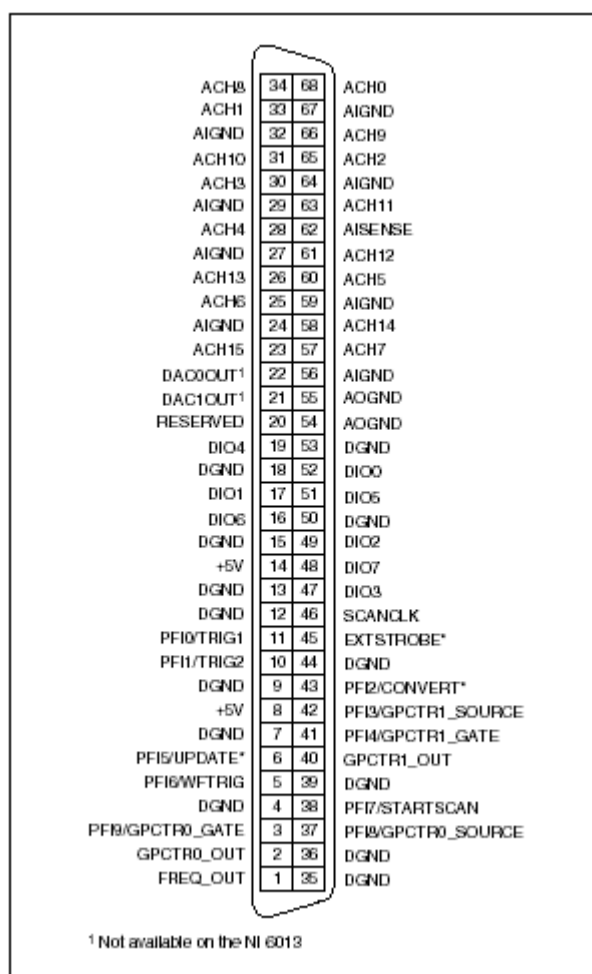
Σχήμα 8.5: Έλεγχος συντελεστή ανάκλασης

Το probe ανάκλασης συνδέεται με ένα καλώδιο 30cm προκειμένου να μεταφερθούν η παλμική ακολουθία ελέγχου των LEDs από την κάρτα Labview και το ανιχνεύσιμο σήμα από τη φωτοδίοδο στον ενισχυτή transimpedance. Το κόκκινο LED έχει μέγιστο μήκος κύματος στα 660nm και το υπέρυθρο LED στα 940nm. Η φωτοδίοδος έχει εύρος φάσματος 530-1000nm και μέγιστο μήκος κύματος στα 880nm. Όλα τα εξαρτήματα είναι SMD³.

³Surface Mounting Device

8.9 Κάρτα Συνδέσεων Εισόδων-Εξόδων

Το λογισμικό Labview συνοδεύεται από μια εξωτερική κάρτα **NI-6014** όπου μπορούμε να κάνουμε τις συνδέσεις που απαιτούνται ώστε να εισάγουμε και να εξάγουμε τις διάφορες τάσεις και σήματα. Στην παρακάτω εικόνα μπορούμε να δούμε ένα διάγραμμα της πλακέτας αυτής:



Σχήμα 8.6: Κάρτα I/O NI- 6014 (εγχειρίδιο χρήστη)

Η κάρτα NI-6014 αποτελείται από ένα συνδετήρα 68pins, όπου περιέχει 16 κανάλια (τα 8 είναι I/O ανψίδρομα) όπου δέχεται αναλογικό σήμα (εσωτερική δειγματοληψία κάρτας στα 16bit), δύο κανάλια αναλογικής εξόδου (μετατροπή

16bit σε αναλογική τάση) και οκτώ κανάλια ψηφιακής I/O. Το NI 6013/6014 χρησιμοποιεί τον ελεγκτή συγχρονισμού συστήματος συλλογής δεδομένων (data acquisition system-timing controller) DAQ-STC, για σχετικές με το χρόνο ακολουθίες. Το DAQ-STC αποτελείται από τρεις ομάδες συγχρονισμού που ελέγχουν την αναλογική είσοδο, την αναλογική έξοδο, και τις γενικής χρήσης λειτουργίες μετρητών/χρονομέτρων. Αυτές οι ομάδες περιλαμβάνουν συνολικά επτά 24-bit και τρεις 16bit μετρητές που έχουν μέγιστη ανάλυση 50ns.

Εξωτερικές συνδέσεις στην κάρτα είναι:

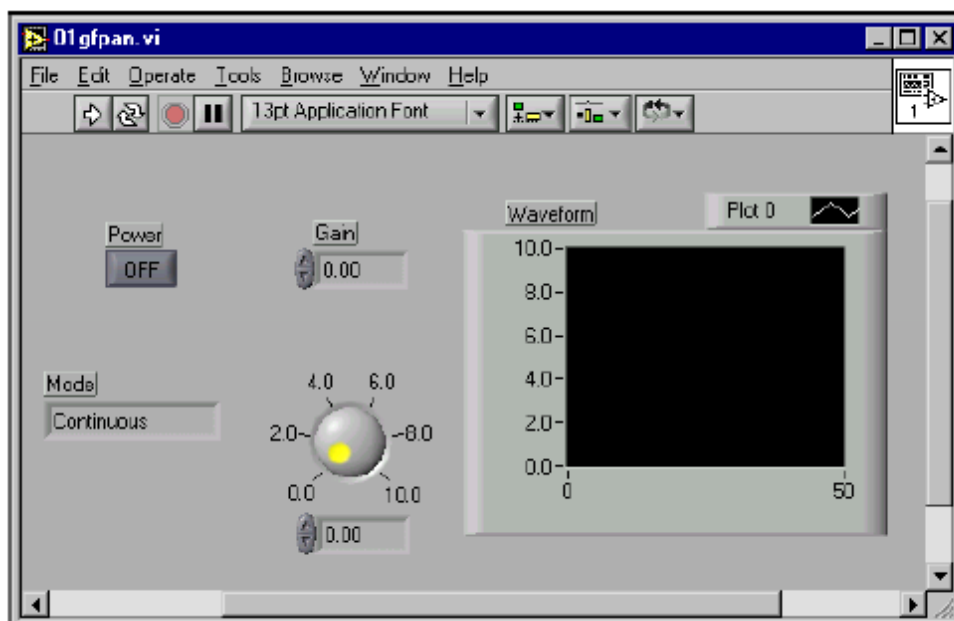
- Ο **Counter 0 (pin 2)** συνδέεται στην θετική είσοδο του κυκλώματος πηγής σταθερού ρεύματος που οδηγεί το κόκκινο LED.
- Ο **Counter 0 (pin2)** συνδέεται με την πύλη σκανδαλισμού του **Counter 1 (pin 41)**.
- Ο **Counter 0 (pin2)** συνδέεται με την πύλη σκανδαλισμού του **input channel (pin11)**
- Ο **Counter 1 (pin 40)** συνδέεται στην θετική είσοδο του κυκλώματος πηγής σταθερού ρεύματος που οδηγεί το υπέρυθρο LED.
- Στην **Analog Input 3 (pin 30)** συνδέεται με την έξοδο του ενισχυτή **transimpedance (pin 8) TL084CN**.
- Τάση **+ 5V (pin 14)** συνδέεται στην πλακέτα με τα κυκλώμα πηγής σταθερού ρεύματος για να παρέχει τάση στο κόκκινο και υπέρυθρο LED.
- **Ground (pin 18)** συνδέεται με την **γείωση** της πλακέτας.

9. LabVIEW

9.1 Εισαγωγή

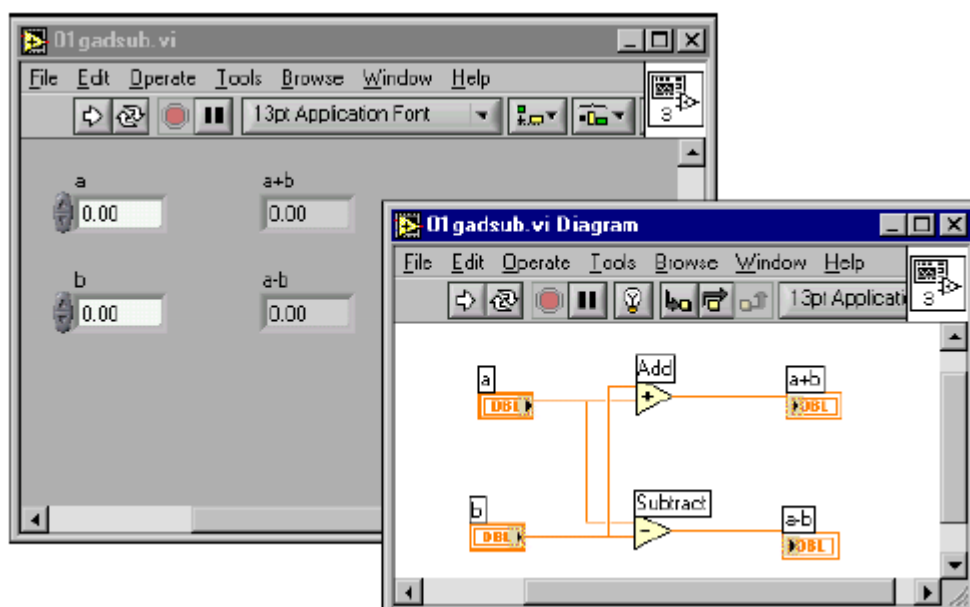
Το LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) είναι μια γραφική γλώσσα προγραμματισμού (G). Χρησιμοποιεί εικονίδια γραφικών αντί για κώδικα για την δημιουργία μιας εφαρμογής. Στο LabVIEW τα προγράμματα καλούνται εικονικά όργανα ή VIs, επειδή η εμφάνιση και η λειτουργία τους μιμούνται τα φυσικά όργανα, όπως οι παλμογράφοι και τα πολύμετρα. Κάθε εικονίδιο είναι μια υπορουτίνα και μπορεί να συνδυαστεί με άλλες εικόνες για να δημιουργήσει πιο περίπλοκες εφαρμογές. Το LabVIEW χρησιμοποιεί τον προγραμματισμό ροής πληροφοριών, όπου η ροή των στοιχείων καθορίζει την εκτέλεση του προγράμματος. Στις γλώσσες προγραμματισμού με κώδικα, οι εντολές καθορίζουν την εκτέλεση του προγράμματος.

Στο LabVIEW το περιβάλλον εργασίας είναι ένας συνδυασμός δύο επιπέδων. Το πρώτο καλείτε front panel, όπου μπορούμε να δημιουργήσουμε ένα περιβάλλον φιλικό προς τον χρήστη, χρησιμοποιώντας ένα σύνολο εργαλείων και αντικειμένων από τις παλέτες.



Σχήμα 9.1: Παράδειγμα για το front panel

Το δεύτερο επίπεδο καλείται block diagram, όπου μπορούμε να προσθέσουμε τον κώδικα χρησιμοποιώντας τη γραφική αντιπροσώπευση των λειτουργιών για να ελέγξουμε τα αντικείμενα που τοποθετήσαμε στο front panel.



Σχήμα 9.2: Παράδειγμα για το block diagram

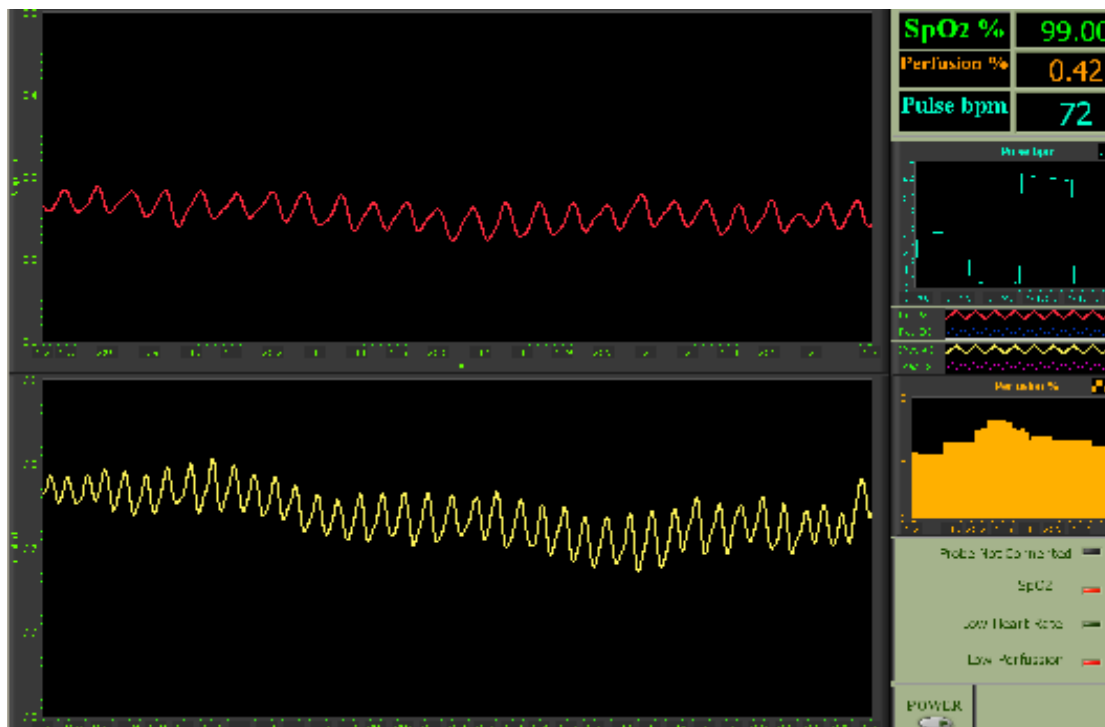
Το λειτουργικό του Labview συνοδεύεται από μία PCI κάρτα που τοποθετείται στον υπολογιστή και μία εξωτερική κάρτα συνδέσεων, όπου μπορούμε να εισάγουμε και να εξάγουμε αναλογικά και ψηφιακά σήματα. Το LabVIEW είναι συμβατό πλήρως για επικοινωνία με υλικό όπως *GPIB*, *VXI*, *PXI*, *RS-232*, *RS-485*, και plug-in κάρτες συλλογής δεδομένων. Το LabVIEW έχει επίσης ενσωματωμένες βιβλιοθήκες για τη χρησιμοποίηση των προτύπων λογισμικού όπως TCP/IP δίκτυο και ActiveX.

Χρησιμοποιώντας το LabVIEW, μπορούμε να δημιουργήσουμε 32bit προγράμματα που μας δίνουν γρήγορες ταχύτητες εκτέλεσης. Μπορούμε επίσης να δημιουργήσουμε τα αυτόνομα executables επειδή το LabVIEW είναι ένας πραγματικός 32bit compiler.

10. Ανάπτυξη λογισμικού

10.1 Εισαγωγή στο Εικονικό Οξύμετρο Παλμού

Το Εικονικό Οξύμετρο Παλμού είναι μια εφαρμογή που βασίζεται στη γραφική γλώσσα G του LabVIEW. Η κεντρική οθόνη αποτελείται από τέσσερα διαφορετικά διαγράμματα και διάφορους ενδείκτες. Οι δύο μεγάλες οθόνες διαγραμμάτων χρησιμοποιούνται για να παρατηρούμε σε πραγματικό χρόνο το PPG⁴ σήμα που πέρνουμε από το κόκκινο και το υπέρυθρο LED και άλλα δύο διαγράμματα για την γραφική αντιπροσώπευση των παλμών ανα λεπτό (BPM⁵) και την διάχυση του αίματος (perfusion) στο σώμα. Στην παρακάτω εικόνα μπορούμε να δούμε τον κεντρικό πίνακα επιλογών του Εικονικού Οξύμετρου:



Σχήμα 10.1: Κεντρικός πίνακας επιλογών του Εικονικού Οξύμετρου

⁴ Photoplethysmographic

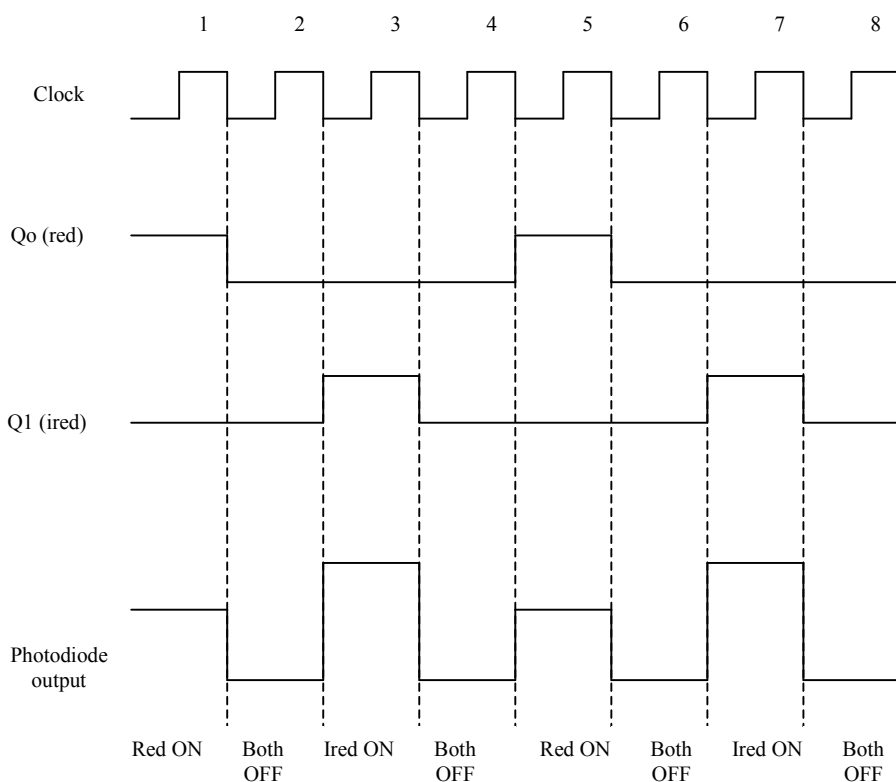
⁵ Παλμοί ανά λεπτό

10.2 Ακολουθία προγράμματος

10.2.1 Εισαγωγή στη δομή του προγράμματος

Ο στόχος αυτής της πτυχιακής ήταν η ανάπτυξη ενός Εικονικού Οξύμετρου Παλμού με τη χρήση όσο το δυνατόν λιγότερων εξαρτημάτων (hardware). Το λογισμικό Labview συνοδεύεται από μια PCI κάρτα hardware που τοποθετείτε στο PC και παρέχει στο χρήστη διάφορες αναλογικές και ψηφιακές εισόδους-εξόδους, δύο προγραμματιζόμενους counters και άλλες δυνατότητες που συζητήσαμε περαιτέρω στο κεφάλαιο 8.9. Η δομή του προγράμματος είναι η ακόλουθη:

- Το Εικονικό Οξύμετρο Σφυγμού παράγει δύο ακολουθίες σφυγμού με τον προγραμματισμό δύο counters προκειμένου να οδηγηθούν τα LEDs. Μπορούμε να δούμε τη μορφή των ακολουθιών στο σχεδιάγραμμα παρακάτω:



Σχήμα 10.2: Παλμικές ακολουθίες οδήγησης των LEDs

Στον πρώτο κύκλο ρολογιού, το κόκκινο LED ανάβει και το υπερευθρο LED είναι σβηστό. Κατόπιν στο δεύτερο κύκλο του ρολογιού και τα δύο LEDs είναι σβηστά προκειμένου να ανιχνευθεί το φως του περιβάλλοντος και αφαιρείτε αργότερα από το ανιχνεύσιμο σήμα. Κατόπιν στον τρίτο κύκλο του ρολογιού το υπέρυθρο LED ανάβει και το κόκκινο LED είναι σβηστό. Τέλος στον τέταρτο κύκλο του ρολογιού και τα δύο LEDs είναι σβηστά. Αυτές οι δύο παλμικές ακολουθίες εισάγονται στην είσοδο δύο πηγών σταθερού ρεύματος για την οδήγηση των δύο LEDs με σταθερό ρεύμα 40mA.

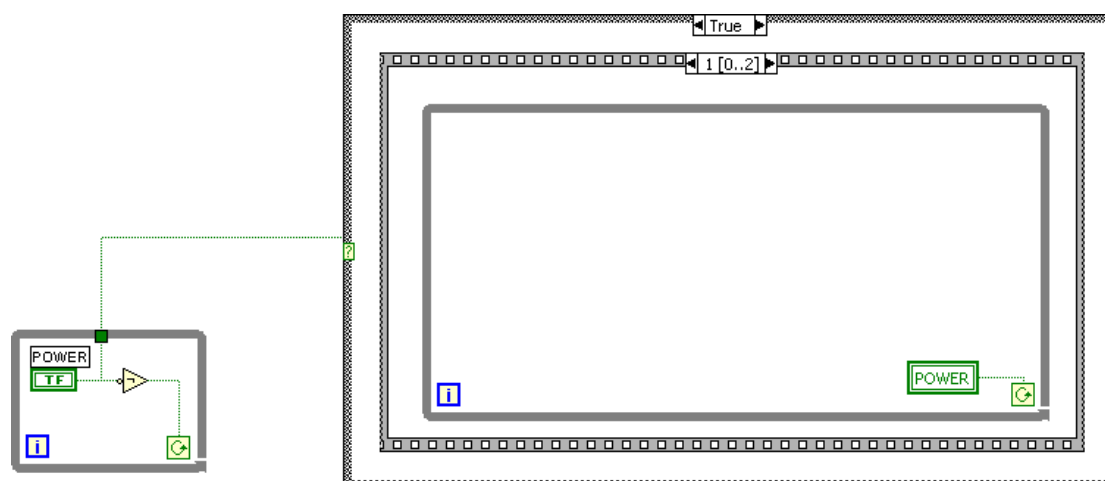
- Το ανακλόμενο φως από τον ιστό ανιχνεύεται από τη φωτοδίοδο. Το σήμα εξόδου από την φωτοδίοδο παρουσιάζεται στο σχήμα 10-2. Το σήμα εισάγεται στο πρόγραμμα με τη χρησιμοποίηση μιας αναλογικής εισόδου.
- Στο σήμα αυτό κάνουμε δειγματοληψία και έπειτα αποπολυπλεξία ώστε να εξάγουμε το ανιχνεύσιμο σήμα όταν το κόκκινο LED είναι ON και όταν το υπέρυθρο είναι ON. Κατόπιν το φως του περιβάλλοντος αφαιρείται.
- Το ανιχνεύσιμο σήμα από το κόκκινο και υπέρυθρο LED, φιλτράρετε και διαχωρίζετε στα συνεχή DC και εναλλασσόμενα AC συστατικά. Αυτά τροφοδοτούνται σε μία φόρμουλα προκειμένου να υπολογιστεί ο κορεσμός του οξυγόνου στ αίμα.
- Οι τιμές του PPG σήματος για το κόκκινο και το υπέρυθρο LED καθώς και ο κορεσμός του οξυγόνου στο αίμα, αποθηκεύονται σε ένα αρχείο μαζί με το όνομα, το επώνυμο και την ηλικία των ασθενών.

10.3 Ανάλυση κώδικα

Λόγω της πολυπλοκότητας του κώδικα, θα ήταν πολύ ευκολότερο να χωριστεί σε διαφορετικούς τομείς και να αναλυθεί η λειτουργία κάθε τομέα ανεξάρτητα. Αυτό πρόκειται να βοηθήσει τον αναγνώστη για να καταλάβει καλύτερα τη δομή και τη λειτουργία του προγράμματος.

10.3.1 Προσομοίωση διακόπτη

Η λειτουργία του Εικονικού Οξύμετρου Παλμού ξεκινάει με το να θέσουμε τον διακόπτη σε κατάσταση ON. Μπορούμε να δούμε τον κώδικα πίσω από αυτήν την λειτουργία στο παρακάτω σχήμα:

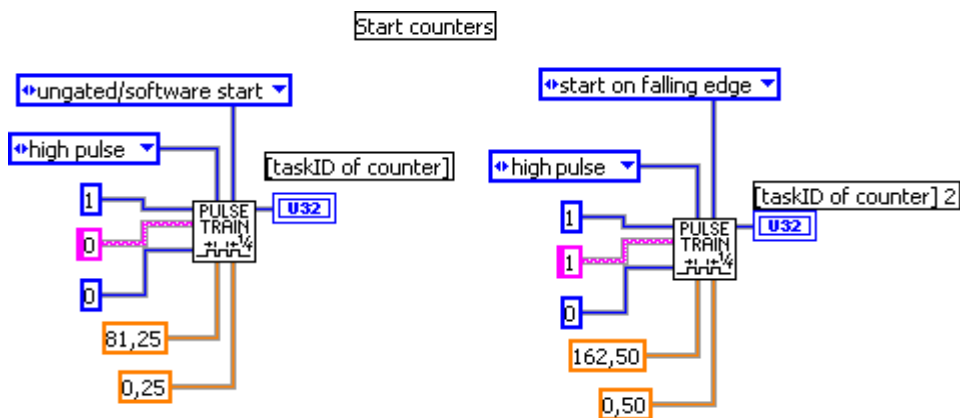


Σχήμα 10.3: Προσομοίωση διακόπτη

Ο διακόπτης POWER είναι μέσα σε έναν while loop. Όταν ο διακόπτης είναι ανοικτός ή TRUE το πρόγραμμα εκτελεί τον κώδικα μέσα στη CASE STRUCTURE για κατάσταση TRUE. Όταν ο διακόπτης POWER είναι κλειστός ή FALSE το πρόγραμμα εκτελεί τον κώδικα μέσα στη CASE STRUCTURE για κατάσταση FALSE. Στην TRUE κατάσταση η CASE STRUCTURE περιέχει μια SEQUENCE STRUCTURE με τρία FRAMES (0,1,2). Το FRAME 0 χρησιμοποιείται για να μηδενίσει μερικών από τα αντικείμενα του προγράμματος όπως οι ενδείκτες, τα διαγράμματα, τους μετρητές, τους συντελεστές φίλτρων, τις εισαγμένες υπορουτίνες, κ.λπ. Το FRAME 1 περιέχει ένα WHILE LOOP STRUCTURE που τρέχει για όσο ο διακόπτης POWER είναι TRUE. Όταν ο διακόπτης POWER γίνει FALSE το πρόγραμμα εκτελεί το FRAME 2, το οποίο χρησιμοποιείται για να σταματήσει τους μετρητές και να σβήσει τους δείκτες.

10.3.2 Παραγωγή ακολουθίας παλμού

Οι ακολουθίες παλμού παράγονται με τον προγραμματισμό των δύο μετρητών χρησιμοποιώντας το subνί στον παρακάτω σχήμα:

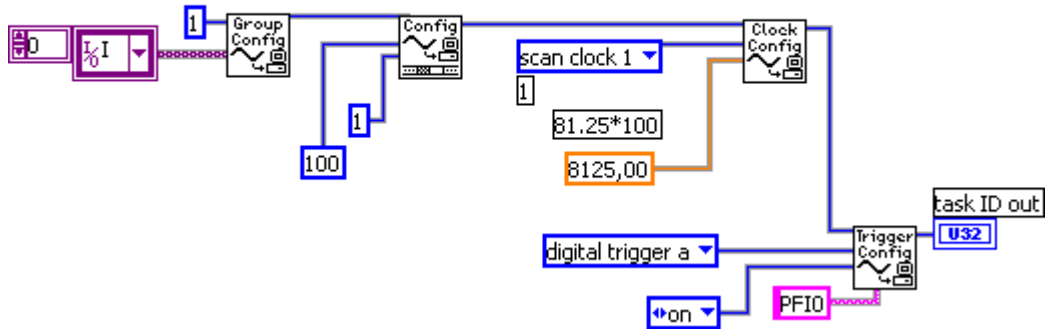


Σχήμα 10.4: Παραγωγή ακολουθίας παλμού

Ο Counter στο αριστερά είναι software triggered και παράγει έναν τετραγωνικό παλμό Q_0 , με τη συχνότητα 81.25Hz και duty cycle 25%. Λόγω της παλμικής φύσης του αίματος, η συχνότητα ρολογιού που χρησιμοποιείται συνήθως στα οξύμετρα παλμού είναι περίπου 325Hz. Εάν επιστρέφουμε στο σχήμα 10-2, είναι προφανές ότι η ακολουθία παλμού Q_0 είναι το 1/4 της συχνότητας του ρολογιού, κατά συνέπεια $Q_0=325\text{Hz}/4=81.25\text{Hz}$. Η έξοδος του πρώτου Counter Q_0 συνδέεται με την είσοδο trigger του δεύτερου Counter στα δεξιά, ως παλμός σκανδαλισμού. Κατά τη διάρκεια της πτώσης του παλμού εξόδου από τον Q_0 counter, ο δεύτερος counter Q_1 πρόκειται να παραγάγει μόνο μια περίοδο τετραγωνικού παλμού με συχνότητα $Q_1=325\text{Hz}/2=162.5\text{Hz}$ και τον duty cycle 50%.

10.3.3 Διαμόρφωση εισόδου (input configuration)

Η διαμόρφωση εισόδου είναι ένα από τα σημαντικότερα μέρη του προγράμματος. Η έξοδος της φωτοδιόδου πρέπει να εισαχθεί στο πρόγραμμα σε ένα παράθυρο συγκεκριμένου χρόνου και να δειγματοληπτηθεί 100 φορές ανά περίοδο. Το χρονικό παράθυρο καθορίζεται από την παλμική ακολουθία Q_0 : $t_s=1/81.25\text{Hz}=12\text{ms}$. Μπορούμε να δούμε τη δομή του κώδικα διαμόρφωσης εισόδου στην παρακάτω εικόνα:

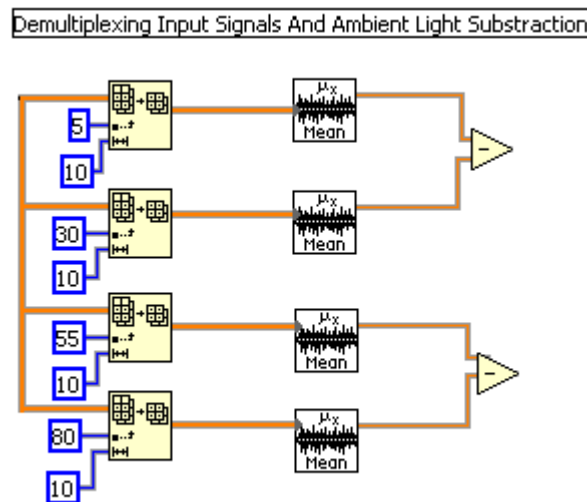


Σχήμα 10.5: Λήψη δεδομένων με σκανδαλισμό εισόδου

- Το Group Configure subνί χρησιμοποιείται για να επιλέξει την είσοδο στην κάρτα Labview.
- Το Configure subνί δεσμεύει μνήμη για την προσωρινή αποθήκευση δεδομένων, στην περίπτωση μας του σήματος εισόδου στην αναλογική είσοδο. Ο αριθμός 1 καθορίζει τον αριθμό των buffers και ο αριθμός 100 το μέγεθος του buffer. Η έξοδος του counter Q₀ χρησιμοποιείται ως παλμός σκανδαλισμού στην αναλογική είσοδο. Σε κάθε περίοδο του παλμού Q₀, το σήμα εισόδου δειγματοληπτήτε 100 φορές.
- Το Clock Configure subνί καθορίζει τον ρυθμό δειγματοληψίας. Επειδή η συχνότητα του παλμού εξόδου του Q₀ είναι 81.25Hz ο αριθμός δειγμάτων ανά δευτερόλεπτο είναι $81.25 \cdot 100 = 8125$ δείγματα.
- Το Trigger Configure subνί διαμορφώνει τις συνθήκες σκανδαλισμού για το ξεκίνημα της δειγματοληψίας τους όρους ώθησης για την ανίχνευση, τα ρολόγια καναλιών και το μετρητή ανίχνευσης. Η είσοδος PF10 το που πρέπει να συνδέσουμε το παλμό σκανδαλισμού (pin 11).

10.3.4 Αποπολυπλέκτης σημάτων

Το σήμα εισόδου πρέπει να αποπολυπλεχτεί προκειμένου να διαχωριστεί στα συστατικά που αντιπροσωπεύουν το κόκκινο φως, το υπέρυθρο φως και το φως του περιβάλλοντος. Στην παρακάτω εικόνα μπορούμε να δούμε τη δομή του κώδικα για την αποπολυπλεξία του σήματος εισόδου:



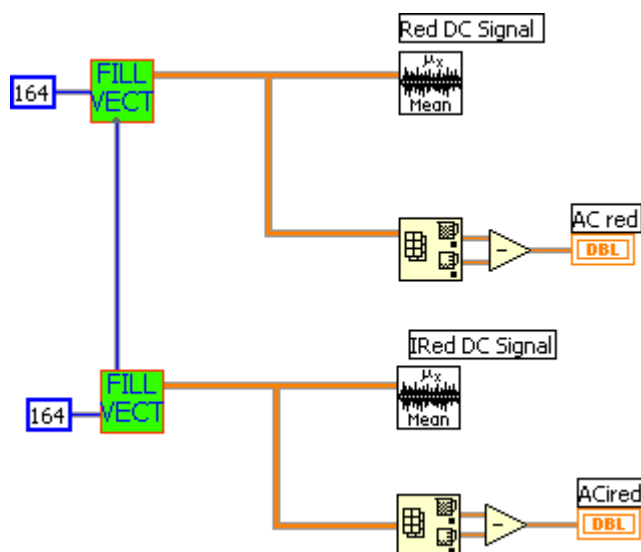
Σχήμα 10.6: Αποπολυπλέκτης σήματος εισόδου

- Το σήμα εισόδου τροφοδοτείται σε τέσσερα array subsets (σειριακά υποσύνολα). Τα συνολικά δείγματα του σήματος εισόδου ανά περίοδο είναι 100. Αρχίζοντας από την κορυφή, το πρώτο array subset τροφοδοτείται με 10 δείγματα από το σήμα εισόδου που αντιπροσωπεύει το κόκκινο LED (που ανάβει πρώτο), αρχίζοντας να αποθηκεύει από το 5^ο δείγμα και παίρνει 10 δείγματα.
- Το δεύτερο array subset τροφοδοτείται με 10 δείγματα επίσης αρχίζοντας από το 30^ο, που αντιπροσωπεύει το φως του περιβάλλοντος.

- Το τρίτο λειτουργεί με τον ίδιο τρόπο και αντιπροσωπεύει το υπέρυθρο φως.
- Το τελευταίο αντιπροσωπεύει ξανά το φως του περιβάλλοντος.
- Τα Mean subvis δίνουν τη μέση τιμή του σήματος εισόδου για το κόκκινο φως, το υπέρυθρο φως και το φως του περιβάλλοντος.
- Τέλος το φως του περιβάλλοντος αφαιρείται από το κόκκινο και το υπέρυθρο σήμα.

10.3.5 Εξαγοντας τις AC-DC τιμές

Μετά από την αποπολυπλεξία του σήματος εισόδου, πρέπει να εξαγάμε τις τιμές του συνεχούς και του εναλλασσόμενου ρεύματος από το κόκκινο και το υπέρυθρο σήμα αντίστοιχα. Στην παρακάτω εικόνα μπορούμε να δούμε τη δομή του κώδικα για αυτήν την εφαρμογή:



Σχήμα 10.7: Εξαγωγή των τιμών εναλλασσόμενου ρεύματος και συνεχούς ρεύματος

- Οι μέσες τιμές του κόκκινου και υπέρυθρου φωτός τροφοδοτούνται σ'ένα subνι αποκαλούμενο FILL VECTOR. Αυτό το subνι δημιουργεί ένα πίνακα 1-D που αποθηκεύει και ενημερώνει συνεχώς τις αποθηκευμένες τιμές του κόκκινου και υπέρυθρου σήματος για τα τελευταία δύο δευτερόλεπτα ίσο με 164 τιμές.
- Το Mean subνι χρησιμοποιείται για να εξαγάγει το ΣΥΝΕΧΕΣ σήμα που είναι ίσο με τη μέση αξία του σήματος εισόδου (για το κόκκινο και υπέρυθρο φως).
- Το Min-Max subνι χρησιμοποιείται για να εξαγάγει το σήμα εναλλασσόμενου ρεύματος με την ανίχνευση της ελάχιστης και μέγιστης τιμής του σήματος εισόδου, κατά συνέπεια τις αλλαγές στο εύρος.

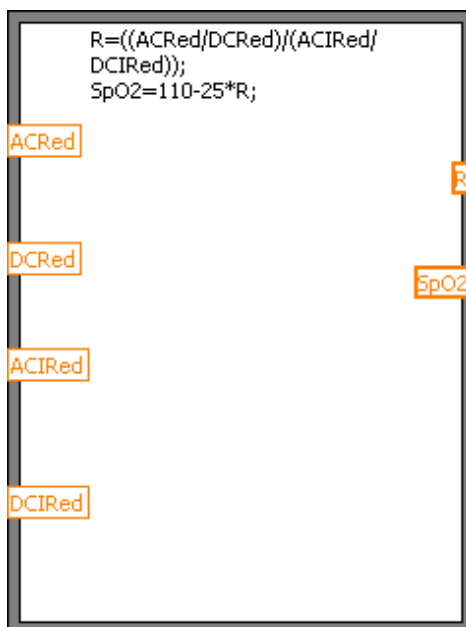
10.3.6 Εκτίμηση του κορεσμού οξυγόνου αίματος

Για την εκτίμηση του κορεσμού του οξυγόνου στο αίμα χρησιμοποίησα τον τύπο:

$$SpO_2 = 110 - 25 \cdot R \quad \text{where} \quad R = \frac{AC_{red} / DC_{red}}{AC_{ired} / DC_{ired}}$$

- Στην παρακάτω εικόνα μπορούμε να δούμε τον κώδικα που αντιπροσωπεύει αυτόν τον τύπο. Το κόκκινο και υπέρυθρο σήμα εναλλασσόμενου ρεύματος και συνεχούς ρεύματος εισάγεται σε ένα

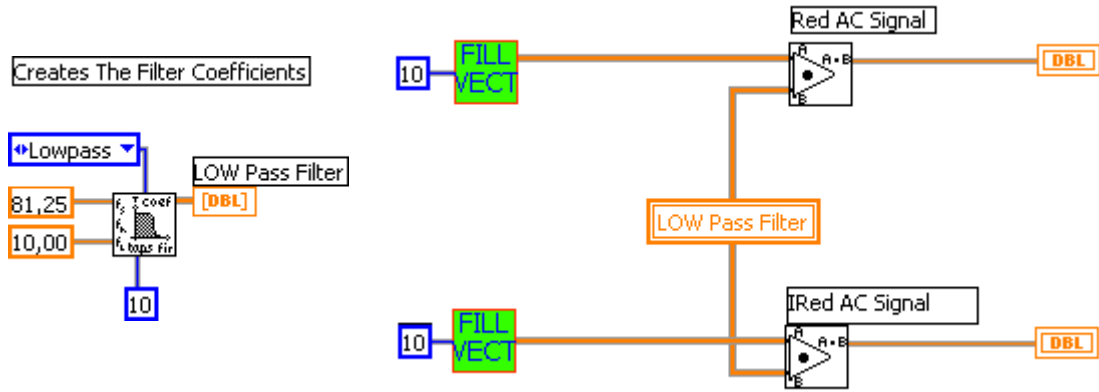
Formula Node. Η έξοδος του Formula Node είναι η αναλογία R και ο κορεσμός SpO₂ του οξυγόνου στο αίμα.



Σχήμα 10.8: Formula Node

10.3.7 Φιλτράρισμα του σήματος PPG

Προκειμένου να υπάρξει μια καλή παρουσίαση του σήματος PPG στα διαγράμματα για το κόκκινο και το υπέρυθρο φως, το σήμα που παίρνουμε από τον αποπολυπλέκτη για το κόκκινο και το υπέρυθρο φως πρέπει να φιλτραριστούν. Το φίλτρο που χρησιμοποίησα είναι ένα χαμηλοπερατό FIR⁶ Butterworth φίλτρο με συχνότητα cut off στα 10Hz και 10^{ης} τάξης, όπως μπορούμε να δούμε στην εικόνα παρακάτω:



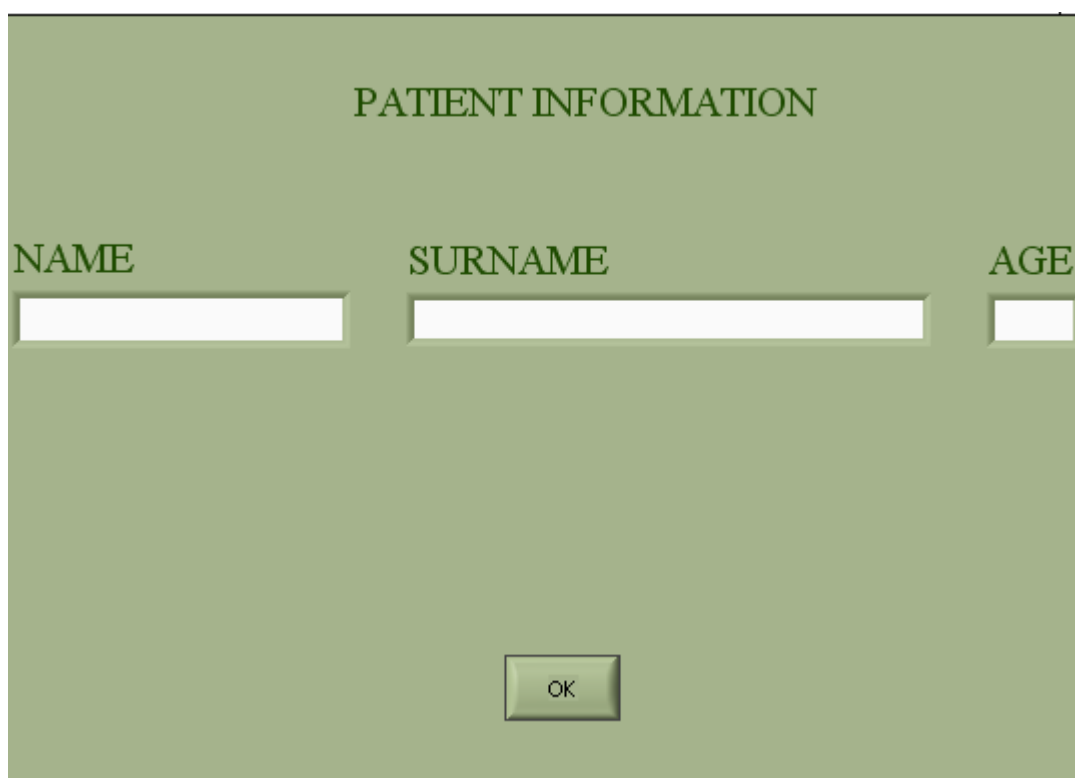
Σχήμα 10.9: Φιλτράρισμα PPG

- Το φίλτρο FIR συνήθως χρησιμοποιείται για να δημιουργήσει τους συντελεστές του φίλτρου και τοποθετείται στο FRAME 0 της Case Sequence προκειμένου να αρχικοποιηθεί μόνο μια φορά. Τα φίλτρα FIR έχουν μια γραμμική απόκριση φάσης έτσι καμία παραμόρφωση φάσης δεν εισάγεται στο σήμα. Είναι πιο σταθερά από τα IIR⁶ φίλτρα επειδή δεν υπάρχει ανατροφοδότηση και για τις εφαρμογές λογισμικού είναι ευκολότερο να σχεδιαστεί ένα φίλτρο FIR υψηλής τάξης για έλεγχο πραγματικού χρόνου.
- Το Fill Vector συνήθως δημιουργεί μια ακολουθία 10 στοιχείων που αποθηκεύει και ενημερώνετε συνεχώς με τις 10 πιο πρόσφατες ληφθέντες τιμές του κόκκινου και υπέρυθρου σήματος. Ο αριθμός 10 συσχετίζεται στη τάξη του φίλτρου.
- Η έξοδος του Fill Vector συνήθως καθώς και οι συντελεστές του FIR φίλτρου οδηγούνται σ' ένα Convolution συνήθως. Η συνέλιξη αυτών των δύο παραμέτρων οδηγεί στο φιλτραρισμένο σήμα. Τα σήματα PPG από το κόκκινο και το υπέρυθρο φως παρουσιάζονται έπειτα σε δύο διαγράμματα.

⁶ Infinite Impulse Response

10.3.8 Πληροφορίες ασθενών

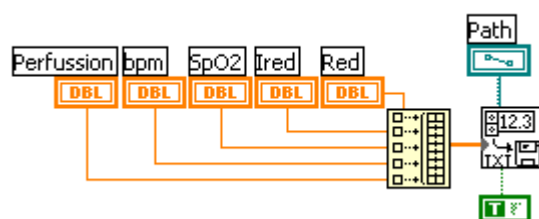
Κάθε φορά που πιέζουμε το κουμπί POWER για να τρέξουμε το Εικονικό Οξύμετρο Παλμού, εμφανίζεται ένα πλαίσιο διαλόγου ρωτώντας το χρήστη για το όνομα, το επώνυμο και την ηλικία του ασθενή. Οι πληροφορίες του ασθενή πρόκειται να αποθηκευτούν σε έναν λογιστικό φύλλο με τις τιμές SpO₂ για όσο τρέχει το πρόγραμμα. Με αυτό τον τρόπο μπορούμε να δημιουργήσουμε μια βάση δεδομένων όπου μπορούμε να έχουμε πρόσβαση μέσω οποιουδήποτε προγράμματος όπως το Microsoft Excel ή Microsoft Word και μέσω του δικτύου. Μπορούμε να δούμε το πλαίσιο διαλόγου στον αριθμό κατωτέρω:



The image shows a dialog box titled "PATIENT INFORMATION" with a light green background. It contains three input fields: "NAME", "SURNAME", and "AGE". Below the input fields is an "OK" button.

Σχήμα 10.10: Πληροφορίες ασθενών

Το Patient Information VI συνδέεται με το Write Data VI. Όταν ο χρήστης πιάσει το πλήκτρο OK, το περιεχόμενο των πεδίων του ΟΝΟΜΑΤΟΣ, του ΕΠΩΝΥΜΟΥ και της ΗΛΙΚΙΑΣ μεταφέρεται στο Write Data VI μαζί με τα στοιχεία από το κόκκινο φως, το υπέρυθρο φως και το SpO₂. Ο χρήστης καθορίζει που πρόκειται να αποθηκευτούν τα στοιχεία. Στην παρακάτω εικόνα μπορούμε να δούμε τον κώδικα για αυτήν την εφαρμογή:



Σχήμα 10.11: Κώδικας αποθήκευσης δεδομένων ασθενή

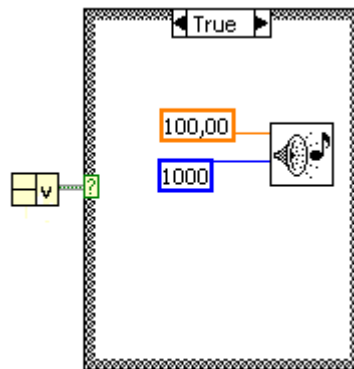
Παρακάτω φαίνεται ένα παράδειγμα ενός λογιστικού φύλλο (spreadsheet) μετά από την αποθήκευση των πληροφοριών ασθενή και των μετρούμενων στοιχείων:

	A	B	C
1	01/09/2007	14:53	
2	ΤΟΠΗΣ	ΘΩΜΑΣ	24
3	Red	Ired	SpO2 %
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			
11			
12			
13			
14			
15			

Σχήμα 10.12: Λογιστικό φύλλο (spreadsheet)

10.3.9 Οπτικοί και ακουστικοί συναγερμοί

Είναι πραγματικά σημαντικό για τις συσκευές συνεχόμενης παρακολούθησης ασθενών, να συνοδεύονται από ένα σύνολο οπτικών και ακουστικών συναγερμών. Σε μια περίπτωση βλάβης της συσκευής ή όταν ο ασθενής είναι σε κρίσιμη κατάσταση, οι ακουστικοί συναγερμοί θα ενημερώσουν το νοσηλευτικό προσωπικό και τους γιατρούς. Στην παρακάτω εικόνα μπορούμε να δούμε τον κώδικα για την παραγωγή συναγερμών ακουστικών συναγερμών:



Σχήμα 10.13: Παραγωγή ακουστικών συναγερμών

- Μια πύλη OR συνδέεται στην είσοδο της Case Structure. Εάν μια από τις παρακάτω καταστάσεις γίνει TRUE, τότε παράγεται ένας ακουστικός συναγερμός. Οι καταστάσεις όπου έχουμε έναν συναγερμό είναι στην περίπτωση που το probe είναι αποσυνδεδεμένο και όταν οι τιμές του SpO₂ είναι χαμηλές.

- Ο ακουστικός συναγερμός παράγεται από το beep.vi που τοποθετείται στη Case Structure στην TRUE κατάσταση. Η συχνότητα του παραγμένου ήχου είναι 100Hz με διάρκεια επανάληψης 1000ms.
- Όταν η είσοδος της Case Structure γίνει FALSE, ο συναγερμός σταματάει.

11. Συμπεράσματα

Ο κύριος στόχος αυτού του προγράμματος ήταν η ανάπτυξη ενός Οξύμετρου σε λογισμικό με τη χρησιμοποίηση των λιγότερων εξαρτημάτων (hardware). Το Εικονικό Οξύμετρο Παλμού πρέπει να είναι σε θέση να αντιπροσωπεύσει σε πραγματικό χρόνο το σήμα Photoplethysmographic (PPG) από το κόκκινο και υπέρυθρο LED σε δύο διαγράμματα και τον κορεσμό οξυγόνου του αίματος (SpO_2), σε ένα ψηφιακό ενδείκτη. Οι μετρήσεις πρέπει να αποθηκευτούν σε μια βάση δεδομένων με τις πληροφορίες του ασθενή για την περαιτέρω επεξεργασία.


Το υλικό περιορίστηκε σε δύο κυκλώματα πηγής ρεύματος προκειμένου να οδηγηθούν τα LEDs και ένας ενισχυτής transimpedance για να μετατρέψει το πολύ μικρό ρεύμα των φωτοδίοδων σε τάση. Ένα probe ανάκλασης

κατασκευάστηκε με τη σύνδεση του LEDs και του φωτοανιχνευτή σε μια πλακέτα χαλκού.

Το σημαντικότερο μέρος του προγράμματος ήταν η ανάπτυξη του λογισμικού που πρέπει να εξομοιώσει τα ζωτικής σημασίας μέρη ενός hardware οξύμετρου. Αυτή είναι η παραγωγή της παλμικής ακολουθίας για την οδήγηση των LEDs, ο αποπολυπλέκτης για το χωρισμό του ανιχνευμένου σήματος στα κόκκινα και υπέρυθρα συστατικά και τα φίλτρα για να εξαγάγουν και να αντιπροσωπεύσουν στα διαγράμματα το σήμα PPG.

Παρά το γεγονός ότι η μορφολογία του σήματος PPG είναι καλή, η εκτίμηση SpO_2 δεν είναι πολύ ακριβής λόγω έλλειψη δυνατότητας καλιμπραρίσματος. Η βαθμολόγηση ενός oximeter σφυγμού βασίζεται στη μέτρηση του κορεσμού οξυγόνου αίματος σε δείγματα αίματος με τη χρησιμοποίηση ενός οξύμετρου κοβαλτίου. Τα δείγματα αίματος συλλέγονται από τους εθελοντές αφότου εισπνεύσουν οξυγόνο σε διαφορετικές συγκεντρώσεις. Κατόπιν τα συλλεχθέντα στοιχεία παρουσιάζονται σε ένα διάγραμμα. Ένας άλλος περιορισμός είναι ότι ο χρόνος εκτέλεσης του προγράμματος δεν είναι πολύ γρηγορότερος από τη συχνότητα δειγματοληψίας του ανιχνευμένου σήματος. Αυτό μπορεί να προκαλέσει τις ανακρίβειες στην εκτίμηση του SpO_2 όταν η δύναμη υπολογισμού του υπολογιστή δεν είναι αρκετή.

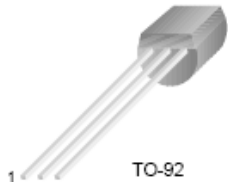
Παράρτημα



BC184L

Silicon NPN Small Signal Transistor (Note 1)

- $V_{CE0} = 30V$ (Min.)
- $h_{FE} = 130$ (Min.) @ $V_{CE} = 5.0V, I_C = 100mA$



TO-92
1. Emitter 2. Collector 3. Base

BC184L

Absolute Maximum Ratings $T_C=25^{\circ}C$ unless otherwise noted

Symbol	Parameter	Value	Units
V_{CBO}	Collector-Base Voltage	45	V
V_{CEO}	Collector-Emitter Voltage	30	V
V_{EBO}	Emitter-Base Voltage	5	V
I_C	Collector Current (DC)	500	mA
P_C	Collector Dissipation ($T_a=25^{\circ}C$) (Note 2, 3)	350	mW
T_J	Junction Temperature	150	$^{\circ}C$
T_{STG}	Storage Temperature	- 55 ~ 150	$^{\circ}C$

Electrical Characteristics $T_C=25^{\circ}C$ unless otherwise noted

Symbol	Parameter	Test Condition	Min.	Typ.	Max.	Units
V_{CBO}	Collector-Base Voltage	$I_C = 10\mu A$	45			V
V_{CEO}	Collector-Emitter Voltage	$I_C = 2mA$	30			V
V_{EBO}	Emitter-Base Voltage	$I_E = 10\mu A$	5			V
I_{CBO}	Collector Cut-off Current	$V_{CB} = 30V$			15	nA
I_{EBO}	Emitter Cut-off Current	$V_{EB} = 3V$			15	nA
h_{FE}	DC Current Gain	$V_{CE} = 5V, I_C = 10\mu A$ $V_{CE} = 5V, I_C = 100mA$	100 130			
$V_{CE(sat)}$	Collector-Emitter Saturation Voltage	$I_C = 10mA, I_B = 0.5mA$ $I_C = 100mA, I_B = 5mA$			0.6 0.25	V
$V_{BE(sat)}$	Base-Emitter Saturation Voltage	$I_C = 100mA, I_B = 5mA$			1.2	V
$V_{BE(on)}$	Base-Emitter On Voltage	$V_{CE} = 5V, I_C = 2mA$	0.55		0.7	V
C_{OB}	Output Capacitance	$V_{CE} = 10V, f = 1MHz$			5	pF
f_T	Current gain Bandwidth Product	$V_{CE} = 5V, I_C = 10mA$ $f = 100MHz$	150			MHz
h_{FE}	Small Signal Current Gain	$V_{CE} = 5V, I_C = 2mA$ $f = 1KHz$	450		900	
NF	Noise Figure	$V_{CE} = 5V, I_C = 200mA$ $R_B = 2K\Omega, f = 1KHz$			4	dB

Notes:
1. These ratings are limiting values above which the serviceability of any semiconductor device may be impaired.
2. These are steady state limits. The factory should be consulted on applications involving pulsed or low duty cycle operations.
3. These ratings are based on a maximum junction temperature of 150degrees C.

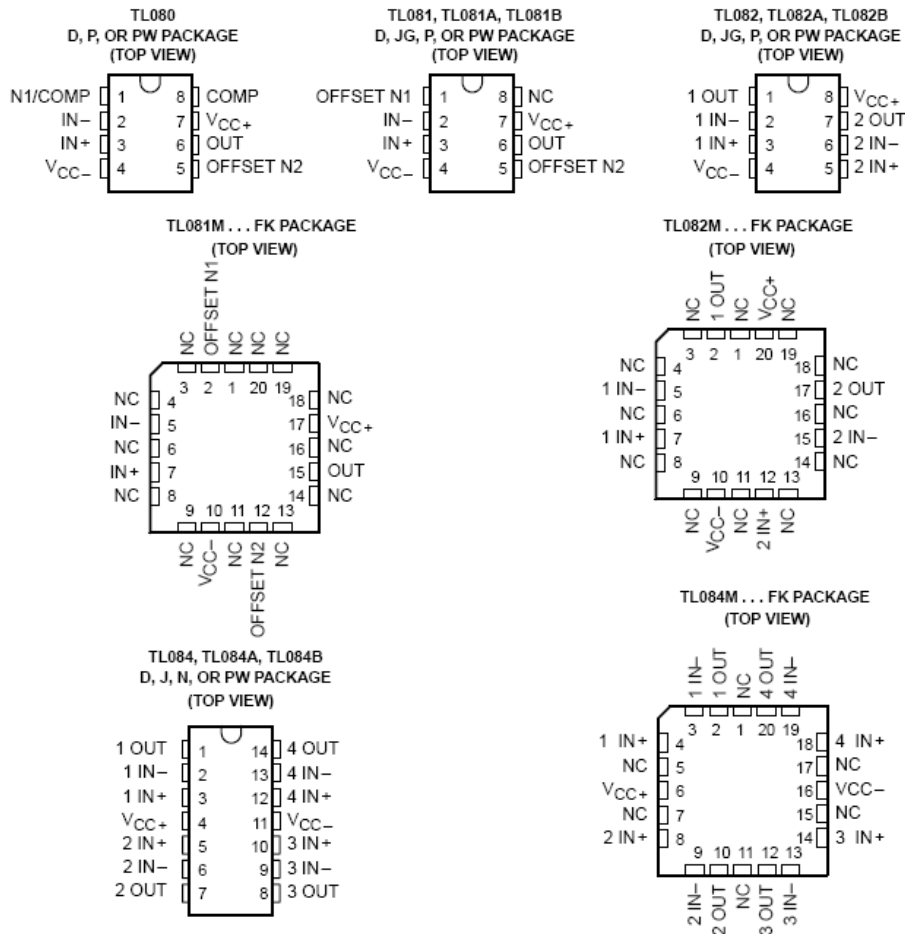
©2002 Fairchild Semiconductor Corporation
Rev. A1, August 2002

**TL080, TL081, TL082, TL084, TL081A, TL082A, TL084A
TL081B, TL082B, TL084B, TL082Y, TL084Y**
JFET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIERS

SLOS081A–D2297, FEBRUARY 1977–REVISED NOVEMBER 1992

24 DEVICES COVER COMMERCIAL, INDUSTRIAL, AND MILITARY TEMPERATURE RANGES

- Low-Power Consumption
- Wide Common-Mode and Differential Voltage Ranges
- Low Input Bias and Offset Currents
- Output Short-Circuit Protection
- Low Total Harmonic Distortion . . . 0.003% Typ
- High Input Impedance . . . JFET-Input Stage
- Internal Frequency Compensation (Except TL080, TL080A)
- Latch-Up-Free Operation
- High Slew Rate . . . 13 V/μs Typ
- Common-Mode Input Voltage Range Includes V_{CC+}



NC—No internal connection

PRODUCTION DATA Information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.



POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265
POST OFFICE BOX 1443 • HOUSTON, TEXAS
77251-1443

Copyright © 1992, Texas Instruments Incorporated
On products compliant to MIL-STD-883, Class B, all parameters are tested unless otherwise noted. On all other products, production processing does not necessarily include testing of all parameters.

2N5457, 2N5458

Preferred Device

JFETs - General Purpose

N- Channel - Depletion

N-Channel Junction Field Effect Transistors, depletion mode (Type A) designed for audio and switching applications.

- N-Channel for Higher Gain
- Drain and Source Interchangeable
- High AC Input Impedance
- High DC Input Resistance
- Low Transfer and Input Capacitance
- Low Cross-Modulation and Intermodulation Distortion
- Unibloc Plastic Encapsulated Package

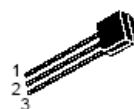
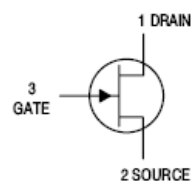
MAXIMUM RATINGS

Rating	Symbol	Value	Unit
Drain -Source Voltage	V_{DS}	25	Vdc
Drain - Gate Voltage	V_{DG}	25	Vdc
Reverse Gate - Source Voltage	V_{GSR}	-25	Vdc
Gate Current	I_G	10	mAdc
Total Device Dissipation @ $T_A = 25^\circ\text{C}$ Derate above 25°C	P_D	310 2.82	mW mW/°C
Operating Junction Temperature	T_J	135	°C
Storage Temperature Range	T_{stg}	- 65 to +150	°C



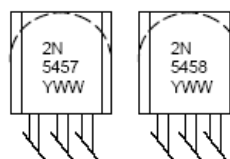
ON Semiconductor®

<http://onsemi.com>



TO-92
CASE 29
STYLE 5

MARKING DIAGRAMS

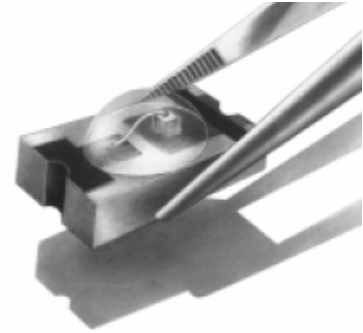


Y = Year
WW = Work Week

ORDERING INFORMATION

Device	Package	Shipping
2N5457	TO-92	5000 Units/Box
2N5458	TO-92	5000 Units/Box

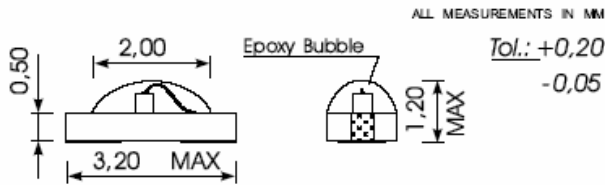
Preferred devices are recommended choices for future use and best overall value.



CERAMIC CHIP SMD

SMD - 180° ANGLE
HIGH POWER OUTPUT

CR 10 HR/CR 12 HR **hyper red** **MADE IN GERMANY** **2/94**

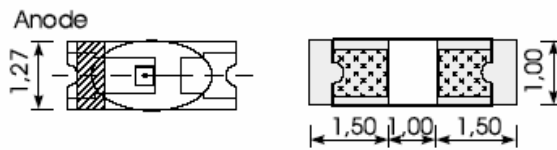


Features

- Solid State Ceramic Chip
- Surface Mounting Device
- High power and thermal absorption
- Superior light uniformity over 180°
- End-to-end and side-to-side stackable down to a pitch of 1,3mm
- Solderpads confirm to Mil-Std 883B

Description

The solderpads 2x1mm² provide an excellent heat sink. For multi-colour displays just choose 2 or more CERLEDs and mount them side by side or even antiparallel. Ideal for back-light applications. Small true chip-LED to build custom configurations. Available on special order in 8mm blister tape or solid strips of up to 12 pcs with a true pitch of 1,27 mm. The CR 10 HR has a clear epoxy lens. The CR 12 HR has a diffused epoxy lens.



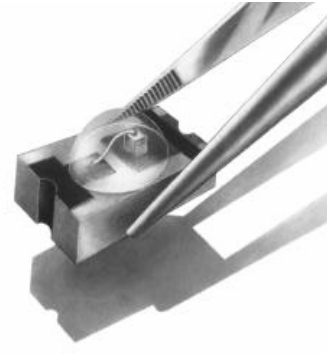
MAXIMUM RATINGS AT 25° C

Power dissipation	P _{tot}	130mW
Derating linear		2,7mW/°C
Peak forward current	I _{FSM} (10 μs)	800mA
Continuous forward current	I _F	75mA
Junction temperature	T _J	120°C
Storage temperature	T _{st}	-25 to 120°C
Operating temperature	T _{op}	-25 to 80°C
Soldering temperature	T _{sold} (10 sec)	250°C

OPTICAL AND ELECTRICAL CHARACTERISTICS I_F = 20mA, ambient temperature = 25° C

	min.	typ.	max.	
Luminous intensity (at 2 mA)	8,0	15,0		mcd
Peak emission wave length	650	655	660	nm
Spectral half band width		20		nm
Forward voltage		1,8	2,1	V
Reverse leakage		100		μA
Reverse voltage	5	10		V
Light emission angle		180°		Degree

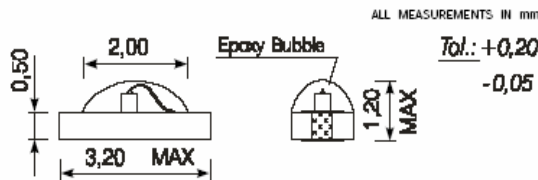
SPECIALITY: hyper-red, GaAlAs material, D-H-structure



CERAMIC CHIP SMD

SMD - 180° ANGLE
HIGH POWER OUTPUT

CR 10 IRF	infrared	MADE IN GERMANY	2/94
-----------	----------	-----------------	------

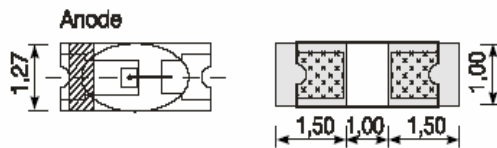


Features

Solid State Ceramic Chip
Surface Mounting Device
High power and thermal absorption
Superior light uniformity over 180°
End-to-end and side-to-side stackable
down to a pitch of 1,3mm
Solderpads confirm to MIL-Std883B

Description

The solderpads 2x1mm² provide an excellent heat sink
For multi-chip arrays just choose 2 or more CERLEDs
and mount them side by side or even antiparallel.
Small true chip-LED to build custom configurations.
Available on special order in 8mm blister tape or solid
strips of up to 12 pcs with a true pitch of 1,27 mm.
Material: GaAlAs



MAXIMUM RATINGS AT 25° C			OPTICAL AND ELECTRICAL CHARACTERISTICS I _F = 100mA, ambient temperature = 25°C			
			min.	typ.	max.	
Powerdissipation	P _{tot}	130mW				Radiated power (100mA)
Derating linear		2.4mW/°C				(20mA) 0,7 1,1 mW
Peak forward current	I _{FSM} (10µs)	800mA				Peak emission wave length
Continuous forward current	I _F	75mA				830 nm
Junction temperature	T _j	120°C				Spectral half band width
Storage temperature	T _{st}	-25to120°C				32 nm
Operating temperature	T _{op}	-25 to 80°C				Forward voltage at 100mA
Soldering temperature	T _{solid} (10sec)	250°C				1,9 V
						Forward voltage at 20mA
						1,5 1,7 V
						Reverse leakage current
						100 µA
						Reverse voltage
			5	10		V
						Rise-time
				50		ns
						Fall-time
				40		ns
						Light emission angle
				160°		Degree

SPECIALITY: _____ infrared - 830 nm-low forward Voltage - fast _____



SMD - RECEIVER

CERAMIC CHIP SMD

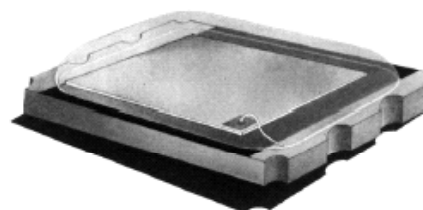


PHOTO PIN Diode

CFD 10

MADE IN GERMANY

09/02

Description:

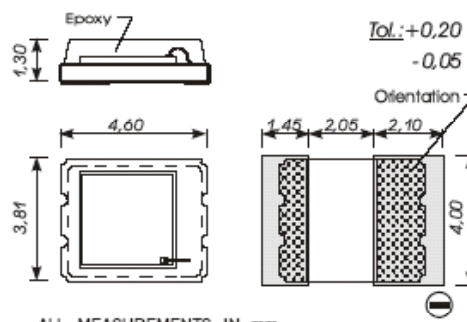
Real surface mount component with a ceramic chip base. The silicon Photo PIN Diode provides the positive side on the front and the negative side on the ceramic contact base. With its low height of 1,3 mm the component is suitable for many applications with limited space. With its large solder pads mounting on flexible foil is possible. The components can be supplied with a special epoxy in order to filter ambient daylight (Order code: CFD 10 DLF). Delivery in blister tape on request.

Features:

- High reliability
- Fast response time
- Small junction capacitance
- Low noise
- High photo sensitivity
- Large radiant sensitivity area of 7,34 mm²
- Chip Size: 3,0 mm x 3,0 mm
- Active Area: 2,71 mm x 2,71 mm**

MAXIMUM RATINGS AT 25 °C

Reverse Voltage	V _R	32 V
Power dissipation	P _V	200 mW
Junction temperature	T _j	80 °C
Storage temperature range	T _{stg}	-25 ... +120 °C
Operating temperature	T _{o p}	-25 ... +80 °C
Soldering temperature - max (10sec)	T _{sod}	260 °C



ALL MEASUREMENTS IN mm

OPTICAL AND ELECTRICAL CHARACTERISTICS at 25 °C

PHOTODIODE OPERATION

		min	typ	max	
Reverse dark current	V _R = 10V, E _V = 0 Lx	I _R	5	30	nA
Light reverse current	V _R = 5V, E _V = 1k Lx	I _{SC}	85		µA
Sensitivity	V _R = 5V, E _V = 1k Lx	S	50	85	nA/Lx
Junction capacitance	V _R = 3V, f = 1 MHz, E _V = 0 Lx	C _j	50	80	pF
Open circuit voltage	E = 1kLx	V _O	365		mV

SWITCHING CHARACTERISTICS

(V_R = 10V, R_L = 1K Ohm)

Turn on time	t _{o n}	70	ns
Turn off time	t _{o ff}	70	ns
Peak wavelength sensitivity	λ _{max}	880	nm
Range of spectralband width	λ	530 ... 1000	nm
Range of spectralband width with daylightfilter	λ	830 ... 1000	nm

