

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ  
ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ  
«ΠΑΛΜΙΚΟ ΟΞΥΜΕΤΡΟ»



Του φοιτητή  
Αβραμίδα Ανέστη  
Αρ. Μητρώου: 513002

Επιβλέπων  
Όνοματεπώνυμο: Κιοσκερίδης  
Ιορδάνης  
Βαθμίδα: Καθηγητής

Ημερομηνία 18/9/2020

Τίτλος Π.Ε. Παλμικό Οξύμετρο  
Κωδικός Π.Ε. 19171  
Ονοματεπώνυμο φοιτητή: Αβραμίδης Ανέστης  
Ονοματεπώνυμο εισηγητή: Κιοσκερίδης Ιορδάνης  
Ημερομηνία ανάληψης Π.Ε. 29/11/2019  
Ημερομηνία περάτωσης Π.Ε. 18/9/2020

*Βεβαιώνω ότι είμαι ο συγγραφέας αυτής της εργασίας και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, έχω καταγράψει τις όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών, εικόνων και κειμένου, είτε αυτές αναφέρονται ακριβώς είτε παραφρασμένες. Επιπλέον, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία προετοιμάστηκε από εμένα προσωπικά, ειδικά ως διπλωματική εργασία, στο Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του ΔΙ.ΠΑ.Ε.*

*Η παρούσα εργασία αποτελεί πνευματική ιδιοκτησία του φοιτητή Αβραμίδα Ανέστη που την εκπόνησε/αν. Στο πλαίσιο της πολιτικής ανοικτής πρόσβασης, ο συγγραφέας/δημιουργός εκχωρεί στο Διεθνές Πανεπιστήμιο της Ελλάδος άδεια χρήσης του δικαιώματος αναπαραγωγής, δανεισμού, παρουσίασης στο κοινό και ψηφιακής διάχυσης της εργασίας διεθνώς, σε ηλεκτρονική μορφή και σε οποιοδήποτε μέσο, για διδακτικούς και ερευνητικούς σκοπούς, άνευ ανταλλάγματος. Η ανοικτή πρόσβαση στο πλήρες κείμενο της εργασίας, δεν σημαίνει καθ' οιονδήποτε τρόπο παραχώρηση δικαιωμάτων διανοητικής ιδιοκτησίας του συγγραφέα/δημιουργού, ούτε επιτρέπει την αναπαραγωγή, αναδημοσίευση, αντιγραφή, πώληση, εμπορική χρήση, διανομή, έκδοση, μεταφόρτωση (downloading), ανάρτηση (uploading), μετάφραση, τροποποίηση με οποιονδήποτε τρόπο, τμηματικά ή περιληπτικά της εργασίας, χωρίς τη ρητή προηγούμενη έγγραφη συναίνεση του συγγραφέα/δημιουργού.*

Η έγκριση της διπλωματικής εργασίας από το Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του Διεθνούς Πανεπιστημίου της Ελλάδος, δεν υποδηλώνει απαραίτητως και αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα, εκ μέρους του Τμήματος.

## Πρόλογος

Η παλμική οξυμετρία αποτελεί ένα πολύτιμο εργαλείο στα χεριά των γιατρών και συμβάλει σε μεγάλο ποσοστό στην θεραπεία των ασθενών. Αυτή ακριβώς η σύνδεση μεταξύ της ιατρικής και της τεχνολογίας ,με άμεσο αντίκτυπο στον ασθενή ,είναι και ο λόγος που επέλεξα αυτήν την πτυχιακή εργασία. Ο τομέας της ιατρικής τεχνολογίας και ειδικότερα των ιατρικών μηχανήματων είναι το πεδίο που θέλω να ασχοληθώ επαγγελματικά στο μέλλον. Με την πραγματοποίηση αυτής της πτυχιακής εργασίας μπορώ να αποκτήσω μια επιπλέον γνώση στον τομέα αυτόν. Σε συνδυασμό με την ήδη ολοκληρωμένη πρακτική μου άσκηση πάνω στον τομέα των ιατρικών μηχανήματων μπορώ να διεκδικήσω την επαγγελματική μου αποκατάσταση, στην αγορά εργασίας.

## Περίληψη

Σκοπός της πτυχιακής εργασίας που επιλέχθηκε είναι η σχεδίαση και υλοποίηση ενός συστήματος παλμικής οξυμετρίας ικανού να μετρήσει τον κορεσμό οξυγόνου στο αίμα καθώς και τους παλμούς του κάθε ασθενή. Η βασική αρχή της παλμικής οξυμετρίας είναι η διαφορά στο ποσοστό απορρόφησης του φωτός από την οξυγονωμένη και από την μειωμένη για διάφορα μήκη κύματος. Ανιχνεύοντας τα σήματα που καταφέρνουν να διαπεράσουν από ένα αρτηριακό μέρος του ανθρωπίνου σώματος και καταγράφοντας τις μετρήσεις που λαμβάνονται μπορούμε να υπολογίσουμε το ποσοστό κορεσμού (γνωστό ως SpO<sub>2</sub>) και τους παλμούς του ασθενή .

Η κατασκευή πραγματοποιήθηκε με την χρήση της αναπτυξιακής πλατφόρμας Arduino, και συγκεκριμένα του μοντέλου UNO R3, σε συνδυασμό με τον αισθητήρα παλμικής οξυμετρίας MAX 30100 και την οθόνη OLED για την προβολή των αποτελεσμάτων των μετρήσεων. Έπειτα, σχεδιάστηκε ένα σύστημα που να περιέχει όλα τα παραπάνω υλικά για να λειτουργεί ως ένα σύστημα παλμικής οξυμετρίας.

Επιπροσθέτως, για την επαλήθευση της εγκυρότητας της κατασκευής πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις σε πραγματικά πρόσωπα διαφορετικών ηλικιών και φυσικής κατάστασης. Τα αποτελέσματα χρησιμοποιήθηκαν για την εξαγωγή συμπερασμάτων για το σύστημα που κατασκευάστηκε αλλά και την διαπίστωση πιθανών βελτιώσεων που θα μπορούσαν να εφαρμοστούν.

Συμπερασματικά, η κατασκευή είναι αξιόπιστη και λειτουργεί μέσα σε αποδεκτά όρια σφάλματος. Με τις κατάλληλες προσθήκες το οποιοδήποτε ποσοστό σφάλματος θα εξαλειφθεί.

# «Pulse Oximeter»

## «Anestis Avramidis»

### **Abstract**

The purpose of this selected final year's project is to design and implement a pulse oximeter system, capable of measuring the oxygen's saturation in the blood, as well as the pulses of each patient. The basic principle of pulse oximetry is the difference in the rate of absorption of light from the oxygenated and decreased absorption for various wavelengths, by detecting the signals that manage to penetrate through an arterial part of the human body, so that, by recording the percentage and the time needed for them to be sent, we can calculate the saturation rate (known as SpO<sub>2</sub>) and the patient's pulses.

The construction was carried out using the Arduino developmental platform and, in particular, the model UNO R3, in combination with the MAX 30100 pulse oximetry sensor and the OLED display to view the results of the measurement. Subsequently, a system containing all the above materials was designed to function as a pulse oximetry system.

In addition, to verify the validity of the construction, measurements were carried out on real persons of different age groups and physical condition. These results were used not only to draw conclusions about the designed system, but also to identify possible improvement that could be implemented.

In conclusion, the results of the measurements indicate that the construction is reliable and operated within acceptable error limits. If some necessary additions take place, any possible error rate will be eliminated

## Πίνακας περιεχομένων

1. Εισαγωγή στην παλμική οξυμετρία.....	8
1.1 Εισαγωγή.....	8
1.2 Ο ρόλος του οξυγόνου.....	10
1.3 Ιστορική αναδρομή .....	13
1.4 Η εφαρμογή στην πράξη.....	15
2. Η παλμική οξυμετρία.....	17
2.1 Η έννοια της οξυμετρίας.....	17
2.2 Ορισμοί περί κορεσμού αιμογλοβίνης.....	23
2.3 Η παλμική οξυμετρία και η βαθμονόμηση των συσκευών.....	24
2.4 Η υλοποίηση της μεθόδου.....	29
2.5 Πληροφορίες δεδομένων της μεθόδου.....	31
2.6 Ακρίβεια στοιχείων των συσκευών.....	33
2.7 Ζητήματα σε σχέση με την παλμική οξυμετρία.....	34
2.8 Χρήση παλμικής οξυμετρίας.....	38
3. Λειτουργία και ανάλυση υλικών.....	39
3.1 Υλικά που χρησιμοποιήθηκαν.....	39
3.2 Τρόπος λειτουργίας συσκευής.....	41
3.3 Πλατφόρμα ARDUINO.....	41
3.3.1 Τροφοδοσία.....	42
3.3.2 Ψηφιακές και αναλογικές εισοδοι.....	44
3.3.3 Arduino IDE.....	45
3.4 Αισθητήρας MAX 30100.....	47
3.4.1 Λειτουργία.....	47
3.4.2 Αισθητήρας θερμοκρασίας του MAX 30100.....	50
3.4.3 LED Αισθητήρα.....	50
3.4.4 Μετατροπέας ΔΕΛΤΑ-ΣΙΓΜΑ.....	51
4. Διαδικασία Υλοποίησης.....	53
4.1 Σχεδιασμός κατασκευής.....	53

4.2	Σύνδεση οθόνης OLED.....	55
4.3	Σύνδεση αισθητήρα MAX 30 100.....	56
4.4	Προγραμματισμός Arduino.....	59
4.5	Πειραματικές μετρήσεις.....	60
5.	Προτάσεις βελτίωσης και συμπεράσματα.....	65
5.1	Πιθανές βελτιώσεις.....	65
5.2	Συμπεράσματα.....	68
	Βιβλιογραφία.....	69
	Διάγραμμα ροής κώδικα Arduino.....	71
	Παράρτημα: Κώδικας προγραμματισμού.....	72

## **Κεφάλαιο 1ο: Εισαγωγή στην παλμική οξυμετρία**

### **1.1 Εισαγωγή**

Η ευρύτετη χρήση της παλμικής οξυμετρίας από την ιατρική επιστημονική κοινότητα, ως μη επεμβατική μέθοδος παρακολούθησης του παλμού και του αρτηριακού κορεσμού οξυγόνου του ασθενούς, υποδεικνύει τη σημαντική της συμβολή στη παρακολούθηση και στη θεραπεία ατόμων με αναπνευστικά προβλήματα. Προϊόν της ταχύτατα αναπτυσσόμενης επιστήμης της βιοτεχνολογίας, ήρθε να συμπληρώσει τη διεύρυνση των επιτευγμάτων της ιατρικής επιστήμης και να προσθέσει να χέρια του ιατρικού και νοσηλευτικού προσωπικού ένα ακόμη μέσο για την άμεση παρακολούθηση της κλινικής εικόνας ασθενών με σχετιζόμενα νοσήματα.

Η παλμική οξυμετρία αποδεικνύεται απαραίτητη για την αξιολόγηση του κορεσμού οξυγόνου στην παρακολούθηση ασθενών που υποβάλλονται σε αναισθησία, πάσχουν από σοβαρά αναπνευστικά προβλήματα και η κατάσταση της υγείας τους εξελίσσεται γρήγορα. Μία ακόμη ισχυρή ένδειξη της χρησιμότητας της συσκευής αφορά στην πανδημία της COVID-19, καθώς η σιωπηλή υποξία, που εκδηλώνεται ως ασυνήθιστα χαμηλός κορεσμός οξυγόνου χωρίς συμπτώματα δύσπνοιας, είναι συχνός σε ασθενείς με COVID-19. Τα ευρήματα της παλμικής οξυμετρίας παρέχουν εικόνα για τον έλεγχο των ασθενών και την παροχή, στις περιπτώσεις που είναι αναγκαίο- συμπληρωματικού οξυγόνου. Η χορήγηση οξυγόνου, όταν υπάρχει έγκαιρη αναγνώριση της υποξίας, έχει αποδειχθεί ότι μειώνει τη θνησιμότητα ενώ και ο ΠΟΥ θεωρεί την παλμική οξυμετρία πολύτιμο εργαλείο για τη θεραπεία που αφορά στην παροχή οξυγόνου[1].

Σε ότι αφορά στη μέθοδο ειδικότερα, το παλμικό οξύμετρο δίνει εικόνα του ποσοστού της αιμογλοβίνης η οποία κορένεται με τα μόρια του οξυγόνου με τη χρήση μίας φωτοδιόδου LED και ενός φωτοανιχνευτή που αναγνωρίζουν τις ποσότητες υπέρυθρου και ερυθρού φωτός οι οποίες διαπερνούν ένα αγγειακό στρώμα όπως για παράδειγμα στο δάχτυλο του χεριού. Ο αρτηριακός κορεσμός θεωρείται κανονικός όταν απεικονίζεται στις ενδείξεις του παλμικού οξύμετρου στο 97% με 99%. Κορεσμός οξυγόνου αναφέρεται η μέτρηση της ποσότητας του οξυγόνου που διαλύεται στο αίμα, με βάση την ανίχνευση της φλεβικής αιμοσφαιρίνης (Hb) που εμπεριέχει φτωχά ευρήματα οξυγόνου και της αρτηριακής αιμοσφαιρίνης (HbO<sub>2</sub>) με κορεσμένο οξυγόνο. Ουσιαστικά το αποτέλεσμα εκφράζεται ποσοστιαία και υπολογίζεται από τον κορεσμό της αιμοσφαιρίνης στο αίμα. Το αίμα διακρίνεται από την ιδιότητα να αλλάζει χρώμα όταν διαφορετικές ποσότητες φωτός απορροφώνται από την αιμοσφαιρίνη ανάλογα με τον κορεσμό της με οξυγόνο. Με αυτόν τον τρόπο το οξύμετρο δύναται να υπολογίζει τον κορεσμό της αιμοσφαιρίνης. Η οξυαιμοσφαιρίνη δεν απορροφά πολύ το ερυθρό φως, όμως όταν ο κορεσμός της αιμοσφαιρίνης σε οξυγόνο πέφτει, περισσότερο κόκκινο φως απορροφάται και το αίμα αποκτά πιο σκούρο χρώμα. Η οξυαιμοσφαιρίνη απορροφά περισσότερο φως από τη μειωμένη αιμοσφαιρίνη στην εγγύς υπέρυθη περιοχή του φωτός. Ο αρτηριακός κορεσμός οξυγόνου με τη μέθοδο της παλμικής οξυμετρίας απεικονίζεται με το σύμβολο SaO<sub>2</sub>. Όταν η μέτρηση αφορά στην ανάλυση των αερίων του αρτηριακού αίματος εμφανίζεται ως SpO<sub>2</sub>. Και οι δύο όροι, εμφανίζονται ωστόσο στη διεθνή βιβλιογραφία όταν υπάρχουν αναφορές στην παλμική οξυμετρία.

Η παλμική οξυμετρία χρησιμοποιείται σε νοσηλευτικά κέντρα σε ασθενείς με κίνδυνο αναπνευστικής ανεπάρκειας στο πλαίσιο της παρακολούθησης της οξυγόνωσης του αίματός τους. Η μέτρηση είναι διαθέσιμη συνεχώς με την χρήση ενός μόνιτορ παρακολούθησης του ασθενή που διαθέτει τη συγκεκριμένη λειτουργία παράλληλα με άλλες ενδείξεις. Η διαδικασία εφαρμόζεται κατά την παραμονή των ασθενών στο νοσοκομείο σε μονάδες εντατικής θεραπείας ή σε μονάδες παρακολούθησης, σε βρέφη με προβλήματα αναπνευστικής ανεπάρκειας ακόμα και για την παρακολούθηση της ποιότητας ή διαταραχών του ύπνου. Η παλμική οξυμετρία επιτρέπει τη συνεχή, άμεση και μη επεμβατική μέτρηση της κάρδιό-αναπνευστικής λειτουργίας και τον εντοπισμό πιθανής υποξίας κατά τη διάρκεια της αναισθησίας, στο θάλαμο ανάνηψης και τις ΜΕΘ. Επιπλέον, το πλεονέκτημα της ασύρματης λειτουργίας της παλμικής

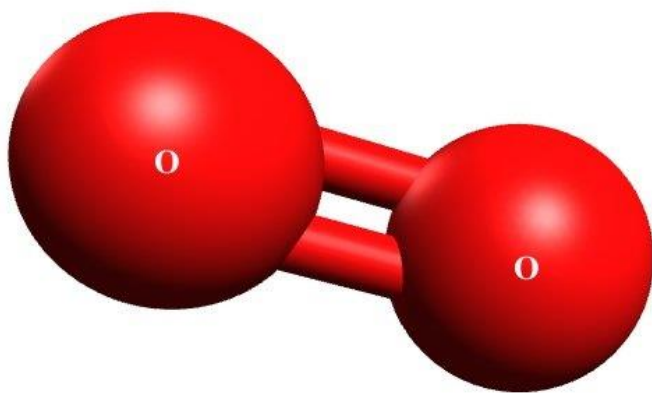
οξυμετρίας, παρέχει τη δυνατότητα της εξ αποστάσεως ενημέρωσης του ιατρού καθώς στην αγορά διατίθενται ασύρματες συσκευές μέτρησης οι οποίες έχουν την ικανότητα προβολής των αποτελεσμάτων απευθείας σε μια οθόνη ή και αποστολής σε κινητό τηλέφωνο

Όπως υπογραμμίζουν οι Klaus D. Torp, Pranav Modi, Leslie V. Simon, η παλμική οξυμετρία μια τυπική πρακτική παρακολούθησης της πορείας των ασθενών στις περισσότερες ανεπτυγμένες χώρες για όλες τις περιπτώσεις αναισθησίας σε τμήματα ΜΕΘ, νοσοκομειακούς θαλάμους και ασθενοφόρα για την αξιολόγηση της οξυγόνωσης του αίματος σε ασθενείς με αναπνευστικές δυσκολίες. Από την ευρεία χρήση του σε νοσοκομεία, σύμφωνα με τα στοιχεία των ερευνών που επικαλούνται, η συχνότητα των μη αναγνωρισμένων αποκορεσμών έχει μειωθεί σημαντικά. Η παλμική οξυμετρία δεν χρησιμοποιείται μόνο για την έγκαιρη διάγνωση της υποξίας και για τον καθορισμό της θεραπείας της αλλά και για να αποφευχθεί η υπεροξία, η οποία μπορεί να είναι επιζήμια στα νεογνά, αλλά όπως και πρόσφατες επιστημονικές δημοσιεύσεις αναφέρουν και για περιπτώσεις ενηλίκων που πάσχουν από έμφραγμα του μυοκαρδίου και πιθανώς άλλες ασθένειες. Επιπλέον εκτός από τα παλμικά οξυμετρα των προδιαγραφών ενός νοσοκομείου, νεότερα και πολύ μικρότερα μοντέλα κερδίζουν γρήγορα δημοτικότητα σε άλλους χώρους που αφορούν σε αθλητικές δραστηριότητες αλλά και αναψυχής (ορειβασία, πλοήγηση ιδιωτικών αεροσκαφών κ.α.). Το μικρό μέγεθος και η χαμηλή τιμή αυτών των μοντέλων έχουν εκτινάξει τη ζήτησή τους ενώ στη χρήση τους καταφεύγουν πολλοί ασθενείς με χρόνιες αναπνευστικές παθήσεις οι οποίοι μετρούν τη ροή του οξυγόνου τους στο σπίτι. Ωστόσο, οι επιστήμονες επισημαίνουν την ανάγκη ποιοτικού ελέγχου των συσκευών καθώς οι περισσότερες από αυτές που απευθύνονται στους καταναλωτές δεν έχουν αξιολογηθεί από την Υπηρεσία Τροφίμων και Φαρμάκων ως αξιόπιστες για τη διάγνωση ή τη θεραπεία ασθενειών[2].

## **1.2 Ο ρόλος του οξυγόνου**

Για να κατανοηθεί η συμβολή της παλμικής οξυμετρίας στην αντιμετώπιση ασθενειών που σχετίζονται με το αναπνευστικό σύστημα οφείλεται μία παρουσίαση της

σημαντικής λειτουργίας του οξυγόνου στον ανθρώπινο οργανισμό. Όπως επισημάνθηκε νωρίτερα, οξυγόνωση του αίματος αναφέρεται συχνά ως κορεσμός οξυγόνου, που σχετίζεται με τη συνολική αιμοσφαιρίνη στο αίμα. Η οξυγόνωση υφίσταται όταν ένα μόριο οξυγόνου εισέρχεται στους ιστούς του σώματος με το φυσιολογικό επίπεδο οξυγόνου να ορίζεται στο σώμα μας στο 95%- 100%. Εάν το επίπεδο οξυγόνου μετριέται κάτω από το 90%, δημιουργεί μια κατάσταση που ονομάζεται υποξαιμία δηλαδή χαμηλή συγκέντρωση οξυγόνου στο αίμα. Επίπεδα οξυγόνου κάτω του 80%, σύμφωνα με τα ιατρικά δεδομένα αναμένεται να επηρεάσουν λειτουργίες των πρωτογενών οργάνων. Η αναπνοή αποτελεί ζωτική διαδικασία στο ανθρώπινο σώμα οι ιστοί του οποίου απαιτούν οξυγόνο για αερόβια αναπνοή. Μια πρωτεΐνη στα ερυθρά αιμοσφαίρια συγκεκριμένα, η αιμοσφαιρίνη (Hb), ευθύνεται για το μεγαλύτερο μέρος (περίπου 98%) της μεταφοράς οξυγόνου στο σώμα. Το οξυγόνο αποτελεί ένα από τα πιο σημαντικά στοιχεία που απαιτούνται για τη διατήρηση της ζωής και θεωρείται αναγκαίο για σχεδόν κάθε κύτταρο στο σώμα. Ένα παράδειγμα του εύρους των επιπτώσεων της μείωσης των επιπέδων του οξυγόνου στο αναφέρεται και η επίδραση στο μεταβολισμό [3].



Σχήμα 1.1 : Μοριακή δομή Οξυγόνου

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω η μεταφορά του οξυγόνου είναι μια διαδικασία ιδιαίτερα περίπλοκη και σημαντική και πρέπει να πραγματοποιείται με ακρίβεια από τον οργανισμό μας. Συγκεκριμένα μόλις το οξυγόνο διαχυθεί από τις

κυψελίδες στην πνευμονική κυκλοφορία, δεσμεύεται κυρίως από την αιμοσφαιρίνη και μεταφέρεται στα τριχοειδή των ιστών έως ότου παραδοθεί στα κύτταρα για να χρησιμοποιηθεί. Όσον αφορά στην αιμοσφαιρίνη η παρουσία της στα ερυθρά αιμοσφαίρια παρέχει τη δυνατότητα στο αίμα να μεταφέρει 30 έως 100 φορές περισσότερο οξυγόνο από αυτό που θα μπορούσε να μεταφερθεί απλώς με τη μορφή αιματικού διαλύματος οξυγόνου. Η ποσότητα του O<sub>2</sub> που μεταφέρεται στη συστηματική κυκλοφορία ανά λεπτό είναι το προϊόν της καρδιακής παροχής και της

αρτηριακής συγκέντρωσης O<sub>2</sub>. Η ικανότητα μεταφοράς του οξυγόνου στο σώμα εξαρτάται τόσο από το αναπνευστικό όσο και από το καρδιαγγειακό σύστημα.

Το οξυγόνο που μεταφέρεται σε ένα συγκεκριμένο ιστό εξαρτάται από την ποσότητα του οξυγόνου που εισέρχεται στους πνεύμονες, την επάρκεια του μηχανισμού της ανταλλαγής αερίων στον πνεύμονα, την αιματική ροή στον ιστό και την ικανότητα του αίματος να μεταφέρει το οξυγόνο. Η αιματική ροή εξαρτάται από το βαθμό της αγγειοσύσπασης του δικτύου του ιστού και την καρδιακή παροχή. Το αίμα ενός φυσιολογικού ατόμου περιέχει 15 gHb ανά 100 ml αίματος. Κάθε g Hb μπορεί να συνδέεται με ένα μέγιστο ποσό οξυγόνου 1.34 ml περίπου. Άρα, η Hb100 ml αίματος συνδέεται με συνολική ποσότητα οξυγόνου της τάξης των 20 ml όταν η Hb είναι κορεσμένη 100%. Αυτή είναι και η μέγιστη ποσότητα οξυγόνου που είναι δυνατόν να μεταφερθεί με την αιμοσφαιρίνη αίματος.

Η καμπύλη αποδέσμευσης οξυγόνου μπορεί να επηρεαστεί από τρεις σημαντικούς παράγοντες. Αυτοί είναι η θερμοκρασία, το pH και η συγκέντρωση του 2,3-διφωσφογλυκερινικού(DPG·2,3-DPG). Η αύξηση της θερμοκρασίας, ή μείωση του pH και η αύξηση του 2, 3-DPG μετατοπίζουν την καμπύλη προς τα δεξιά, οπότε απαιτείται υψηλότερη PO<sub>2</sub>, για να δεσμεύσει η αιμοσφαιρίνη ένα δεδομένο ποσό O<sub>2</sub> (μικρότερη συγγένεια της αιμοσφαιρίνης με το O<sub>2</sub>, μεγαλύτερη απελευθέρωση οξυγόνου από Hb). Αντίστροφα, η πτώση της θερμοκρασίας ή η αύξηση του pH μετατοπίζει την καμπύλη προς τα αριστερά και απαιτείται χαμηλότερη PO<sub>2</sub>, για να δεσμεύσει το δεδομένο ποσό O<sub>2</sub> (μεγαλύτερη συγγένεια της αιμοσφαιρίνης με το O<sub>2</sub>, λιγότερη απελευθέρωση οξυγόνου από Hb)

### 1.3 Ιστορική αναδρομή

Η λειτουργία ενός τυπικού παλμικού οξύμετρου όπως το αναγνωρίζεται σήμερα ανάγεται στα τέλη του 19<sup>ου</sup> αιώνα όταν ο Γερμανός φυσιολόγος Karl von Vierofdt αναγνωρίζει το 1875 τη διαφορετική παρουσία των επιπέδων οξυγόνου στο χέρι του από την πίεση που ασκεί ένας αιμοστατικός επίδεσμος σε συνδυασμό με την εφαρμογή κυμάτων φωτός. [4] Η σχέση, ωστόσο, μεταξύ της απορρόφησης του φωτός και της συγκέντρωσής του είχε περιγράφεται από τον Johann Heinrich Lambert το 1760 και διευρύνθηκε περαιτέρω από August Beer, που διατύπωσε και δημοσίευσε το νόμο Beer-Lambert το 1851 στον οποίο παρουσιάζεται η σχέση μεταξύ της απορρόφησης του φωτός και της ποσότητας του υλικού που το απορροφά.



Σχήμα 1.2: Ο εφευρέτης Karl von Vierofdt

Οι Kirchhoff and Bunsen, Hoppe-Seyler, με την εφεύρεση του φασματόμετρου το 1860 αποδεικνύουν ότι το οξυγόνο αλλάζει το χρώμα ενός συστατικού στο αίμα.

Η πρώτη συσκευή για τη μέτρηση του κορεσμού οξυγόνου στο αίμα αναπτύχθηκε το 1935 από τον γιατρό Karl Matthes, γιατρό που χρησιμοποίησε δύο μήκη κύματος φωτός (το πρώτο είναι κόκκινο και το δεύτερο είναι πράσινο ή υπέρυθρο) [5]. Το ένα είχε τη δυνατότητα να ανταποκρίνεται στις αλλαγές κορεσμού οξυγόνου ενώ το δεύτερο που δρούσε στην υπέρυθρη περιοχή είχε τη δυνατότητα να αναπληρώνει τις αλλαγές στο πάχος του ιστού, να καταγράφει την αναλογία αιμογλοβίνης καθώς και την ένταση του φωτός. Η συσκευή, μολονότι έδινε πληροφορίες για τις αλλαγές στον κορεσμό δεν είχε τη δυνατότητα να δώσει ακριβείς τιμές. Λίγα χρόνια αργότερα (1940) ο J.R. Squire επιχειρεί να διορθώσει την ατέλεια (έλλειψη βαθμονόμησης) του

Matthes συμπιέζοντας ιστό ώστε να αποκλειστεί το αίμα. Την ίδια δεκαετία ο Glen Millikan περιγράφει ως «οξύμετρο» το εξάρτημα που τοποθετεί στο αυτί προκειμένου να προσδιορίσει την ανίχνευση του κορεσμού οξυγόνου της αιμογλοβίνης. Βρισκόμαστε στην καρδιά του Β΄ Παγκοσμίου Πολέμου και η έρευνά του αφορά στα υποξικά προβλήματα που εντοπίζονται σε αεροπόρους σε υψηλά υψόμετρα.

Ο δρόμος είχε ανοίξει ώστε να χρησιμοποιηθούν αντίστοιχες συσκευές σε ασθενείς κατά τη διάρκεια της αναισθησίας. Ο Earl Wood, διακρίνοντας τα προβλήματα βαθμονόμησης που παρέμειναν και μετά την εφαρμογή της συσκευής του Millikan στο αυτί και για να φτάσει πιο κοντά στα στοιχεία του φυσιολογικού κορεσμού (συνδυασμός του εκάστοτε εξεταζόμενου υποκειμένου και του πάχους του αυτιού) επιτυγχάνει το προσδοκώμενο βασιζόμενος στην ιδέα του Squire. Για τον Wood το κλειδί ήταν η προσθήκη ενός πνευματικού μμαξιλιαριού ώστε να επιτευχθεί η μέτρηση της αύξησης του φωτός όταν το αυτί ήταν γλωμό. Οι ερευνητές παραμένουν για αρκετά χρόνια ακόμη προσηλωμένοι στις δοκιμές στην περιοχή του αυτιού με τον Robert Shaw το 1964 να επινοεί ένα αυτόνομο βαθμονομούμενο οξύμετρο. Η ιδέα του υιοθετείται από τον κολοσσό Hewlett Packard που εισάγει τη συσκευή στην αγορά ενώ παράλληλα οι ερευνητές της επεκτείνουν την εφαρμογή του και καταφέρνουν να μετρήσουν τη διέλευση του φωτός στο λοβό του αυτιού σε περισσότερα από ένα μήκη κύματος [6]. Το οξύμετρο αυτιού Hewlett-Packard, που αναπτύχθηκε στις αρχές της δεκαετίας του 1970, θεωρείται ο πρόδρομος της παλμικής οξυμετρίας [7].

Ο διεθνής ανταγωνισμός για την απόδοση ενός πιο αξιόπιστου συστήματος μέτρησης κορεσμού του οξυγόνου οδηγεί στις αρχές της δεκαετίας του 70 τον βιοιατρικό μηχανικό Takuo Ayoagi, από την Shimadzu Corporation με έδρα το Κιότο της Ιαπωνίας, να ανακαλύψει τις φασματοφωτομετρικές ιδιότητες μμέτρησης της παλμικής οξυμετρίας. Ήταν το άλμα που θα οδηγούσε στο ζητούμενο, την προσδοκώμενη δυνατότητα συνεχούς παρακολούθησης της κατάστασης του ασθενούς με αναπνευστικά προβλήματα. [8].

## 1.4 Η εφαρμογή στην πράξη

Η παλμική οξυμετρία μπορεί να παρέχει έγκαιρη προειδοποίηση για υποξαιμία. Στη μεγαλύτερη τυχαίοποιημένη δοκιμή που περιελάμβανε περισσότερους από 20.000 περιεγχειρητικούς ασθενείς, τα ποσοστά εμφάνισης υποξαιμίας (SpO<sub>2</sub> μικρότερο από 90%) σε ασθενείς που παρακολούθηθηκαν με παλμική οξυμετρία, ήταν 7,9% και 0,4% σε ασθενείς χωρίς οξύμετρο. Οι αναισθησιολόγοι ανέφεραν ότι η οξυμετρία οδήγησε σε αλλαγή της θεραπείας στο 17% των ασθενών. Ο Ehrenfeld και οι συνεργάτες του, χρησιμοποιώντας 95.407 ηλεκτρονικά καταγεγραμμένες μετρήσεις παλμικής οξυμετρίας από ασθενείς που υποβλήθηκαν σε μη καρδιακή χειρουργική επέμβαση σε δύο νοσοκομεία, ανέφεραν ότι κατά τη διάρκεια της ενδοεγχειρητικής περιόδου, 6,8% των ασθενών είχαν υποξαιμικό συμβάν (SpO<sub>2</sub> μικρότερο από 90) και 3,5% των ασθενών είχαν σοβαρό υποξαιμικό συμβάν (SpO<sub>2</sub> όχι μεγαλύτερο από 85% διάρκειας άνω των 2 λεπτών). Υποξαιμικά συμβάντα εμφανίστηκαν κυρίως κατά τη διάρκεια της αναισθησίας κατά την εφαρμογή και την ανάνηψη. Αυτές οι χρονικές περίοδοι είναι σύμφωνες με την κλινική άποψη ότι οι μεταβατικές καταστάσεις αναισθησίας είναι περίοδοι υψηλού κινδύνου για υποξαιμία. Σε ασθενείς που υποβάλλονται σε χειρουργική επέμβαση γαστρικής παράκαμψης, η συνεχής παρακολούθηση του SpO<sub>2</sub> αποκάλυψε ότι επεισοδιακή υποξαιμία (SpO<sub>2</sub> μικρότερη από 90% για τουλάχιστον 30 δευτερόλεπτα) εμφανίστηκε σε όλους τους ασθενείς [9]

Η πανδημία της Covid 19 ανέδειξε την παλμική οξυμετρία ως ένα από τα βασικά εργαλεία στη διάγνωση και στον έλεγχο της κατάστασης της υγείας των ασθενών. Σε πρόσφατη έρευνα που δημοσιεύτηκε στο έγκριτο διαδικτυακό ιστότοπο Lancet, παρουσιάζεται η σημαντική συμβολή της χρήσης παλμικών οξύμετρων σε μία χώρα όπως η Αιθιοπία όπου αυτή η πρακτική δεν είναι ευρέως διαθέσιμη. Ειδικότερα στο πλαίσιο ενός προγράμματος μακροχρόνιας εκπαίδευσης και διανομής παλμικών οξύμετρων που αναπτύχθηκε από το Ίδρυμα Lifebox, ερευνήθηκε η λειτουργικότητα συσκευών και ικανότητα παρακολούθησης κορεσμού οξυγόνου σε 58 δημόσια νοσοκομεία και ένα ιδιωτικό νοσοκομείο. Οι φτωχές υποδομές των νοσηλευτικών ιδρυμάτων που συμμετείχαν στην έρευνα ενισχύθηκαν με 1108 οξύμετρα η χρήση των οποίων 8 χρόνια μετά κατέδειξε τη βελτίωση όχι μόνο της έγκαιρης διάγνωσης αλλά

και της αξιοποίησης των ευρημάτων και την παροχή την ενδεικνυόμενης θεραπείας [10].

Σε άρθρο με τίτλο «*Challenges in the diagnosis of paediatric pneumonia in intervention field trials: recommendations from a pneumonia field trial working group*» επισημαίνεται επιπλέον η σημαντική συνεισφορά της παλμικής οξυμετρίας στη μη επεμβατική μέτρηση του κορεσμού της περιφερικής αρτηριακής οξυαιμοσφαιρίνης (SpO<sub>2</sub>) σε παιδιά. Όπως υπογραμμίζεται οι συγκεκριμένες συσκευές είναι φθηνές, φορητές και, με επαρκή εκπαίδευση και επίβλεψη, μπορούν να χρησιμοποιηθούν αξιόπιστα σε όλα τα επίπεδα του συστήματος υγείας, στην πρωτοβάθμια υγειονομική περίθαλψη ακόμη και σε οικιακή χρήση και να ανιχνεύσει υποξαιμία καθώς παρατηρείται ότι μία μέτρηση SpO<sub>2</sub> κάτω του 90% είναι ένας καλά αναγνωρισμένος δείκτης σοβαρότητας και θνησιμότητας πνευμονίας σε παιδιά. Επιπλέον, μια μελέτη σε Παιδιατρικό Τμήμα Έκτακτης Ανάγκης στη Βοστώνη διαπίστωσε ότι μια μέτρηση SpO<sub>2</sub> κάτω του 92% ήταν ο ισχυρότερος προγνωστικός παράγοντας της ακτινογραφικά επιβεβαιωμένης πνευμονίας. Αν και η παλμική οξυμετρία έχει τη δυνατότητα να είναι χρήσιμη για τη διάγνωση της πνευμονίας σε κοινοτικό επίπεδο, προκύπτουν πολλά καίρια ζητήματα, όπως για παράδειγμα μολονότι η παλμική οξυμετρία διευκολύνει την τυποποίηση της σοβαρής πνευμονίας, δεν παρέχει καμία πληροφορία ή ένδειξη σχετικά με την αιτία (ή αιτίες) της πνευμονίας [11].

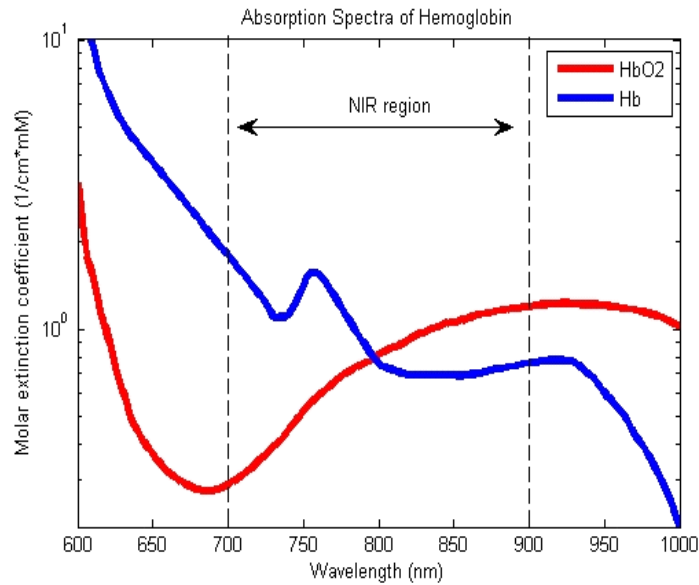
## **Κεφάλαιο 2<sup>ο</sup>: Η παλμική οξυμετρία**

Σε αυτό το κεφάλαιο γίνεται ενδελεχής ανάλυση των αρχών που σχετίζονται με την μέθοδο της παλμικής οξυμετρίας, έτσι ώστε να γίνει αντιληπτός ο τρόπος χρήσης της μεθόδου και οι τρόποι υλοποίησής της ώστε να γίνει αντιληπτή η ερμηνεία των αποτελεσμάτων που θα παρουσιαστούν στα επόμενα κεφάλαια.

### **2.1 Η έννοια της οξυμετρίας**

Το αίμα όπως είναι ήδη γνωστό αποτελείται από το πλάσμα, μέσα στο οποίο κινούνται τα λευκά αιμοσφαίρια, τα ερυθρά και η αιμογλοβίνη (τα δύο τελευταία είναι υπεύθυνα για την μεταφορά του οξυγόνου στο ανθρώπινο σώμα). Το 1860, ανακαλύπτεται η συμμετοχή της αιμογλοβίνης στη μεταφορά του οξυγόνου ενώ παράλληλα διαπιστώνεται ότι η απορρόφηση του ορατού φωτός από ένα διάλυμα που περιείχε αιμογλοβίνη παρουσίαζε διαφορές η οποίες ήταν συναρτώμενες με την οξυγόνωση. Γιατί συμβαίνει όμως αυτό;

Η αιμογλοβίνη έχει δύο συνήθεις μορφές, την οξυγονωμένη ( $\text{HbO}_2$ ) και τη μειωμένη (Hb). Οι δύο διαφορετικές μορφές της αιμογλοβίνης παρουσιάζουν και διαφορετικές οπτικές ιδιότητες απορρόφησης για ένα ευρύ μήκος κύματος που ορίζεται από τα 500nm έως τα 1000nm, όπως παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα.



Σχήμα 2.1: Σύγκριση HbO<sub>2</sub> και Hb

Η αιμογλοβίνη (γνωστή με τον ελληνικό όρο αιμοσφαιρίνη), συνιστά πρωτεϊνική ένωση με το O<sub>2</sub> και με τον Fe - ο οποίος παίζει καταλυτικό ρόλο στην διαδικασία μεταφοράς του οξυγόνου στους ιστούς και έχει υψηλότερη τάση σύνδεσης με το O<sub>2</sub> και χαμηλότερη με το CO<sub>2</sub>. Σημειώνεται πως υπάρχει και μια μικρή ποσότητα O<sub>2</sub> που διαλύεται μέσα στο πλάσμα. Ο κορεσμός του οξυγόνου, που μπορεί να συναντηθεί είτε ως SaO<sub>2</sub> είτε ως SpO<sub>2</sub>, ορίζεται ως ο λόγος της οξυ-αιμογλοβίνης προς την συνολική ποσότητα αιμογλοβίνης που βρίσκεται παρούσα στο αίμα, δηλαδή, οξυ-αιμογλοβίνη+ μειωμένη αιμογλοβίνη:

$$SaO_2 = [HbO_2] / [\text{συνολική αιμογλοβίνη}]$$

Το αρτηριακό SaO<sub>2</sub> είναι μια παράμετρος που υπολογίζεται με την οξυμετρία και εκφράζεται με την μορφή ποσοστού. Υπό φυσιολογικές συνθήκες, όπως αναφέρθηκε παραπάνω, το αρτηριακό αίμα είναι κορεσμένο κατά 97%, ενώ το φλεβικό κατά 75%. Για να μετρηθεί ο κορεσμός του αρτηριακού αίματος *in vivo*, χρησιμοποιείται επίσης η διαφορά στο φάσμα απορρόφησης της HbO<sub>2</sub> και Hb. Το εύρος των μηκών κύματος 600-1000 αποτελεί και το εύρος κατά το οποίο παρατηρείται και η ελάχιστη εξασθένηση του φωτός από τους ιστούς του σώματος. Σε αυτό το σημείο πρέπει να επισημανθεί ότι οι ιστοί απορροφούν μπλε, πράσινο και κίτρινο φως ενώ το νερό το υπέρυθρο μήκος κύματος. Η παλμική οξυμετρία, για την οποία θα γίνει περαιτέρω ανάλυση σε επόμενο κεφάλαιο, είναι εξαρτώμενη από την φασματική ανάλυση για την

μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου. Πρακτικά, η παλμική οξυμετρία ανιχνεύει μέσω των δεσμών φωτός την ποσότητα του οξυγόνου που αντανακλάται από αυτές στο αίμα. Το παλμικό οξύμετρο, η συσκευή που χρησιμοποιεί την παλμική οξυμετρία, χρησιμοποιεί συνδυαστικά δυο τεχνολογίες: αυτή της φασματομετρίας, η οποία χρησιμοποιείται για να μετρηθεί ο κορεσμός του οξυγόνου της αιμογλοβίνης και της οπτικής πληθυσμογραφίας η οποία μετράει τις αλλαγές της μεταβαλλόμενης ροής στον όγκο του αρτηριακού αίματος που εντοπίζεται στον αισθητήρα.

Η φασματομετρία κάνει χρήση του νόμου των Beer-Lambert. Ο νόμος σχετίζεται με *‘την ποσότητα του φωτός που προσπίπτει σε ένα διάλυμα και την ποσότητα του φωτός που απορροφάται από αυτό, σε σχέση με την περιεκτικότητα σε διαλυμένη ουσία’*. Για να καταστεί δυνατή η εύρεση της συγκέντρωσης μιας ουσίας που απορροφά το φως (φώτο-απορροφητικής) σε ένα καθαρό διάλυμα από την ένταση του φωτός που διέρχεται μέσα από αυτό πρέπει να είναι γνωστή: η ένταση, το μήκος κύματος του φωτός, το μήκος διέλευσης καθώς και την απορροφητικότητα της ουσίας στο συγκεκριμένο μήκος κύματος, το οποίο είναι και ο συντελεστής απορρόφησης. Αυτό μεταφράζεται στην φόρμουλα :

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

$$A = DCE \text{ όπου}$$

$$I_{\text{trans}} = \text{η ένταση του διερχόμενου φωτός } I$$

$$I_{\text{in}} = \text{η ένταση του προσπίπτοντος φωτός}$$

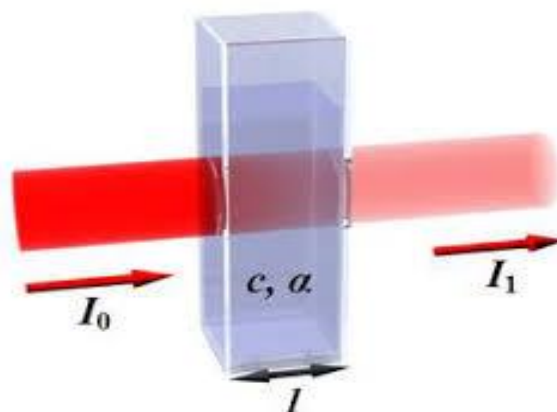
$$A = \text{η απορρόφηση}$$

$$D = \text{η απόσταση που διανύει το διερχόμενο φως στο υγρό}$$

$$C = \text{η συγκέντρωση του διαλύματος (αιμογλοβίνη)}$$

$$E = \text{ο συντελεστής εξασθένησης του διαλύματος}$$

Σε μια κυβέτα (όγκος γνωστών διαστάσεων) η συγκέντρωση μιας συγκεκριμένης διαλυμένης ουσίας σε ένα διάλυμα μπορεί να υπολογιστεί από την μέτρηση της έντασης του διερχόμενου φωτός γνωστών μηκών κύματος. Στην περίπτωση που υπάρχει μια μόνο ουσία, η απορρόφηση είναι γινόμενο του μήκους διέλευσης, της συγκέντρωσης καθώς και του



Σχήμα 2.2: Οπτική απεικόνιση του νόμου του Beer Lambert

συντελεστή. Υπογραμμίζεται ότι η κάθε ουσία έχει συγκεκριμένο συντελεστή απορρόφησης για το φως σε συγκεκριμένο μήκος κύματος. Αν υπάρχουν περισσότερες διαλυμένες ουσίες η ένταση προκύπτει από το άθροισμα εξισώσεων της παραπάνω μορφής για εκάστη από αυτές. Οι δε συντελεστές απορρόφησης ποικίλουν ανάλογα με τα μήκη κύματος του φωτός. Η απορρόφηση διαφορετικών μηκών κύματος είναι εξαρτώμενη από τις συγκεντρώσεις των διαφορετικών ουσιών  $HbO_2$  και  $Hb$  και βρίσκεται σε συνάρτηση με τη διάδοση φωτός συγκεκριμένου μήκους κύματος κατά μήκος του διαλύματος και τη μέτρηση της έντασης.

Η αρχή του νόμου Beer- Lambert όπως έχει ήδη αναφερθεί ως άνω, αναφέρει ότι η ποσότητα συγκέντρωσης μιας γνωστής διαλυμένης ουσίας σε διαλύτη καθορίζεται από την ποσότητα φωτός που απορροφάται από την ουσία σε συγκεκριμένο μήκος κύματος. Για να μετρηθεί ο κορεσμός οξυγόνου πρέπει να είναι γνωστές οι συγκεντρώσεις της  $HbO_2$  και  $Hb$  και τα δυο ξεχωριστά μήκη κύματος που χρησιμοποιούνται να είναι τέτοια ώστε εκάστη από τις ουσίες να απορροφά επιλεκτικά το καθένα από αυτά. Κάτι ανάλογο ισχύει για την αιμογλοβίνη, που έχει μέγιστη απορρόφηση της  $Hb$  στα 660nm (τιμή του ερυθρού) και της  $HbO_2$  στα 940nm(τιμή του εγγύς υπέρυθρου).

Ο κορεσμός ενός εναιωρήματος καθαρής αιμογλοβίνης σε μια κυβέτα είναι δυνατό να προσδιοριστεί υπολογίζοντας το λόγο του φωτός που απορροφάται στα 660nm προς αυτό που απορροφάται στα 940nm και έτσι προκύπτει πως  $A_{660}/A_{940}$  σχετίζεται με τον κορεσμό του οξυγόνου.

Συνοπτικά και σύμφωνα με τα όσα παρουσιάζονται παραπάνω, μετρώντας το φως που μεταδίδεται μέσω του άκρου του δαχτύλου σε δυο διαφορετικά μήκη κύματος είναι

εφικτός ο υπολογισμός του κορεσμού του οξυγόνου στο αρτηριακό αίμα στο σημείο που εξετάζεται (δάχτυλο ή αυτί). Αν η αρχική μετάδοση φωτός που διέρχεται από το αρτηριακό στρώμα επηρεάζεται από τις συγκεντρώσεις Hb και HbO<sub>2</sub> καθώς και των συντελεστών απορρόφησης στα δυο μήκη κύματος, τότε η ένταση του φωτός μειώνεται λογαριθμικά με το μήκος διέλευσης, σύμφωνα με το νόμο των Beer- Lambert. Παρακάτω παρατίθεται σχήμα, το οποίο δείχνει ένα αρτηριακό μήκος διαμέσου του οποίου περνάει φως αρχικής έντασης I<sub>in</sub>. Έτσι έχουμε νόμο που ορίζει πως:

Στο μήκος κύματος λ<sub>1</sub>

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

Στο μήκος κύματος λ<sub>2</sub>

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

Για C<sub>o</sub> η συγκέντρωση της οξυαιμογλοβίνης, για C<sub>r</sub> η συγκέντρωση της Hb.

Ο a<sub>on</sub> είναι ο συντελεστής απορρόφησης του στο μήκος κύματος λ<sub>n</sub>.

Ο a<sub>rn</sub> είναι ο συντελεστής απορρόφησης της Hb στο μήκος κύματος λ<sub>n</sub>.

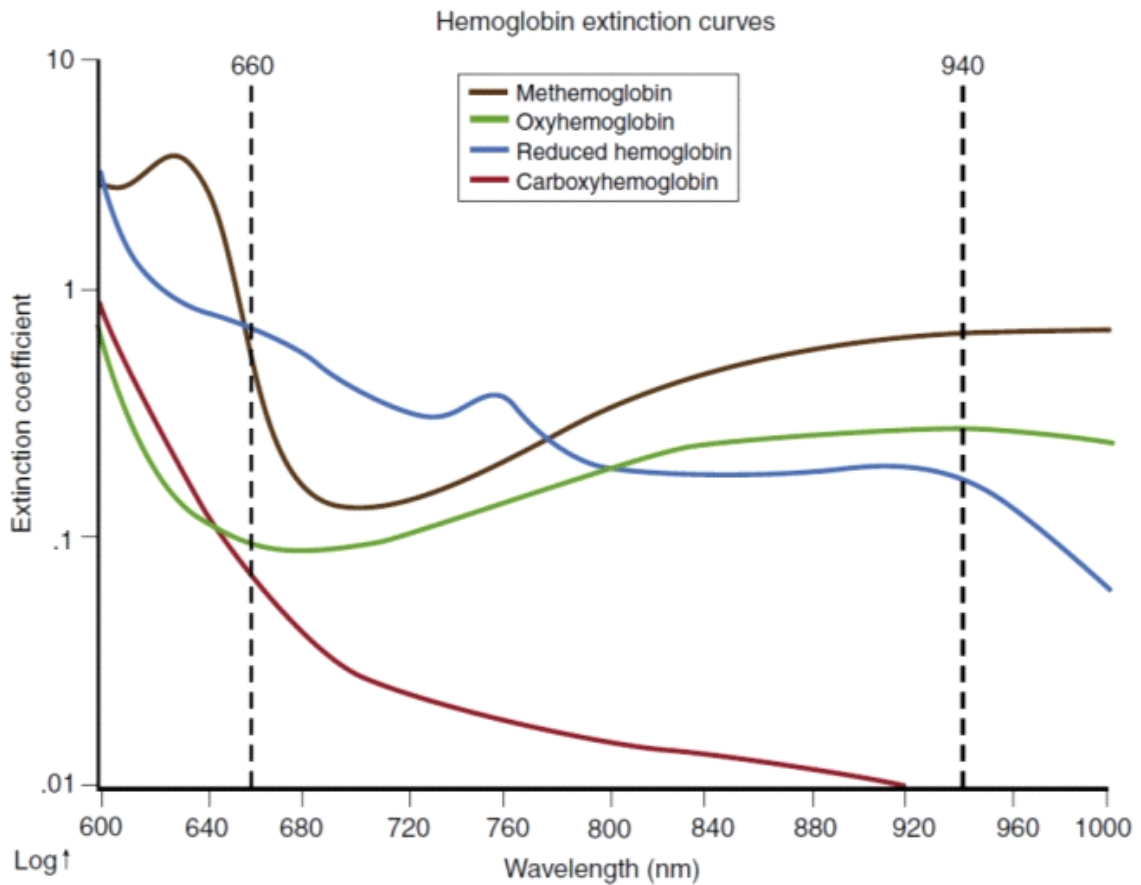
Έστω:

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

Είναι αρκετό για να δείξουμε πως ο κορεσμός είναι:

$$SaO_2 = C_o / C_o + C_r = a_{r2} R - a_{r1} / (a_{r2} - a_{o2}) R - (a_{r1} - a_{o1})$$

Για την ακριβή εφαρμογή του νόμου Beer- Lambert, τόσο η ουσία όσο και η κυβέτα πρέπει να είναι διαφανής και να διασφαλίζεται ότι δεν υπάρχει κάποια άσχετη ουσία με την ιδιότητα να απορροφά φως. Σε ένα εργαστηριακό περιβάλλον υπάρχουν συμπληρωματικά οξύμετρα ώστε να μετράται η ένταση του φωτός που διαδίδεται σε μια κυβέτα με αιμογλοβίνη από διαλυμένα ερυθροκύτταρα, για να προσδιοριστούν με αυτόν τον τρόπο οι συγκεντρώσεις της καθεμιάς από τις διαφορετικές μορφές αιμογλοβίνης. Όμως κάτι αντίστοιχο είναι δύσκολο να προσδιοριστεί σε έναν ζωντανό οργανισμό. Για αυτό απαιτείται η ενσωμάτωση παραγόντων διόρθωσης στα οξύμετρα με σκοπό αυτά να υπερκαλύπτουν την απορρόφηση των ιστών αντί της αιμογλοβίνης.



Σχήμα 2.3: Συντελεστές απορρόφησης

Το παραπάνω σχήμα παρουσιάζει τους συντελεστές απορρόφησης για τους 4 τύπους της αιμογλοβίνης στο ερυθρό και στο υπέρυθρο μήκος κύματος. Παρατηρούμε πως η μεθαιμγλοβίνη απορροφά φως και στα δυο μήκη κύματος σε ένα αρκετά όμοιο ποσοστό καθώς και ότι η απορρόφηση ερυθρού φωτός από την καρβουξυαιμογλοβίνη είναι σε παρόμοια επίπεδα με εκείνα της αιμογλοβίνης. Ακολουθεί πίνακας με τους συντελεστές εξασθένησης[15]:

Μήκος κύματος[nm]	Συντελεστές εξασθένησης[Lmmol] <sup>-1</sup> cm <sup>-1</sup>	
	<b>Hb</b>	<b>HbO<sub>2</sub></b>
660	0.81	0.08
940	0.18	0.29

Πίνακας 2.1: Συντελεστές εξασθένησης

## 2.2 Ορισμοί περί κορεσμού αιμογλοβίνης

Στη παρουσίαση αυτού του κεφαλαίου πρέπει να υπογραμμιστεί εξ αρχής ότι στο ανθρώπινο αίμα περιλαμβάνονται 4 τύποι αιμογλοβίνης που παρουσιάζουν διαφορετική λειτουργεία: α) η οξύ-αιμογλοβίνη Hb, β) η μειωμένη αιμογλοβίνη HbO<sub>2</sub>, στις οποίες αναφερθήκαμε παραπάνω, γ) την μεθαιμογλοβίνη MetHb η οποία εντοπίζεται όταν το μόριο βρίσκεται σε κατάσταση αποσύνθεσης και δ) την καρβοξυαιμογλοβίνη COHb που εντοπίζεται όταν το μόριο συνδέεται με το μονοξείδιο του άνθρακα. Τα δυο τελευταία εμφανίζονται στο αίμα σε μικρές συγκεντρώσεις στο αίμα με εξαίρεση, την ύπαρξη κάποιας παθολογίας.

Ο πρώτος ορισμός είναι: Λειτουργικός κορεσμός αιμογλοβίνης ή με την αγγλική ορολογία του functional hemoglobin saturation. Ο λειτουργικός κορεσμός συνιστά τη δέσμευση και τη μεταφορά του οξυγόνου από την αιμογλοβίνη εξαιρώντας τους δυο τύπους που δεν συμμετέχουν στην δέσμευση του οξυγόνου, και ανταποκρίνεται στο SaO<sub>2</sub>' (εκφράζεται ποσοστιαία). Ο μαθηματικός τύπος που ακολουθεί δείχνει την ποσότητα οξυγόνου εκφρασμένη σε ποσοστό του όγκου του οξυγόνου:

$$\bullet \quad \text{FunctionalSaO}_2 = \frac{\text{O}_2\text{Hb}}{\text{O}_2\text{Hb} + \text{Hb}} \times 100\%$$

Σημειώνεται ότι οι συντελεστές απορρόφησης για τις MetHb και COHb δεν μπορούν να είναι μηδενικοί στην ερυθρή και υπέρυθη περιοχή και συμπεραίνεται πως η ύπαρξη τους συμβάλει στην απορρόφηση. Στην περίπτωση που στην συνιστώσα διακρίνονται και αυτά τα δυο στοιχεία σε επιλήψιμες ποσότητες, τότε οι ενδείξεις που δίνουν τα όργανα θα είναι λαθεμένες.

Για την ακριβή μέτρηση του ποσοστού οξυαιμογλοβίνης με τη χρήση της οξυμετρίας και σύμφωνα με τα όσα ορίζει ο νόμος του Beer, θα πρέπει να εφαρμοστεί σε ένα διάλυμα με 4 άγνωστες ουσίες οι οποίες είναι: O<sub>2</sub>Hb, Hb, COHb, MetHb.

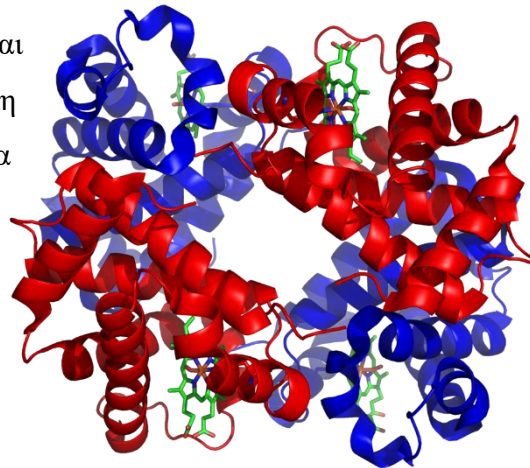
**Περνάμε αισίως στον δεύτερο ορισμό:** Τον κλασματικό κορεσμό της αιμογλοβίνης ή με την αγγλική ορολογία fractional hemoglobin saturation, το οποίο αναφέρεται στο κλάσμα(κομμάτι;) της ολικής αιμοσφαιρίνης που τυγχάνει να είναι οξυγονωμένο και αναφέρεται στο FO<sub>2</sub>Hb. Ο μαθηματικός

τύπος που ακολουθεί στην συνέχεια ορίζουν τον λόγο της οξυαιμογλοβίνης προς την συνολική αιμογλοβίνη:

- $\text{Fractional saturation} = \text{O}_2\text{Hb} \times 100\%$

$\text{O}_2\text{Hb} + \text{Hb} + \text{COHb} + \text{MetHb}$

Σημειώνεται ότι στην αγορά διατίθενται οξύμετρα που περιέχουν πολλαπλά μήκη κύματος (συμπληρωματικά οξύμετρα) και τα οποία μπορούν να μετρήσουν και τις 4 μορφές αιμογλοβίνης. Ο όρος 'κλασματικός κορεσμός' εμφανίζεται σε βιβλιογραφίες με τους όρους: 'κλασματική οξυαιμογλοβίνη' και 'οξυαιμογλοβίνη%'. [16]



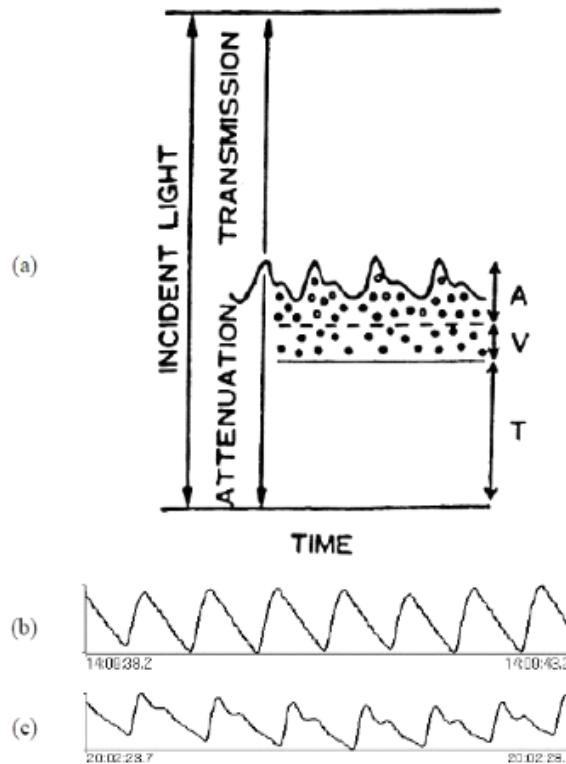
Σχήμα 2.4: Μοριακή δομή αιμογλοβίνης

### 2.3 Η Παλμική Οξύμετρία και η βαθμονόμηση των συσκευών

Η παλμική οξύμετρία όπως αναφέρθηκε και σε παραπάνω υποενότητα (2.1) αναπτύχθηκε το 1972 και έμελλε να φέρει την επανάσταση, καθώς με την βοήθεια των παλμικών οξύμετρων που κατασκευάστηκαν μετέπειτα κατέστη δυνατό να παίρνονται δείγματα για την μέτρηση του αρτηριακού  $\text{SaO}_2$ . Πρόκειται για μια ανώδυνη και απλή εξέταση που παρέχει πληροφορίες για τον κορεσμό του οξυγόνου στο αίμα, δοσμένο ποσοστιαία, καθώς και για τη μεταφορά του στους περιφερειακούς ιστούς. Η τεχνολογία που εφαρμόζεται στη συγκεκριμένη εξέταση ορίζει την απορρόφηση του φωτός από την αιμοσφαιρίνη καθώς και την παλμικότητα της ροής του αίματος στις αρτηρίες (έχουν αναφερθεί σε προηγούμενη ενότητα οι δύο τεχνολογίες που χρησιμοποιεί το παλμικό οξύμετρο).

Για να εξηγηθεί όμως η λειτουργία του παλμικού οξύμετρου και να γίνει κατανοητή η αναγκαιότητα και η χρησιμότητά του πρέπει να εξηγηθεί ο τρόπος συλλογής των πληροφοριών που παρέχει. Για παράδειγμα, για να γίνει έλεγχος της οξυγόνωσης, γίνεται τοποθέτηση στο ακροδάχτυλο του ασθενούς συσκευής η οποία με το σήμα που εκπέμπει στο συγκεκριμένο σημείο, λαμβάνει μετρήσεις για την ροή του αρτηριακού

αίματος και με αυτόν τον τρόπο υπολογίζεται ο κορεσμός του οξυγόνου. Η ένταση όμως του φωτός δύναται να διαφοροποιείται στον χρόνο καθώς σημαντικό ρόλο παρουσιάζει η χτύπος της καρδιάς όταν δέχεται μια dc στάθμη. Παρακάτω δίνεται σχήμα για την οπτικοποίηση και την καλύτερη κατανόηση της διαδικασίας.



Σχήμα 2.5: Γραφική αναπαράσταση εξασθένησης του φωτός

Στο παραπάνω σχήμα προκύπτει πως η εξασθένηση του φωτός από το σώμα είναι δυνατό να χωριστεί σε τρία ανεξάρτητα τμήματα: τους ιστούς, το αρτηριακό αίμα και το παλμικό αίμα. Όταν η ροή του αρτηριακού αίματος στο δάκτυλο που πραγματοποιείται η δειγματοληψία προκαλεί την αύξηση στην εξασθένηση του φωτός, τότε είναι εφικτό να υπολογιστεί ο κορεσμός του οξυγόνου ή αλλιώς η οξυγόνωση. Όλα αυτά με την προϋπόθεση ότι έχει αφαιρεθεί η συνιστώσα της εξασθένησης -dc- από την συνολική εξασθένηση, ώστε να μείνει μόνο το καρδιοσυγχρονιζόμενο μεταβαλλόμενο τμήμα για να γίνει ο υπολογισμός του κορεσμού και στα δυο μήκη κύματος. Από αυτά που αναφέρθηκαν προκύπτει ότι το σήμα απορρόφησης, συνδέεται άρρηκτα με τον κτύπο της καρδιάς (αυξάνεται όταν οι αρτηρίες γεμίζουν με αίμα και μειώνεται όταν αδειάζουν) και είναι σε τέλειο συγχρονισμό με τον παλμό.

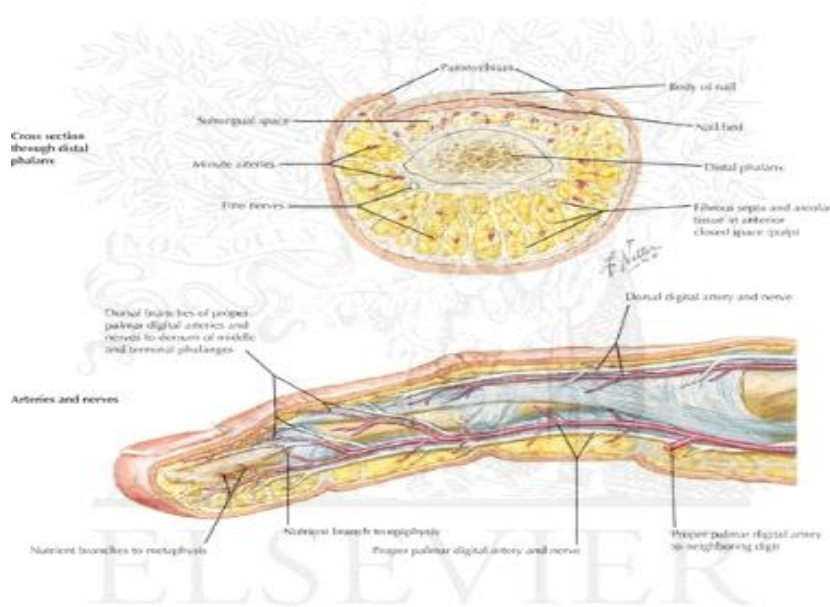
Συνοπτικά από τα όσα αναφέρονται παραπάνω αποδεικνύεται πως η γενική εξίσωση οξυμετρίας όπως παρουσιάζεται, είναι ισοδύναμα αποδεκτή στην παλμική οξυμετρία **αν πλέον R δοθεί από:**

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

Με την παρατήρηση των παραπάνω σχημάτων διακρίνεται η απεικόνιση ορισμένων τυπικών καρδιοσυγχρονιζόμενων σημάτων τα οποία μπορεί να ανιχνευθούν όταν πέφτει πάνω στο δάχτυλο ερυθρό ή εγγύς υπέρυθρο φως. Πρέπει να επισημανθεί το γεγονός ότι το dc έχει αφαιρεθεί από τις καμπύλες, στις απεικονίσεις των σχημάτων. Αυτό οδηγεί στο συμπέρασμα πως υπάρχει ποικιλία όσων αφορά στο σχήμα των σημάτων αυτών από άνθρωπο σε άνθρωπο. Ειδικότερα παρουσιάζοντας την τεχνική διαδικασία σημειώνεται ότι το κάθε probe παλμικού οξυμέτρου περιέχει LEDS τα οποία εκπέμπουν φως δυο διαφορετικών μηκών κύματος και τοποθετείται συνήθως στο άκρο του λοβού ή στο νύχι του δαχτύλου. Ο φωτοανιχνευτής ο οποίος βρίσκεται στην άλλη πλευρά με την βοήθεια αποθηκευμένων δεδομένων στην μνήμη του υπολογίζει την ένταση του φωτός για κάθε μήκος κύματος και δίνει το κορεσμό υπό τη μορφή ποσοστού. Το ερυθρό και το υπέρυθρο φως που διαχέεται, μετράται από από το δάχτυλο, από το αυτί ή από κυβέτα που περιέχει αιμογλοβίνη.

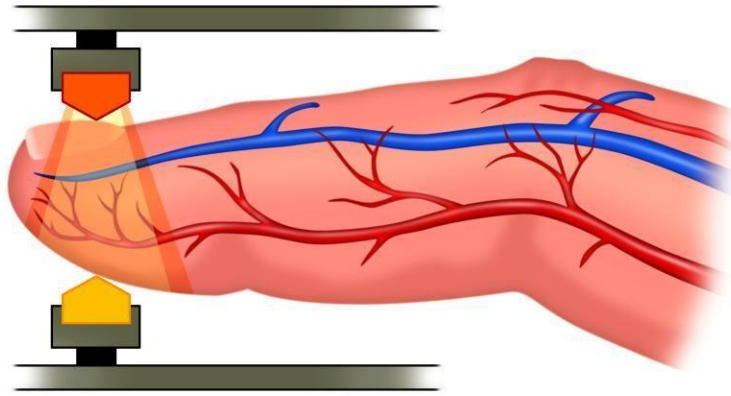
Έχει αποδειχθεί ότι τα μήκη κύματος που κάνει χρήση ο αισθητήρας και παρέχουν ακριβέστερα δεδομένα, βρίσκονται στο πεδίο ανάμεσα των 660nm και 940nm. Κάτω από τα επίπεδα των 600nm η μέτρηση μπορεί να δώσει εσφαλμένα δείγματα διότι ο ερυθρός ιστός του δέρματος απορροφά το μεγαλύτερο μέρος του φωτός, (περίπου 10 φορές μεγαλύτερο από τα μήκη κύματος που ξεπερνούν τα 600nm) ενώ το φως που μεταδίδεται είναι σε μικρότερη ένταση. Επισημαίνεται ότι το φάσμα σε αυτά τα μήκη είναι σχετικά επίπεδο και οι μικρές μεταβολές δεν επηρεάζουν σημαντικά την απόδοση. Η περιοχή του δαχτύλου -λόγω της ανατομίας της- είναι ιδανική για τη

λειτουργία του αισθητήρα του παλμικού οξυμέτρου. Αυτό συμβαίνει γιατί στο αγγειακό στρώμα που βρίσκεται κάτω από τον αισθητήρα βρίσκονται αρτηρίες που διαχωρίζονται από το φλεβικό σύστημα και καθώς βρίσκεται στις παρυφές του περιφερειακού συστήματος έχει την ιδιότητα να παρέχει πληροφορίες για την συμπεριφορά του καρδιαγγειακού συστήματος. διεξαγωγή μιας πρώτης εκτίμησης.



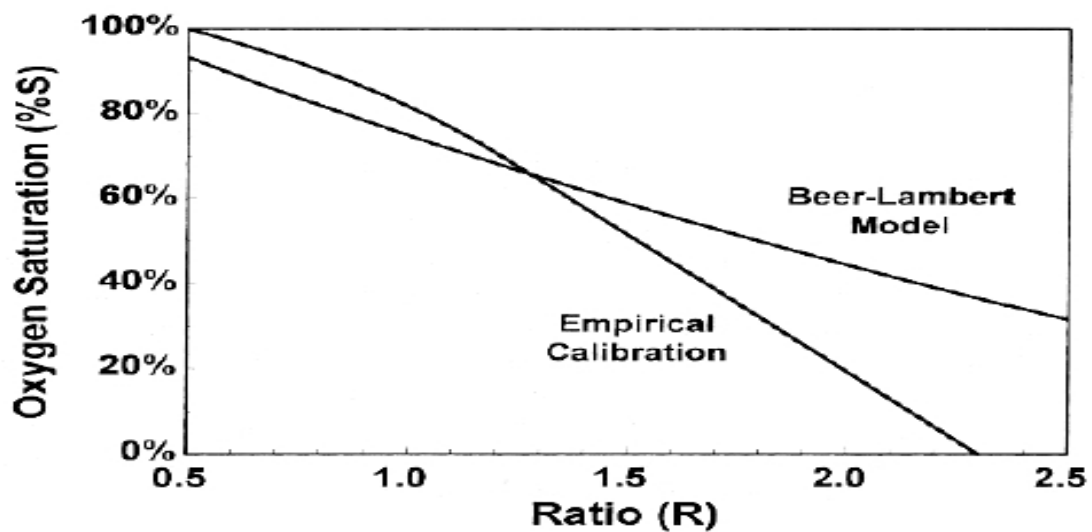
Σχήμα 2.6: Ανατομία δαχτύλου

Εξετάζοντας την παραπάνω εικόνα βλέπουμε πως κάτω από το νύχι βρίσκεται ένα δίκτυο από μικρές αρτηρίες, με τις φλέβες στις οποίες κινείται το μη οξυγονωμένο αίμα να βρίσκονται στα πλάγια. Από αυτή την παρατήρηση εξάγεται το συμπέρασμα πως ο αισθητήρας ‘πιάνει’ το φως του αρτηριακού στρώματος και όχι ολόκληρου του νυχιού. Με αυτό ο σκοπός είναι να μειωθεί το πλάτος της ποσότητας dc σε σχέση με της ac έτσι ώστε να ελαττωθεί η επίδραση του θορύβου που θα πρόκυπτε αν υπήρχε σήμα κακής ποιότητας. Ένας ακόμα λόγος που καθιστά το δάχτυλο ιδανικό είναι το ότι η διαστρέβλωση που προκύπτει από το χρώμα του δέρματος είναι μηδαμινή. Αυτό συμβαίνει γιατί το φως έχει διαφορετικές ιδιότητες απορρόφησης στο σκούρο και στο ανοιχτόχρωμο δέρμα. Όμως ο νύχι, είναι η κλειδαρότρυπα καθώς δεν καλύπτεται από στρώμα δέρματος και έτσι ο χρωματισμός κάτω από αυτό δεν αλλάζει δραστικά.



Σχήμα 2.7: Αναπαράσταση λειτουργίας οξυμέτρου

Στις συσκευές που κατασκευάστηκαν στις αρχές της δεκαετίας του 1980 για τη βαθμονόμηση χρησιμοποιήθηκε η εξίσωση (1) για τον υπολογισμό του  $SaO_{2,H}$ . Η εξίσωση αυτή ωστόσο βασίζεται στο νόμο Beer ο οποίος δεν λαμβάνει υπόψιν την πολλαπλή σκέδαση του φωτός από τα ερυθρά κύτταρα. όμως, σε αντίθεση με την τεχνική της οξυμετρίας που είναι διαφορετική, η σκέδαση είναι ανεξάρτητη από το μήκος κύματος. Επομένως βλέπουμε πως η (1) είναι μια υπεραπλούστευση, ακολουθεί το σχήμα (εικόνα 9) παρουσιάζει δυο σχέσεις: η μια παρουσιάζει τον νόμο Beer και η άλλη που βασίζεται σε εμπειρικά δεδομένα των λόγου R και του κορεσμού το οξυγόνου σε ασθενή.



Σχήμα 2.8: Σύγκριση κορεσμού οξυγόνου

## 2.4 Η υλοποίηση της μεθόδου

Τα οξύμετρα που κυκλοφορούν σήμερα στην αγορά διαθέτουν ένα περιφερειακό κομμάτι probe που μαζί με την μονάδα μικροεπεξεργαστή ανιχνεύουν και παρουσιάζουν τον καρδιακό παλμό και τον κορεσμό του οξυγόνου αφού τοποθετηθούν στο αυτί ή στην άκρη του δαχτύλου. Στο probe βρίσκονται δυο LED τα οποία εκπέμπουν και στα δυο μήκη κύματος με το φως να διαπερνά τους ιστούς με κατεύθυνση τον φωτοανιχνευτή. Κατά τη διέλευση του φωτός από τους ιστούς μέρος της ποσότητάς του απορροφάται από το αίμα και τους λεπτούς ιστούς. Η απορρόφηση της ποσότητας εξαρτάται από τη συγκέντρωση της υπάρχουσας αιμογλοβίνης η δε ποσότητα φωτός που απορρίπτεται έχει σχέση με τον βαθμό της οξυγόνωσης της αιμογλοβίνης που βρίσκεται στους ιστούς. όμως σειρά παραμέτρων όπως η σκέδαση, η ανάκλαση και η απορρόφηση φωτός από άλλους ιστούς και τμήματα του αίματος μπορεί να παρουσιάσουν ανακριβή αποτελέσματα στις μετρήσεις σχετικά με τον ακριβή προσδιορισμό στον κορεσμό του οξυγόνου. Για αυτούς τους λόγους οφείλεται να γίνεται διαχωρισμός ανάμεσα στην απορρόφηση του αρτηριακού με το φλεβικό αίμα, τον συνδετικό ιστό αλλά και άλλους παράγοντες. Το πρόβλημα που ανακύπτει επιλύεται με τη διάκριση του αρτηριακού αίματος το οποίο είναι μεταβαλλόμενο σε αντίθεση με την απορρόφηση που παρατηρείται από τους ιστούς. Σε αυτό βοηθά ο διαχωρισμός του σήματος με παλμό από το μη μεταβαλλόμενο εφόσον φιλτραριστεί από τους εξωτερικούς θορύβους. Για να επιτύχουν αυτόν το διαχωρισμό τα πρώτα οξύμετρα που χρησιμοποιήθηκαν εξαιρούσαν την απορρόφηση των ιστών συμπίεζοντας τον κατά την διαδικασία της βαθμονόμησης. Με αυτόν τον τρόπο ήταν εφικτός ο αποκλεισμός του αίματος καθώς και η χρήση της απορρόφησης του ανέμου ιστού. Για ακόμη πιο ακριβή αποτελέσματα θέρμαιναν τον ιστό προκειμένου να λάβουν σήμα το οποίο προερχόταν από το αρτηριακό και με ελάχιστη επιρροή από το φλεβικό και τριχοειδές αίμα.

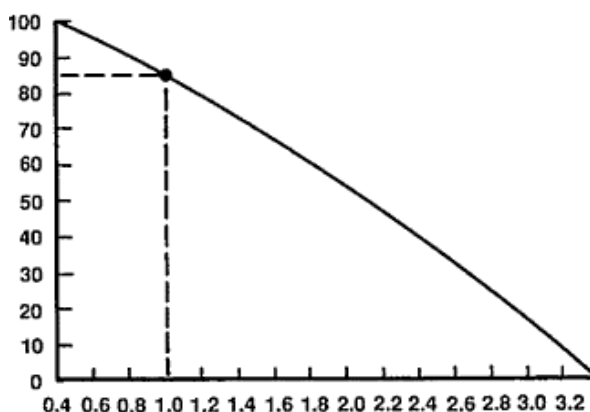
Πλέον το ζήτημα της απομόνωσης των σημάτων από το αρτηριακό αίμα αντιμετωπίζεται διαφορετικά καθώς ο επεξεργαστής είναι σε θέση να κάνει επιλογή στην απορρόφηση του μεταβαλλόμενου μέρους. Με αυτόν τον τρόπο δύναται να επιλέξει την απορρόφηση του αρτηριακού αίματος από τις σταθερές μορφές αίματος που επιδρούν στη μέτρηση του κορεσμού στο αρτηριακό αίμα. Αυτό συμβαίνει από

την επέκταση που μεταβάλλεται στο αρτηριακό στρώμα και έχει ως συνέπεια την αύξηση του μήκους διέλευσης το οποίο με την σειρά του αυξάνει την απορρόφηση. Σε κάθε περίπτωση όλες οι συσκευές που είναι σήμερα διαθέσιμες στην αγορά λειτουργούν στη φιλοσοφία πως η απορρόφηση, που είναι μοναδική με μεταβαλλόμενη, ανάμεσα στην πηγή και τον ανιχνευτή προέρχεται από το αρτηριακό αίμα. Για να υπολογιστεί το R της απορρόφησης, ο μικροεπεξεργαστής καθορίζει το AC της απορρόφησης για κάθε μήκος κύματος. Στη συνέχεια το διαιρεί με το DC κομμάτι και από τις ποσότητες φωτός που έχουν απορροφηθεί από το κάθε κομμάτι στις δυο συχνότητες υπολογίζει το τελικό R:

- $R = AC_{660} / DC_{660}$

$$AC_{940} / DC_{940}$$

Στη μνήμη του οργάνου έχουν αποθηκευτεί πληθώρα από τιμές κορεσμού του οξυγόνου, οι οποίες προέρχονται από εθελοντές που εισέπνευσαν αυξημένα υποξικά μίγματα προκειμένου να εμφανίσουν τιμές κορεσμού έως και 80%. Στο επόμενο στάδιο η τιμή R συγκρίνεται με τις τιμές της μνήμης και έτσι απεικονίζεται ο κορεσμός. Όμως καθώς προκύπτουν ζητήματα που αφορούν στην υγεία των εθελοντών, δεν μπορεί να δοθούν ισχυρότερα μείγματα ώστε να αποκτηθούν δεδομένα κάτω των 80% καθώς ο κορεσμός σε αυτές τις τιμές θα ήταν συναγόμενο και όχι ένα απολύτως ακριβές συμπέρασμα.



$$R = \frac{AC_{660} / DC_{660}}{AC_{940} / DC_{940}}$$

Σχήμα 2.9: Λόγος ερυθρού και υπέρυθρου

Στο παραπάνω διάγραμμα διαφαίνεται ο λόγος του ερυθρού και υπέρυθρου φωτός όπως αυτά απορροφώνται από διαφορετικές τιμές. Ο λόγος 1 είναι αντίστοιχος σε τιμή κορεσμού 85%. Αν απορροφώνται ίσες ποσότητες φωτός και από τα δυο μήκη κύματος, τότε ο κορεσμός παραμένει σταθερός στο 85% (γνωστή ως μεθαιμογλοβιναιμία [10])

## 2.5 Πληροφορίες δεδομένων της μεθόδου

Η ιατρική κοινότητά γνωρίζει ότι η ολοκληρωμένη αναπνευστική εκτίμηση ασθενών που βρίσκονται σε κίνδυνο, συμπεριλαμβάνει πληροφορίες για την οξυγόνωση και για την εκπνοή. Η οξυγόνωση, που αποτελεί την κίνηση του οξυγόνου διαμέσου της τριχοειδούς μεμβράνης μέσα στο αίμα ώστε αυτό να μεταφερθεί στους ιστούς, υπολογίζεται με την ανάλυση της μερικής πίεσης του οξυγόνου του ασθενούς ( $P_{aO_2}$ ) και του  $SpO_2/SaO_2$ . Η εκπνοή που αποτελεί ένδειξη σχετικά με το πόσο καλά ένας ασθενής εκπνέει μονοξείδιο του άνθρακα (παράγεται από τις μεταβολικές διεργασίες) μπορεί να οριστεί από την ανάλυση της μερικής πίεσης του  $PaCO_2$  και αυτής της εν μέρει πίεσης στον εκπνεόμενο αέρα ( $EtCO_2$ ).

Στην περίπτωση της παλμικής οξυμετρίας διατίθενται πληροφορίες μόνο για τον κορεσμό του οξυγόνου ενώ ένας τρόπος αποκόμισης πληροφοριών για την οξυγόνωση και την εκπνοή αφορά στην ανάλυση των αερίων του αρτηριακού αίματος και η καπνογραφία (εκτενής αναφορά γίνεται στη συνέχεια). Καθώς με την οξυμετρία δεν μπορεί να υπάρξουν στοιχεία πλέον των διαθέσιμων και παρά την χειροτέρευση της κατάστασης της αναπνευστικής λειτουργίας του ασθενή, απαιτείται η ενδελεχής και προσεκτική προσέγγιση της αναπνευστικής παρακολούθησης που επιδεινώνεται η κατάσταση της υγείας τους.

Οι λόγοι επιδείνωσης της αναπνευστικής λειτουργίας μπορεί να αφορούν σε:

- Επίδραση νάρκωσης ή άλλων φαρμάκων
- Ελαττωμένη ροή αίματος προς τα αναπνευστικά κέντρα του εγκεφάλου ως παράγωγο αυξημένης ενδοκρανιακής πίεσης, σοκ ή άλλων

- Κόπωση που προέρχεται από την έντονη αναπνευστική λειτουργία ή τέλος
- Καρδιακές ή πνευμονικές ασθένειες που επηρεάζουν την οξυγόνωση.

Η χρήση της καπνογραφίας για την μέτρηση του μονοξειδίου του άνθρακα που εκπνέεται παράλληλα με τη χρήση της παλμικής οξυμετρίας για την εκτίμηση του κορεσμού, αποτελεί έναν γρήγορο και μη επεμβατικό τρόπο παρακολούθησης της αναπνευστικής κατάστασης ενός ασθενή. Οι συσκευές καπνογραφίας είναι πλέον εύχρηστες και η λειτουργία τους απλή καθώς γίνεται περισυλλογή του CO<sub>2</sub> από μια ρινική συσκευή. Στην καπνογραφία δίδεται γραφική αναπαράσταση του CO<sub>2</sub> που αποβάλλεται από τον οργανισμό με το γράφημα να αναφέρεται ως καπνόγραμμα και τα δεδομένα του να αφορούν στο CO<sub>2</sub> που απελευθερώνεται από τον οργανισμό ανά ανάσα. Οι οθόνες ασφυξίας που χρησιμοποιούνται εναλλακτικά θεωρούνται αναξιόπιστες καθώς εμφανίζουν συχνά λανθασμένους συναγερμούς.

Για να υπάρξει μια σωστή διάγνωση θα πρέπει πρώτα να μεταφραστούν οι ενδείξεις των αποτελεσμάτων του κορεσμού σε σχέση με την συνολική ποσότητα αιμογλοβίνης, και αυτό γιατί ο κάθε ασθενής δίνει μοναδικά αποτελέσματα κορεσμού από την ίδια ποσότητα οξυγόνου. Για να δώσουμε ένα παράδειγμα υποθέτουμε ότι ο ασθενής Α και ο ασθενής Β δίνουν με την μέθοδο της παλμικής οξυμετρίας την τιμή 97% (είναι σύνηθες). Μια αναλυτική όμως εξέταση αίματος μπορεί να δείξει πως ο Α έχει συνολική αιμογλοβίνη στα 15 gm/dL-τιμή φυσιολογική- ενώ ο Β στα 11. Για τον Α ασθενή το συνολικό ποσό οξυγόνου είναι 19,5 mL/dL (βρίσκεται εντός των φυσιολογικών ορίων των 19-20mL/dL). Ο Β ασθενής έχει 14,3 mL/dL(τιμή που είναι πιο κάτω από το φυσιολογικό). Είναι φανερό από το παράδειγμα πως τελικά εμφανίζεται μία τελείως διαφορετική κλινική εικόνα για τους δύο ασθενείς. Σε αυτή την παρατήρηση πρέπει να προστεθούν και άλλοι παράγοντες όπως η θερμοκρασία, το pH και το PaCO<sub>2</sub> που επηρεάζουν τη σύνδεση του οξυγόνου με την αιμογλοβίνη.

Η ακρίβεια των τιμών που δίνονται έχουν σχέση και με άλλους παράγοντες όπως η κίνηση του ασθενούς, η επίδραση του περιβάλλοντος φωτός, η θέση των φωτοδίοδων και φωτοανιχνευτών και άλλοι που αφορούν στον ανθρώπινο οργανισμό (κακή ροή αίματος, ενδεχόμενες παλμικές κινήσεις των φλεβών).

## 2.6 Ακρίβεια στοιχείων των συσκευών

Στις συσκευές παλμικών οξύμετρων που κυκλοφορούν στην αγορά παρατηρείται διαφορά ως προς την απόδοση γεγονός που οφείλεται στο διαφορετικό λειτουργικό που χρησιμοποιείται για την ανάλυση και επεξεργασία του σήματος και στις καμπύλες βαθμονόμησης. Για την ακρίβεια των οξύμετρων έχουν εκπονηθεί πληθώρα ερευνών, που όμως χρησιμοποιούν διαφορετικές μεθόδους για την περιγραφή του βαθμού ακριβείας. Σύμφωνα με τις εταιρείες κατασκευής τα όρια αξιοπιστίας για οποιαδήποτε τιμή που θα δοθεί κυμαίνονται +/-4% για κάθε ένδειξη πάνω του 70% ενώ υπάρχει και μία μερίδα κατασκευαστών που αναφέρουν για την ίδια τιμή ποσοστό ακριβείας +/-2%. Στην περιοχή όμως των τιμών αναφοράς κάτω το 70%, η ακρίβεια παρουσιάζει σημαντική μείωση γεγονός που αφορά στα λιγιστά δεδομένα βαθμονόμησης σε χαμηλές καταστάσεις κορεσμού όπως αναφέρθηκε παραπάνω.

Έρευνα που πραγματοποίησαν ο Carter και οι συνεργάτες του σε 46 νεογνά και έμβρυα για να εξετάσει την αποδοτικότητα των συσκευών στην άμεση μετεγχειρητική περίοδο από επέμβαση καρδιάς κατέδειξε χρήσιμα συμπεράσματα. Τα νεογνά είχαν θερμοκρασία δέρματος μεταξύ 27 και 27,4°C και διαφορές μεταξύ δέρματος και εσωτερικού στα 0,1-10,1 βαθμών. Οι ερευνητές με αυτά τα δεδομένα ανέμεναν πως η λειτουργία του οξυμέτρου δεν θα ήταν σωστή. Όμως αποδείχθηκε ότι τελικά η θερμοκρασία του δέρματος ή η διαφορά του από αυτήν του εσωτερικού δεν επηρέασαν την λειτουργία του οξυμέτρου. Εκτός όμως από το ζήτημα της θερμότητας υπάρχει και ένας άλλος παράγοντας που αφορά στο υψόμετρο και οι μεταβολές που προκαλεί στον κορεσμό του οξυγόνου για κάθε άνθρωπο ξεχωριστά. Σε έρευνά του ο Thilo ανακάλυψε πως σε έμβρυα (1-3 μηνών), σε υψόμετρο των 1.610 μέτρων στο Denver του Colorado, η παλμική οξυμετρία έδωσε αποτελέσματα κορεσμού στα 92-93%, σε αντίθεση με το κατώτατο άκρο που έδωσε 86% την ώρα ενός ήρεμου ύπνου. Στα ίδια συμπεράσματα κατέληξε και ο Niermeyer σε μετρήσεις που έκανε σε νεογέννητα και σε μωρά έως 4 μηνών όταν παρατήρησε ότι οι μετρήσεις σε υψηλό υψόμετρο (3.100μ) έδειξαν μέσες τιμές κορεσμού που κυμαίνονταν από 80,6% +/- 5,3% έως 91,1 +/-1,7%.

## 2.7 Ζητήματα σε σχέση με την παλμική οξυμετρία

Μολονότι η παλμική οξυμετρία είναι διαδεδομένη μη επεμβατική μέθοδος για τη μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου σε χώρους υγειονομικής περίθαλψης αλλά και σε κοινή χρήση στα νοικοκυριά, υπάρχουν θέματα που οφείλονται να ληφθούν υπόψη κατά τη χρήση του. Για παράδειγμα η περίπτωση της Δυσαιμογλοβιναιμίας. Έχει αναφερθεί προηγουμένως ότι η παλμική οξυμετρία δίνει ακριβή αποτελέσματα όταν ο κορεσμός του οξυγόνου κυμαίνεται μεταξύ 70% με 100%, και με την προϋπόθεση την ύπαρξη δυο μόνο μορφών αιμογλοβίνης που εντοπίζονται στο αίμα (οξυαιμογλοβίνη, μειωμένη αιμογλοβίνη). όμως η ακρίβεια των τιμών αμφισβητείται στην περίπτωση που οι ποσότητες καρβοξυαιμογλοβίνης και μεθαιμογλοβίνης είναι σε μη φυσιολογικά επίπεδα. Οι COHb και MetHb σημειώνεται ότι απορροφούν φως στα μήκη κύματος που χρησιμοποιεί και η συσκευή και αυτό έχει ως αποτέλεσμα να καταγράφεται λαθεμένος προσδιορισμός ποσοστών της μειωμένης αλλά και της οξυγονωμένης αιμογλοβίνης. Ειδικότερα η MetHb απορροφά ίδιες ποσότητες ερυθρού και εγγύς υπέρυθρου φωτός, με λόγο της παλλόμενης προς μη παλλόμενης απορρόφησης και στα δυο μήκη κύματος το 1 σε ποσοστό κορεσμού της αιμογλοβίνης της τάξης του 85%. Αν ο ασθενής είναι υποξικός, η μεθαιμογλοβίνη ανεβάζει τον κορεσμό στο 85% σε αντίθεση με τον κορεσμό που διαπιστώνεται στο 100%.

Πρακτικά αυτό σημαίνει ότι οι ενδείξεις του οργάνου παραμένουν στο 85% όταν υπάρχει ισχυρή παρουσία της μεθαιμογλοβιναιμίας, χωρίς να λαμβάνεται υπόψη ο πραγματικός κορεσμός του οξυγόνου. Με τη χρήση μάλιστα ενός συμπληρωματικού οργάνου που χρησιμοποιεί διάφορα μήκη, έχουμε αποτελέσματα που δείχνουν μειωμένο κορεσμό οξυγόνου και αυξημένα επίπεδα MetHb. Αν ο θεράπων γιατρός εκτιμά ότι υπάρχει υπόνοια για σοβαρή περίπτωση μεθαιμογλοβιναιμίας πρέπει να ληφθεί δείγμα αρτηριακού αίματος για να μετρηθεί η ποσότητα οξυαιμογλοβίνης και μεθαιμογλοβίνης.

Μία άλλη περίπτωση αφορά στους καπνιστές. Η καρβοξυαιμογλοβίνη σε άτομα που δεν καπνίζουν εμφανίζεται μικρότερη από 2% ενώ για τους καπνιστές μπορεί να φτάνει μέχρι 10-20%. Η COHb αναφέρεται στο ελάχιστο στα 940nm, ενώ στα 660 ο

συντελεστής απορρόφησης είναι σχετικά όμοιος με αυτόν της οξυαιμογλοβίνης. Η καμπύλη της καρβοξυαιμογλοβίνης, όταν υπάρχει ισχυρή παρουσία αυτής, θα δείχνει να μιμείται την καμπύλη της οξυαιμογλοβίνης στην ερυθρή περιοχή χωρίς να επιδρά στην υπέρυθη. Αποτέλεσμα αυτής της λειτουργίας είναι να μοιάζει με την Hb προκαλώντας μεγάλες ενδείξεις στο όργανο (για κάθε 1% κυκλοφορίας της καρβοξυαιμογλοβίνης το όργανο "διαβάζει" 1% παραπάνω). Ειδικά για αυτές τις περιπτώσεις και με δεδομένο ότι το 50% των καπνιστών έχει συγκέντρωση της τάξης των 6%, όταν υπάρχει υποψία σημαντικής παρουσίας αυτών των μορφών αιμογλοβίνης, τότε πρέπει η παλμική οξυμετρία να χρησιμοποιείται συνεργατικά με ένα οξύμετρο πολλαπλών μηκών κύματος. Λαθεμένες τιμές μπορεί να υπάρξουν επίσης από εξωγενείς πηγές ενέργειας όπως ένα υπέρυθρο φως το οποίο ενδέχεται να προκαλέσει υπερφόρτωση στον ανιχνευτή όπως επίσης και οι παλλόμενες φλέβες καθώς η εφαρμογή δεν έχει τη δυνατότητα διάκρισης ανάμεσα σε αρτηρίες και φλέβες.

Για να γίνει κατανοητή η ευαισθησία της παλμικής οξυμετρίας σε ότι αφορά στους εξωγενείς παράγοντες πρέπει να αναφερθεί και η ανεπαρκή λειτουργία εξαιτίας μη ικανοποιητικής διάχυσης του αίματος. Αυτό συμβαίνει όταν οι επιφανειακές διακυμάνσεις δεν είναι επαρκείς ώστε να διακριθεί το φως που απορροφάται από το αρτηριακό, το φλεβικό και τους ιστούς. Αναξιόπιστα αποτελέσματα εξάγονται και στην περίπτωση που υπάρχει απώλεια παλμού ή θόλωμα. Τότε έχουμε το μήνυμα του σήματος "Χαμηλής ποιότητας" ή "Ανεπαρκές σήμα" ακόμη και καμία ένδειξη. Οι ειδικοί σε αυτή την περίπτωση μπορούν είτε να χρησιμοποιήσουν αγγειοδιασταλτικές κρέμες, να προχωρήσουν στη διαχείριση ενδιάμεσων αρτηριακών αγγειοδιαστολών ή να τοποθετήσουν ζεστό νερό στο χέρι του εξεταζόμενου καθώς η αύξηση της θερμοκρασίας σε κρύες περιοχές ενδέχεται να συμβάλλει στην αύξηση του παλμού.

Τα οξύμετρα τα οποία χρησιμοποιούν μόνιτορ τα οποία δεν επηρεάζονται από εξωγενείς παράγοντες έχουν λιγότερες πιθανότητες αποτυχίας στα δεδομένα τους και να ανταποκριθούν καλύτερα σε συνθήκες μικρής διάχυσης. Σε ότι αφορά στην εφαρμογή οξύμετρων στα νεογνά διατυπώνονται σοβαρές επιφυλάξεις καθώς η οποιαδήποτε αλλαγή στην θερμοκρασία του δέρματος ή ακόμη και μικρές προσαρμογές κατά την διάρκεια της επαφής προκαλούν παρεμβολές με αποτέλεσμα να μην υπάρχει καλής ποιότητας σήμα. Η λύση σε αυτήν την περίπτωση είναι οι περισσότερες μετρήσεις με οξύμετρα ώστε να εξαχθούν ασφαλή συμπεράσματα.

Άλλες αιτίες που προκαλούν εσφαλμένα δεδομένα είναι:

- Βαμμένο δέρμα
- Η ηλικία του ασθενή (νεαρή ή πολύ προχωρημένη).
- Ηλεκτροκαρδιογράφημα
- Υπερένταση
- Παρατεταμένη διάρκεια ενδοεπεμβατικών διαδικασιών
- Ασθενείς που ανήκουν στις κατηγορίες ASA III & IV
- Χρόνια νεφρική ανεπάρκεια
- Χαμηλός αιματοκρίτης

Ενδεικτικά παρατίθενται ορισμένες από τις παραπάνω περιπτώσεις που καθιστούν την παρουσία δεδομένων προβληματική. Για παράδειγμα στην περίπτωση που υπάρχουν μεγάλες στάθμες κορεσμού τότε προκαλούνται αλλαγές από αυξημένα επίπεδα πίεσης( $\text{PaO}_2$ ). Αυτό συμβαίνει γιατί το παλμικό οξύμετρο δεν δύναται να ξεχωρίσει την ασφαλή από την υπερ-οξυγόνωση ειδικά σε ασθενείς που χρειάζονται υποξική υποστήριξη για να αναπνεύσουν. Στα υποξικά συμβάντα ενδέχεται η συσκευή να μη εκπέμψει σήμα κινδύνου. Για να αποφευχθεί αυτό το ενδεχόμενο πρέπει να τοποθετηθεί ο αισθητήρας σε κεντρικό σημείο. Επιπλέον ρόλο στην καθυστέρηση της ανίχνευσης της υποξαιμίας διαδραματίζουν η υποθερμία, η φλεβική παρεμπόδιση, η επίδραση ενός νευρικού μπλοκ, η κίνηση, η αγγειοσυστολή και η αύξηση του χρόνου που απαιτείται ώστε να υπολογιστούν οι μέσοι όροι των παλμικών σημάτων.

Ερευνητές παρατήρησαν εξάλλου ότι και η κίνηση του ασθενούς (όταν δεν ήταν σε κατάσταση νάρκωσης) μπορούσε να επηρεάσει το παλμικό οξύμετρο ώστε αυτό να αδυνατεί να διακρίνει τους φυσιολογικούς αρτηριακούς σφυγμούς ή την υποξαιμία. Αυτό συμβαίνει όταν η κίνηση γίνεται πριν από την έναρξη της λειτουργίας του μόνιτορ και δείχνει λάθος τους παλμούς ή από παραμορφωμένες κυματομορφές. Η τοποθέτηση του αισθητήρα σε διαφορετικό άκρο από αυτό που διεγείρεται, επίλυσε το πρόβλημα και ειδικά η τοποθέτηση των probes σε αυτί, μάγουλο ή μύτη όταν οι ασθενείς δεν ήταν συνεργάσιμοι ή έχουν μικρά άκρα (όπως τα νεογνά). Σε ότι αφορά

στην κίνηση υπήρξαν ακόμη ρυθμίσεις στη λειτουργία του οξύμετρου ώστε να εξάγονται οι μέσοι όροι και να παρουσιάζονται με ακρίβεια οι παλμοί. Η μέθοδος είχε εντυπωσιακά αποτελέσματα καθώς τα αποτελέσματα είχαν εντυπωσιακή ακρίβεια ανεξάρτητα από την κίνηση. Στην αγορά κυκλοφορούν συσκευές οι οποίες χρησιμοποιούν την R του ηλεκτροκαρδιογραφήματος για να συγχρονίσουν την οπτική μέτρηση και αποβάλλουν τα τμήματα του θορύβου που έχουν σχέση με την κίνηση περιορίζοντας αισθητά το πρόβλημα.

Η εξέλιξη της τεχνολογίας στον τομέα της παλμικής οξυμετρίας αντιμετώπισε και το πρόβλημα των ηλεκτρικών παρεμβολών από μία ηλεκτροχειρουργική μονάδα που προκαλούσε λάθος ένδειξη του παλμού (μείωση κορεσμού οξυγόνου όταν αυτό δεν ίσχυε). Η εφαρμογή ενός μόνιτορ έλυσε το πρόβλημα καθώς αυτό μπορούσε να αναγνωρίσει ηλεκτρικές παρεμβολές. Στην επιτυχία της συσκευής συνέβαλαν: η τοποθέτηση του ηλεκτροχειρουργικού πιάτου πιο κοντά ενώ το οξύμετρο τοποθετήθηκε πιο μακριά από το πεδίο του χειρουργείου, το καλώδιο του αισθητήρα προς την συσκευή, οδηγήθηκε μακριά από τον ηλεκτροχειρουργική μηχανισμό όπως επίσης ο αισθητήρας και η κονσόλα του οξυμέτρου που τέθηκαν σε σημείο ώστε να απέχουν αρκετά από τον χειρουργικό χώρο κ.ά.

Ακόμη και το βαμμένο με σκούρες αποχρώσεις ή συνθετικό νύχι μπορεί να αλλοιώσει τις ενδείξεις κορεσμού. Και σε αυτή την περίπτωση χρειάζεται να υπάρχει τοποθέτηση του φωτός ώστε να διέρχεται από τα πλάγια του δαχτύλου από την μια πλευρά στην άλλη. Μύκητες, σκόνη ή ξηραμένο αίμα έχουν αναφερθεί επίσης ως παράγοντες που επηρεάζουν τα δεδομένα της οξυμετρίας. καρδιολογικά προβλήματα του εξεταζόμενου μπαίνουν στη λίστα με τους παράγοντες που ενδέχεται να δώσουν μη ακριβή δεδομένα στην παλμική οξυμετρία, ειδικά όταν οι χτύποι της καρδιάς δεν είναι κανονικοί. Οι ενδείξεις ενός πολλαπλού πακέτου κυματομορφών της αρτηριακής πίεσης, προκαλεί σύγχυση στη συσκευή η οποία αδυνατεί να δώσει ενδείξεις.

Σύνηθες φαινόμενο αποτελεί επίσης το να παρουσιάζονται διαφορετικά αποτελέσματα στον ίδιο ασθενή μεταξύ διαφορετικών τύπων συσκευών. Αυτό οφείλεται στις διαφορές που εντοπίζονται στον τρόπο βαθμονόμησης και στην διαφορετική χρονική διάρκεια για την ανίχνευση του αποκορεσμού. Ο υπό-αερισμός και η υπερ-καρδία παρατηρούνται κυρίως στην περίπτωση που ο ασθενής δέχεται έξτρα οξυγόνο και σε

αυτές τις καταστάσεις απαιτείται η χρήση του καπνογραφήματος. Στην εφαρμογή της παλμικής οξυμετρίας εξετάζεται και ο παράγοντας της υπεραιμίας στην περίπτωση που η ροή του τριχοειδούς και φλεβικού αίματος είναι μεταβαλλόμενη. Όπως εξηγήθηκε αναλυτικά παραπάνω το φως που απορροφάται από αυτές τις πηγές μπορεί να προκαλέσει ζητήματα ακρίβειας μέτρησης του κορεσμού από την συσκευή. Το ίδιο παρατηρείται και όταν το οξύμετρο βρίσκεται κοντά στην περιοχή που γίνεται μετάγγιση αίματος καθώς η ταχεία έγχυση του αίματος ίσως δείξει μειώσεις στον κορεσμό. Σε ορισμένες συσκευές παρατηρήθηκε να δείχνουν παλμό μολονότι δεν υπήρχε επαρκής σκέδαση στους ιστούς ή ακόμη ότι δεν υπήρχε πραγματικός παλμός ενώ αυτό δε συνέβαινε. Το φως που υπήρχε στο περιβάλλον έδινε λανθασμένο σήμα.

## 2.8 Χρήση παλμικής οξυμετρίας

Οι συσκευές της παλμικής οξυμετρίας χρησιμοποιούνται στις περιπτώσεις:

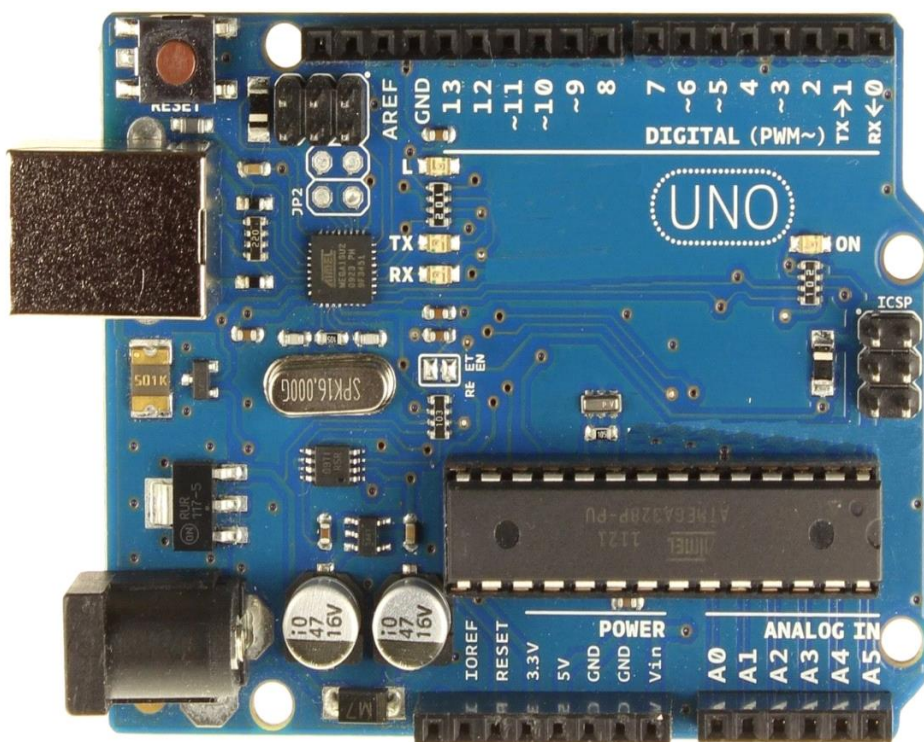
- Σε όλους όσους βρίσκονται σε κρίσιμη κατάσταση, έχουν οριακή οξυγόνωση ή είναι σε νάρκωση
- Κινδύνου υποξαιμίας
- Κατά την διάρκεια της αναισθησίας για την έγκαιρη ανίχνευση υποξαιμίας
- Σε επεμβατικές διαδικασίες (τοποθέτηση βρογχοσκοπίου ενδοσκοπίου κ.α διότι αυξάνεται ο κίνδυνος υποξαιμίας λόγω της διάρκειας, των φαρμάκων και άλλων παραγόντων.
- Μετά την αναισθησία λόγω των αναισθητικών, ηρεμιστικών και άλλων οπιοειδών που λαμβάνει ο ασθενής
- Στις μονάδες επειγόντων περιστατικών για την έγκαιρη διάγνωση της κατάστασης.
- Όταν ανιχνεύεται η άπνοια στη διάρκεια του ύπνου (νυχτερινή οξυμετρία).
- Σε ενήλικες και παιδιά που παίρνουν φάρμακα (για αύξηση της πίεσης, αγγειοδιασταλτικά, για νάρκωση ή αναλγητικά) που οδηγούν σε αλλαγές στην οξυγόνωση.

## Κεφάλαιο 3ο: Λειτουργία και ανάλυση υλικών

### 3.1 Υλικά που χρησιμοποιήθηκαν

Για την κατασκευή του παλμικού οξυμέτρου χρησιμοποιήθηκαν τα υλικά τα οποία αναφέρονται σε αυτή την ενότητα:

- Το Arduino Uno R3, το οποίο χρησιμοποιήθηκε ως την βάση για την δημιουργία του παλμικού οξυμέτρου καθώς με τις 14 ψηφιακές εισόδους/εξόδους και τις 6 αναλογικές εισόδους είναι το ιδανικό για την παρουσίαση της εφαρμογής.



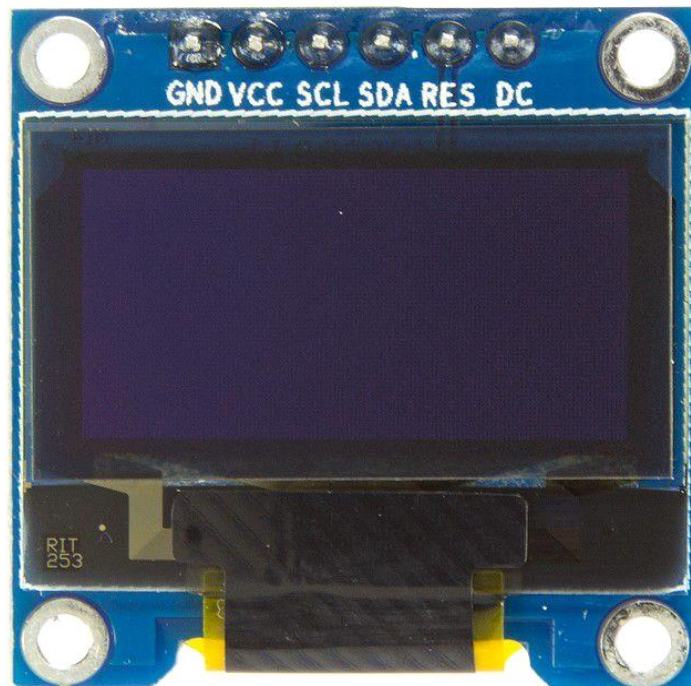
Σχήμα 3.1: Arduino UNO R3

- Ο αισθητήρας MAX 30100, ο οποίος είναι ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα μέτρησης του κορεσμού αλλά και του παλμού της καρδιάς.



Σχήμα 3.2: Αισθητήρας MAX 30100

- Μια οθόνη OLED 0.96", ώστε να απεικονίζονται τα αποτελέσματα των μετρήσεων του συστήματος μέτρησης παλμικής οξυμετρίας.



Σχήμα 3.3: OLED 0.96"

- Καλώδια( ακροδέκτες) για τη σύνδεση των pins μεταξύ τους.
- Ένα ράστερ το οποίο είναι απαραίτητο για την ένωση όλων των επιμέρους στοιχείων της κατασκευής.

### **3.2 Τρόπος λειτουργίας συσκευής**

Η συσκευή διαθέτει δυο LED , ένα που εκπέμπει κόκκινο φως και ένα που εκπέμπει υπέρυθρο. Για την ανίχνευση των παλμών της καρδιάς απαιτείται μόνο το υπέρυθρο φως . όμως, τόσο το κόκκινο φως όσο και το υπέρυθρο χρησιμοποιούνται για την μέτρηση των επίπεδων οξυγόνου στο αίμα.

Συγκεκριμένα , όταν η καρδιά αντλεί αίμα παρατηρείται αύξηση της οξυγόνωσης του αίματος ακριβώς επειδή αντλείται περισσότερο αίμα. Όταν η καρδιά ηρεμεί συμβαίνει το ακριβώς αντίθετο , δηλαδή να μειώνεται το οξυγόνο στο αίμα. Γνωρίζοντας τον χρόνο μεταξύ της αύξησης και της μείωσης του οξυγονωμένου μπορούμε και να υπολογίσουμε τον παλμικό ρυθμό.

Ισχύει ότι το οξυγονωμένο αίμα απορροφά περισσότερο υπέρυθρο φως και αφήνει να περάσει περισσότερο κόκκινο φως ενώ το αίμα με λιγότερο οξυγόνο λειτουργεί με τον ακριβώς αντίθετο τρόπο. Αυτή ακριβώς είναι και η συνθήκη πάνω στην οποία στηρίζεται η λειτουργία του αισθητήρα MAX 30100, ο οποίος διαβάσει τα επίπεδα απορρόφησης και για τις δυο πηγές φωτός και τα αποθηκεύει σε ένα buffer από όπου και διαβάζονται με την χρήση του πρωτόκολλου I2C.

### **3.3 Πλατφόρμα ARDUINO**

Για την πραγματοποίηση της πτυχιακής εργασίας παρουσίασης του παλμικού οξύμετρου χρησιμοποιείται η αναπτυξιακή πλατφόρμα Arduino και ειδικότερα η πλατφόρμα UNO R3.

Το Arduino είναι μια ηλεκτρονική πλατφόρμα ανοικτού κώδικα και σχεδιασμού, που βασίζεται σε ευέλικτο και εύκολο στη χρήση υλικό και λογισμικό. Προορίζεται για ευρεία χρήση (καλλιτέχνες, σχεδιαστές, υλοποίηση χόμπι και δραστηριοτήτων), και γενικότερα για οποιονδήποτε ενδιαφέρεται να δημιουργήσει αλληλεπιδραστικά αντικείμενα ή περιβάλλοντα.

Συγκεκριμένα το σύστημα αποτελείται από ένα κύκλωμα που χρησιμοποιεί μικροελεγκτή, το οποίο διαθέτει ένα αριθμό πυλών οι οποίες λειτουργούν είτε ως είσοδοι είτε ως έξοδοι στα κυκλώματά μας. Αυτές οι είσοδοι ή έξοδοι δύναται να διαχειριστούν και να εφαρμοστούν με χρήση κώδικα στο περιβάλλον προγραμματισμού Arduino IDE που βασίζεται στη γλώσσα C/C++.

Στον παρακάτω πίνακα περιέχονται αναλυτικά τα χαρακτηριστικά της πλατφόρμας Arduino Uno.

Μικροελεγκτής	ATMEGA328
Τάση λειτουργίας	5V
Τάση εισόδου	7-12V
Όρια τάσης εισόδου	6-20V
Ψηφιακοί ακροδέκτες I/O	14, (6 PWM έξοδοι)
Αναλογικοί ακροδέκτες εισόδου	6
Ισχύς συνεχόμενου ρεύματος ανά ακροδέκτη	40mA
Ισχύς συνεχόμενου ρεύματος για ακροδέκτη τάσης 3.3V	50mA
Μνήμη flash	32KB (ATMEGA328)
Μνήμη SRAM	2KB (ATMEGA328)
Μνήμη EEPROM	1KB (ATMEGA328)
Ταχύτητα ρολογιού	16MHz

*Πίνακας 3.1 : Χαρακτηριστικά λειτουργίας Arduino Uno*

### 3.3.1 Τροφοδοσία

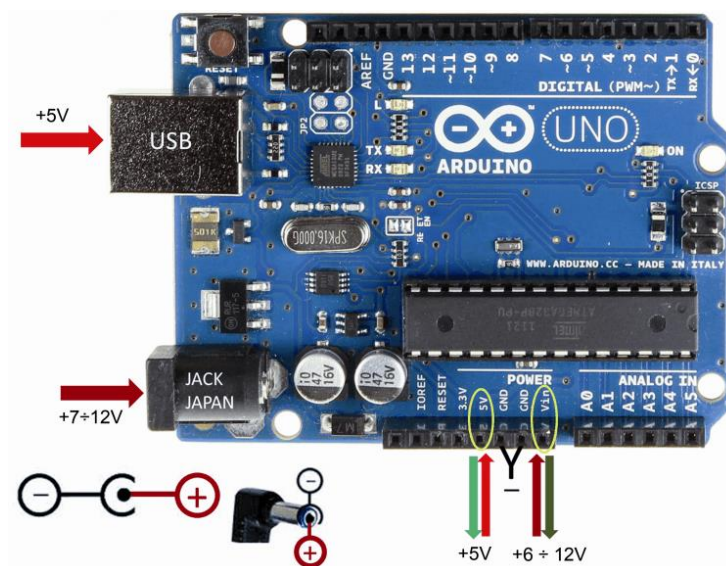
Η τροφοδοσία του προγράμματος Arduino καθίσταται δυνατή με τις εξής μεθόδους:

1. Συνδέοντας ένα USB στον ηλεκτρονικό υπολογιστή

2. είτε από εξωτερική τροφοδοσία που παρέχεται μέσω μιας υποδοχής φινιρών των 2.1mm που βρίσκεται στην κάτω αριστερή γωνία (για την σωστή λειτουργία του η τροφοδοσία θα πρέπει να είναι από 7V έως 12V).

Η εικόνα 4 παρουσιάζει τις εισόδους και εξόδους τροφοδοσίας του Arduino UNO.

Εικόνα 4: Είσοδοι/Εξόδοι Τροφοδοσίας



Σχήμα 3.4: Τροφοδοσίες Arduino Uno R3

Οι ακροδέκτες τροφοδοσίας είναι οι ακόλουθοι:

- **V<sub>in</sub>**: Η τάση εισόδου της πλακέτας όταν χρησιμοποιεί εξωτερική πηγή ενέργειας. Η τροφοδοσία τάσης γίνεται μέσω αυτού του ακροδέκτη.
- **5V**: Η τάση που χρησιμοποιείται από τα διάφορα μέρη της πλακέτας και το μικροελεγκτή είναι 5V. Η τάση αυτή, την οποία δίνει αυτός ο ακροδέκτης, είναι είτε η τάση 5V που δίνει η σύνδεση με USB, είτε η ρυθμισμένη τάση που δίνεται μέσω του V<sub>in</sub>.

- **3.3V:** Η τάση αυτή παράγεται από το ολοκληρωμένο FTDI. Το όριο άντλησης ρεύματος είναι 50mA.
- **GND:** Είσοδοι γείωσης.

### 3.3.2 Ψηφιακές και αναλογικές εισοδοι

Οι 14 ψηφιακές θύρες εισόδου-εξόδου (digital input/output pins) της συσκευής Arduino Uno R3 ονοματίζονται με τη χρήση αριθμών από το 0 μέχρι το 13. Αντίστοιχα, οι έξι αναλογικές εισοδοι που διαθέτει (analog input pins) παίρνουν το όνομά τους από τα νούμερα 0 εως 5 και με το κεφαλαίο A να προηγείται πάντα ( παράδειγμα: «A1»)

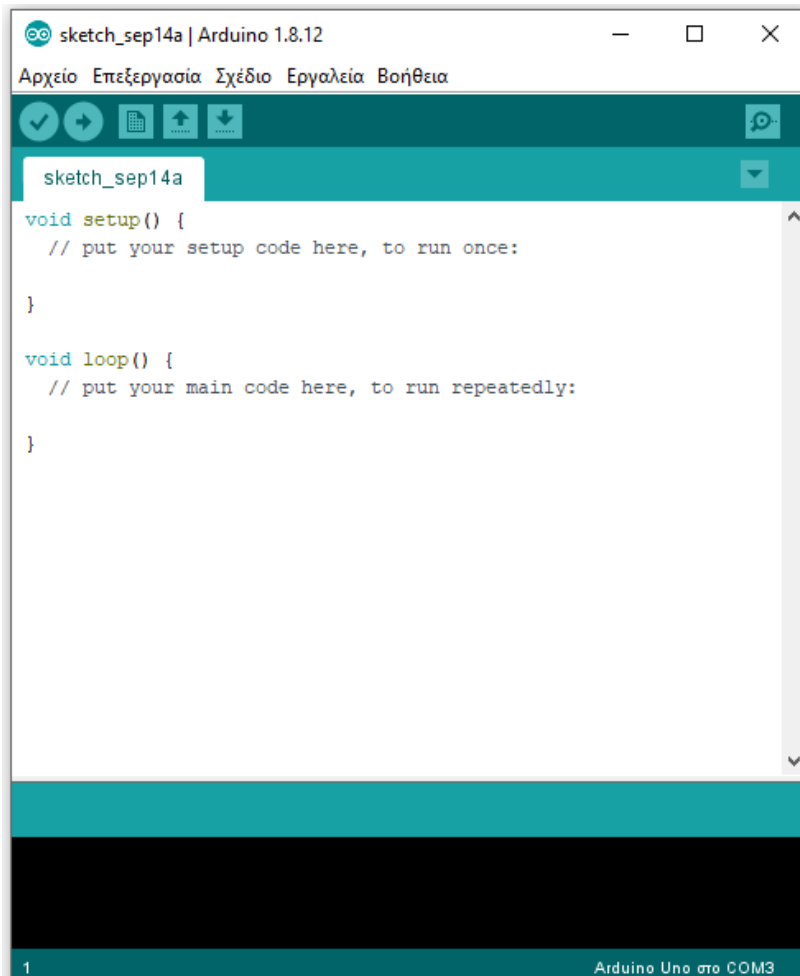
- Για **ψηφιακή είσοδο**, χρησιμοποιούνται οι 14 ψηφιακές 0..13. Όταν δουλεύουν ψηφιακά, η είσοδος μπορεί να είναι ή 0 ή 5V, με τον χαρακτηρισμό LOW ή HIGH .
- Για **ψηφιακή έξοδο**, χρησιμοποιούνται οι 14 ψηφιακές 0..13. Όταν δουλεύουν ψηφιακά, η έξοδος μπορεί να είναι 0 ή 5V, με τον χαρακτηρισμό LOW ή HIGH όπως παρουσιάζεται παρακάτω.
- Για **αναλογική είσοδο**, δηλαδή να διαβάσουμε τιμές ρεύματος στο διάστημα 0 έως 5V, χρησιμοποιούμε τις έξι αναλογικές θύρες A0..A5.
- Για **αναλογική έξοδο**, μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε τις έξι PWM ψηφιακές θύρες (3, 5, 6, 9, 10, 11), οι οποίες θα μας δώσουν ρεύμα εξόδου όποιας τιμή θέλουμε στο διάστημα από 0 έως 5V.

### 3.3.3 Arduino IDE

Η εφαρμογή προγραμματισμού που παρέχεται από την πλατφόρμα Arduino, περιλαμβάνει την απαραίτητη γραμμή εργαλείων, συγκεκριμένο χώρο για την εμφάνιση των μηνυμάτων και μια κονσόλα κειμένου. Στο συγκεκριμένο πρόγραμμα καθίσταται δυνατή η σύνθεση του κώδικα (το όνομα “sketch” έχει δοθεί στον κώδικα που σχεδιάστηκε αποκλειστικά για το Arduino). Μέσω τη σύνδεσης του προγράμματος επεξεργασίας με το hardware της πλατφόρμας Arduino, γίνεται εφικτή η φόρτωση προγραμμάτων, αλλά και η διατήρηση επαφής με αυτά.

Το Arduino IDE είναι βασισμένο σε Java και συγκεκριμένα παρέχει:

- Ένα πρακτικό περιβάλλον για τη συγγραφή των προγραμμάτων, με συντακτική χρωματική σήμανση.
- Μερικές έτοιμες βιβλιοθήκες για προέκταση της.
- Τον compiler για τη μεταγλώττιση των sketch.
- Μία σειριακή οθόνη (serial monitor) που παρακολουθεί τις επικοινωνίες της σειριακής (USB), αναλαμβάνει να στείλει αλφαριθμητικά στο Arduino μέσω αυτής και είναι ιδιαίτερα χρήσιμο για την αποσφαλμάτωση των sketch.
- Την επιλογή για ανέβασμα των μεταγλωττισμένων sketch στο Arduino.



Σχήμα 3.5: Περιβάλλον συγγραφής κώδικα Arduino IDE

Η γλώσσα του Arduino βασίζεται στη γλώσσα Wiring μια παραλλαγή C/C++ για μικροελεγκτές αρχιτεκτονικής AVR όπως ο ATmega, και υποστηρίζει όλες τις βασικές δομές της C καθώς και μερικά χαρακτηριστικά της C++. Για compiler χρησιμοποιείται ο AVR gcc και ως βασική βιβλιοθήκη C χρησιμοποιείται η AVR libc.

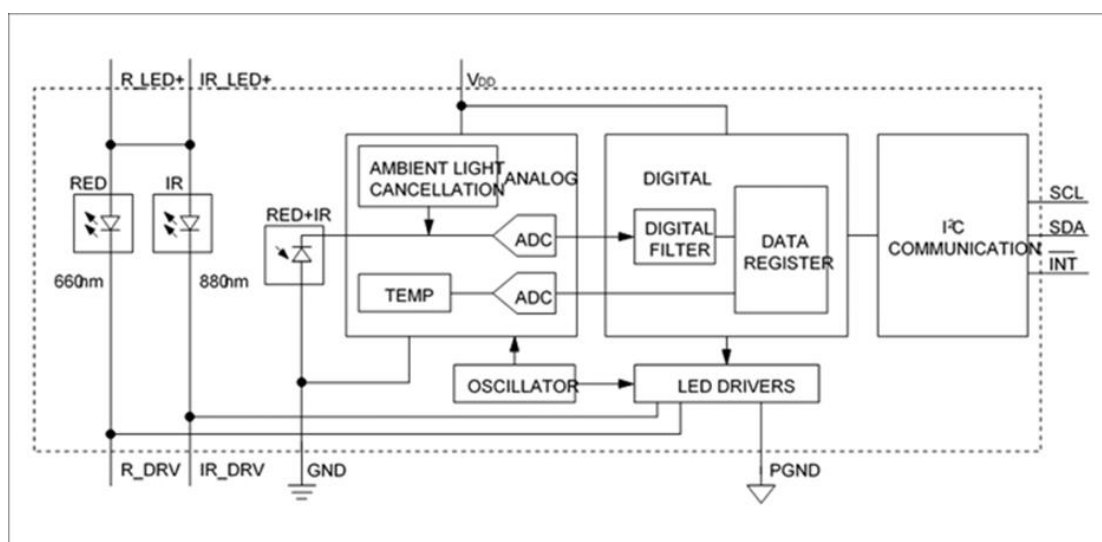
Λόγω της καταγωγής της από τη C, στη γλώσσα του Arduino, μπορούν να χρησιμοποιηθούν ουσιαστικά οι ίδιες βασικές εντολές και συναρτήσεις, με την ίδια σύνταξη, τους ίδιους τύπων δεδομένων και τους ίδιους τελεστές όπως και στη C. Πέρα από αυτές όμως, υπάρχουν κάποιες ειδικές εντολές, συναρτήσεις και σταθερές που βοηθούν για τη διαχείριση του ειδικού hardware του Arduino.

Τα προγράμματα του Arduino διαιρούνται σε τρία μέρη: δομή (structure), τιμές (values) και συναρτήσεις (functions).

## 3.4 Αισθητήρας MAX 30100

### 3.4.1 Λειτουργία

Ο αισθητήρας MAX 30100 είναι ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα που έχει την δυνατότητα να μετρήσει και να παρακολουθήσει την παλμική οξυμετρία και τον καρδιακό παλμό. Για την λειτουργία του αισθητήρα, απαιτούνται από 1,8 V έως 3.3V. Ο αισθητήρας μπορεί να τροφοδοτηθεί μέσω λογισμικού με την χρήση ελάχιστου ρεύματος και να παραμείνει συνδεδεμένο στο ρεύμα διαρκώς. Ένα από τα πλεονεκτήματα του αισθητήρα αποτελεί και η ικανότητα του να προσφέρει πολύ μικρό συνολικό μέγεθος λύσης, χωρίς όμως να θυσιάζεται η ηλεκτρική ή οπτική απόδοση. Τα εξωτερικά εξαρτήματα για τα οποία υπάρχει η δυνατότητα ενσωμάτωσης στο σύστημα του αισθητήρα, είναι ελάχιστα και συγκεκριμένα, χωρίς να επηρεάζουν ιδιαίτερα την απόδοσή του. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα, να διατηρείται σε χαμηλά επίπεδα το κόστος λειτουργίας του.

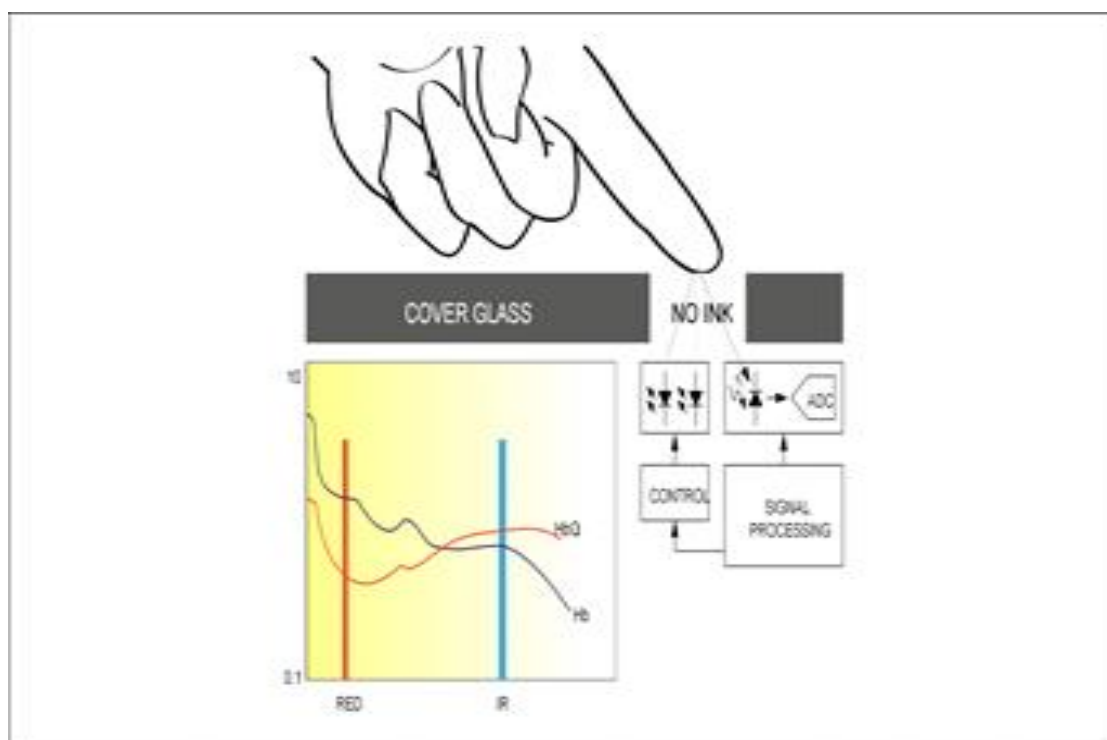


Σχήμα 3.6: Διάγραμμα λειτουργίας αισθητήρα

Τα ψηφιακά δεδομένα που παράγει το λογισμικό του αισθητήρα, αποθηκεύονται με την μέθοδο αποτίμησης FIFO και σε βάθος 16-bit εντός της συσκευής. Με αυτόν τον τρόπο ο χρήστης έχει την δυνατότητα να διαμορφώσει τον αισθητήρα όπως επιθυμεί, μέσω του λογισμικού καταχώρησης. Η μέθοδος FIFO, επιτρέπει ακόμα στον αισθητήρα MAX 30100 να συνδέεται με τον μικροελεγκτή ή τον μικροεπεξεργαστή μέσω ενός κοινού διαύλου επικοινωνίας. Σε αυτήν την περίπτωση, ωστόσο, τα δεδομένα δεν διαβάζονται με συνοχή ροή από τον καταχωρητή της συσκευής.

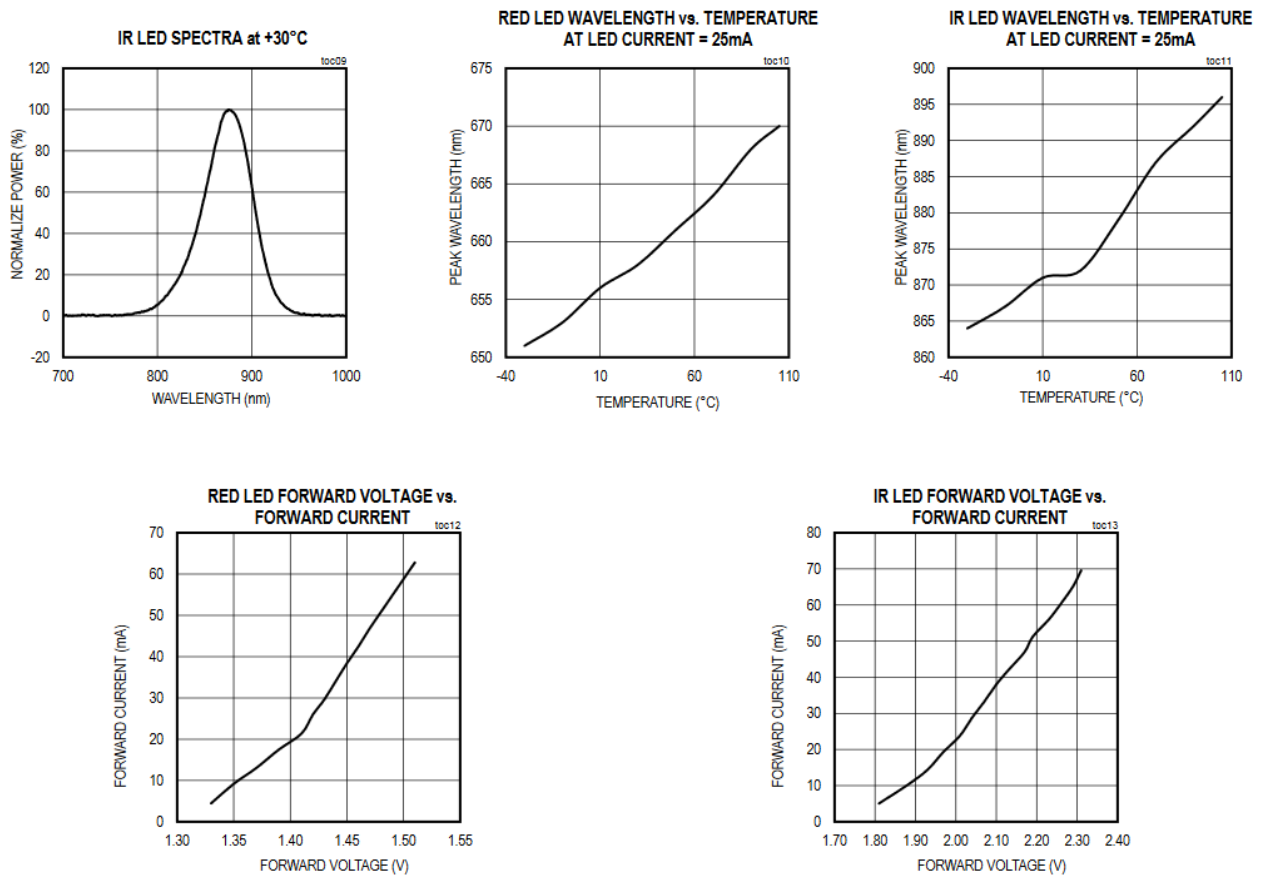
Η λειτουργία του συγκεκριμένου αισθητήρα συνδυάζει επίσης έναν ανιχνευτή φωτός προκειμένου να έχει την ικανότητα καταγραφής της ποσότητας του φωτός που διαπερνά το σημείο μέτρησης. Για τη λήψη αυτής της μέτρησης το φως εκπέμπεται από δύο LED. Με αυτό τον τρόπο το σήμα βελτιστοποιείται και επεξεργάζεται για να μεταφραστεί και να αποδοθεί τελικά σε παλμική οξυμετρία και καρδιακό παλμό.[12]

Για την ασφάλεια των δεδομένων, ο αισθητήρας MAX 30100 περιέχει ένα υποσύστημα μέτρησης του SpO<sub>2</sub>. Το υποσύστημα αυτό έχει την ικανότητα να απομονώνει το φως του περιβάλλοντος, ώστε να μην παρεμβάλλεται και να προκαλεί αλλοίωση των αποτελεσμάτων της μέτρησης. Επιπλέον χρησιμοποιεί τον μετατροπέα delta-sigma ο οποίος αποδίδει το σήμα από αναλογικό σε ψηφιακό στα 16-bit καθώς και ένα φίλτρο διακριτού χρόνου.

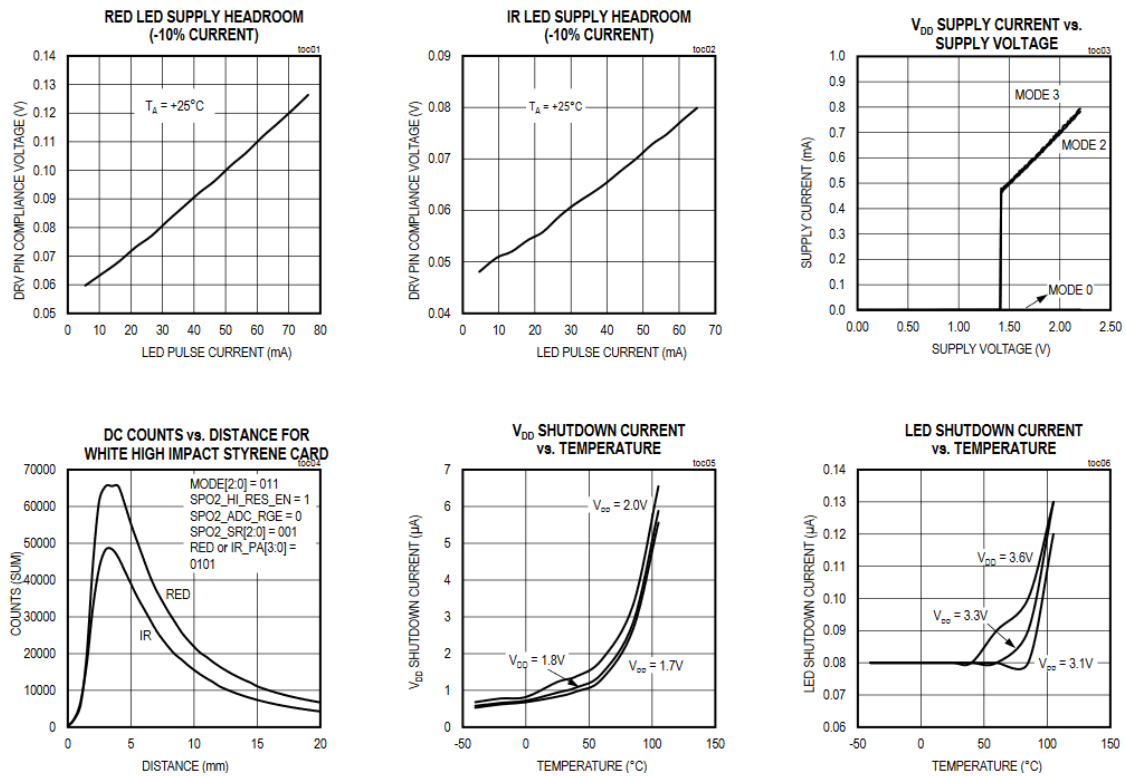


Σχήμα 3.7: Μπλοκ διάγραμμα αισθητήρα

Ο μετατροπέας σήματος από αναλογικό σε ψηφιακό (Delta-Sigma) για την εύρεση του  $\text{SpO}_2$ , επεξεργάζεται τα δείγματα σε συνεχόμενο χρόνο και με ανάλυση έως και 16-bit. Ο ρυθμός εξόδου των δεδομένων της ανάλυσης δύναται να ρυθμιστεί από 50Hz έως 1kHz. Το διακριτό φίλτρο που περιέχει ο μετατροπέας, έχει τη δυνατότητα να απορρίπτει τις παρεμβολές των 50/60Hz όπως επίσης και το θόρυβο του περιβάλλοντος ακόμη και όταν εκπέμπεται σε χαμηλές συχνότητες.



Σχήμα 3.8: Χαρακτηριστικές καμπύλες λειτουργίας(1)



Σχήμα 3.9: Χαρακτηριστικές καμπύλες Λειτουργίας MAX 30100 (2)

### 3.4.2 Αισθητήρας θερμοκρασίας του MAX 30100

Μια ακόμη -ενισχυτική σε ότι αφορά στην ακρίβεια των δεδομένων- παράμετρος που εντοπίζεται στον αισθητήρα MAX 30100 αφορά στον αισθητήρα θερμοκρασίας ο οποίος παρέχει τη δυνατότητα στον χρήστη να βαθμονομήσει το ποσοστό εξάρτησης του SpO2 από τη θερμοκρασία που λαμβάνει. Ο αλγόριθμος που χρησιμοποιείται δεν είναι ιδιαίτερα ευαίσθητος στα μήκη κύματος των υπέρυθρων LED. Αντίθετα, είναι ιδιαίτερα ευαίσθητος στα μήκη κύματος των κόκκινων LED και τα δεδομένα που λαμβάνονται από αυτά είναι κρίσιμα για την ακρίβεια των αποτελεσμάτων.

### 3.4.3 LED αισθητήρα

Επιπρόσθετα τα LED που ενσωματώνονται στον αισθητήρα MAX 30100 (κόκκινα και υπέρυθρα LED), κατευθύνουν σφυγγούς ώστε να μετρηθεί το SpO2 αλλά και ο καρδιακός σφυγγός του ασθενή. Το ρεύμα λειτουργίας των LED βρίσκεται μεταξύ των

0mA και 50mA, με την προϋπόθεση την ύπαρξη σωστής τάσης τροφοδοσίας. Επίσης τα LED μπορεί να προγραμματιστούν ώστε το πλάτος του σφυγμού να είναι από 200μs έως 1,6ms. Αυτή η πρακτική έχει στόχο τη μέγιστη ακρίβεια στις μετρήσεις αλλά και την χαμηλή κατανάλωση ρεύματος ανάλογα με τον τρόπο χρήσης και των αναγκών του χρήστη.

### 3.4.4 Μετατροπέας ΔΕΛΤΑ-ΣΙΓΜΑ

Η διαμόρφωση σήματος delta-sigma μετατρέπει ένα αναλογικό σήμα ρεύματος σε συχνότητα παλμών

Τα βασικά στοιχεία του διαμορφωτή Σίγμα -Δέλτα συνίσταται σε:

- Έναν ολοκληρωτή
- Έναν συγκριτή
- Έναν ενισχυτή διαφοράς
- Έναν μετατροπέα ψηφιακού σε αναλογικό 1-bit (DAC)

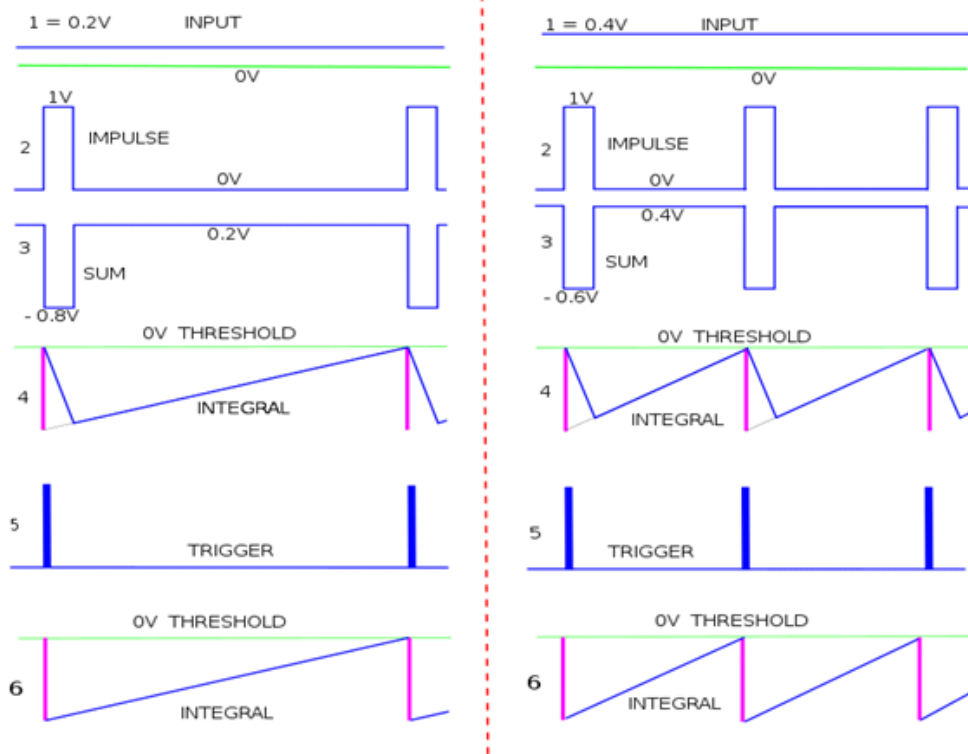
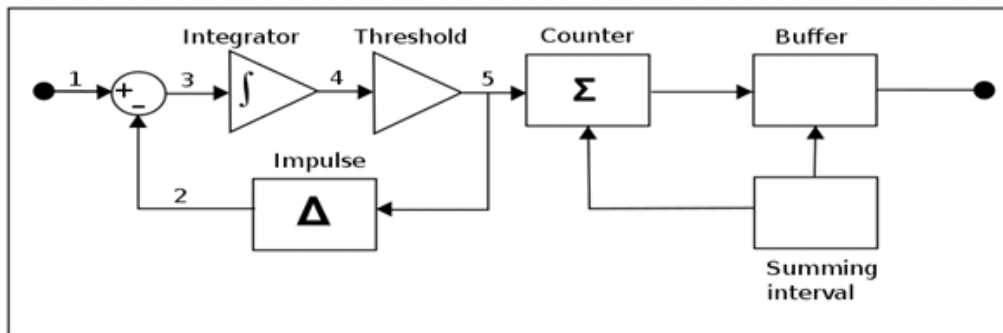
Η αναλογική τάση εισόδου και η έξοδος του 1-bit DAC είναι οι είσοδοι του Difference amplifier, και παρέχουν με αυτόν τον τρόπο μια αναλογική διαφορά τάσης. Αυτή η διαφορά παρουσιάζεται ως είσοδος στον ολοκληρωτή. Η έξοδος του ολοκληρωτή τροφοδοτεί τον συγκριτή (ADC 1-bit). Εάν η έξοδος του ολοκληρωτή είναι μεγαλύτερη από μηδέν, ο συγκριτής δίνει μια έξοδο '1' και εάν η έξοδος του ολοκληρωτή είναι μικρότερη από μηδέν, τότε η τιμή της εξόδου είναι '0'. Η ψηφιακή έξοδος του 1-bit ADC αποτελεί την έξοδο του Σίγμα-Δέλτα διαμορφωτή, ενώ ταυτόχρονα διοχετεύεται πίσω μέσω ενός DAC 1-bit. Το 1-bit DAC αποτελεί ένα απλό κύκλωμα πολυπλέκτη, το οποίο ελέγχεται από την έξοδο του συγκριτή για να προσδιοριστεί αν η τιμή + Vref ή -Vref αθροίζεται με την είσοδο.

Το ψηφιακό τμήμα αφορά σε ένα ψηφιακό φίλτρο το οποίο έχει θετική συνέπεια στη μέτρηση του SNR (το οποίο θα μελετηθεί παρακάτω). Η συνέχεια λειτουργίας περιλαμβάνει τη διαδικασία μείωσης των δειγμάτων, ώστε να επιτευχθεί η αρχική

συχνότητα. Στην επεξεργασία ψηφιακού σήματος, επιτυγχάνεται ο αποδεκατισμός (decimator). Ο όρος αφορά τη διαδικασία αναδειγματοληψίας (resampling) σε ένα σύστημα επεξεργασίας ψηφιακού σήματος πολλαπλού ρυθμού.

Ο Sigma Delta ADC χρησιμοποιείται σε εφαρμογές όπου απαιτείται μεγάλο resolution όταν υπάρχει ένα μικρό εύρος συχνοτήτων. Ορισμένες από αυτές τις εφαρμογές είναι:

- μετατροπές δεδομένων σε εφαρμογές επικοινωνίας (voiceband και ήχου),
- ασύρματα δίκτυα αισθητήρων (απαιτείται υψηλό resolution και χαμηλή ισχύ)



Typical waveforms

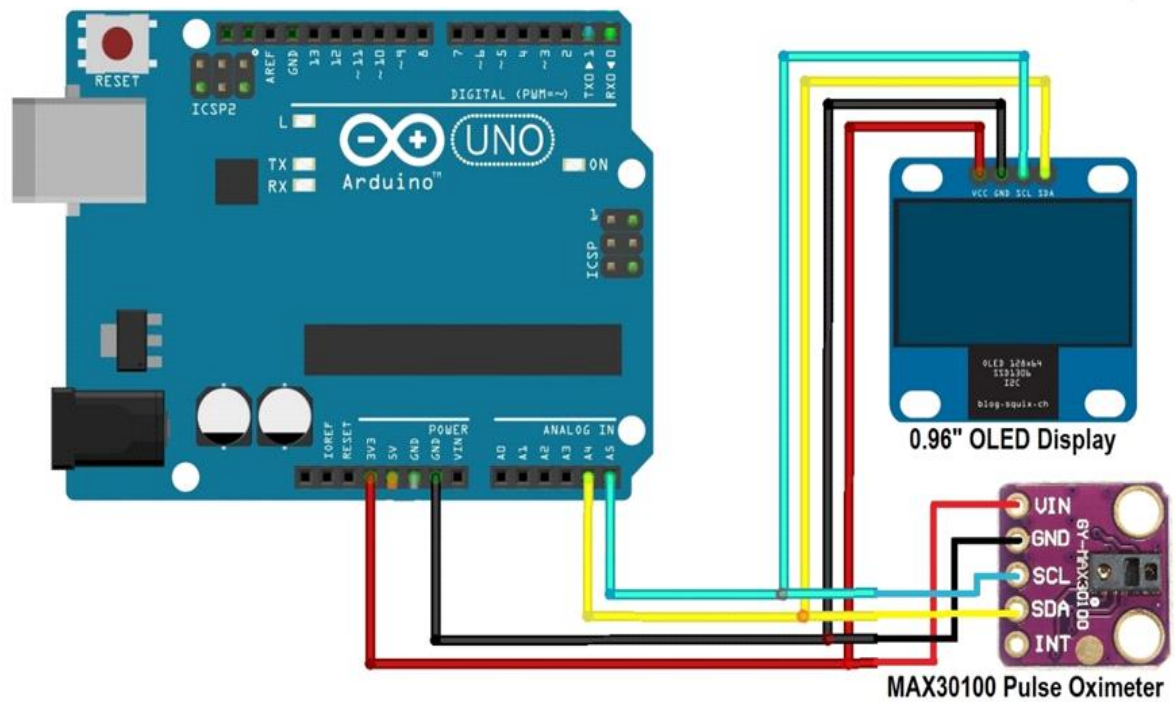
Σχήμα 3.10: Μπλοκ διάγραμμα και κυματομορφές

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4ο: Διαδικασία υλοποίησης**

Στο παρακάτω κεφάλαιο παρουσιάζεται βήμα η υλοποίηση του παλμικού οξυμέτρου με την χρήση της αναπτυξιακής πλατφόρμας Arduino. Επιπλέον γίνεται δοκιμή του παλμικού οξυμέτρου σε πραγματικές συνθήκες καθώς και σύγκριση των αποτελεσμάτων των μετρήσεων με εάν παλμικό οξύμετρο του εμπορίου.

### **4.1 Σχεδιασμός κατασκευής**

Το πρώτο βήμα ήταν ο σχεδιασμός του κυκλώματος σύνδεσης των περιφερειακών στοιχείων της κατασκευής πάνω στην πλατφόρμα Arduino UNO R3 η οποία αποτέλεσε βάση για ολόκληρο το σύστημα. Η επιλογή της συγκεκριμένης πλατφόρμας έγινε με γνώμονα τις πολλαπλές δυνατότητες που προσφέρει, το φιλικό περιβάλλον προγραμματισμού για τον χρήστη, καθώς και το χαμηλό κόστος αγοράς.



Σχήμα 4.1: Σχέδιο κατασκευής

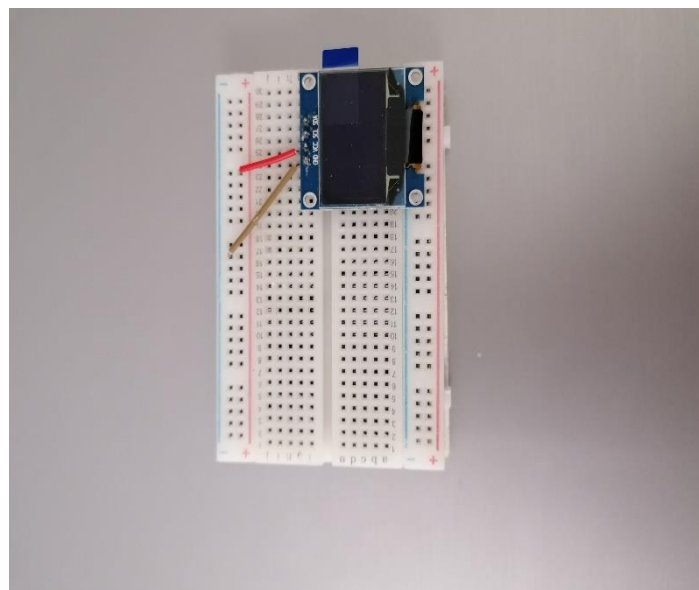
Η συνδεσμολογία των περιφερειακών στοιχείων πραγματοποιήθηκε με την χρήση ενός κοινού ράστερ και βραχυκυκλωτήρων μεγέθους που συνάδει με αυτό των pin, τόσο του ράστερ όσο και του Arduino UNO R3.



Σχήμα 4.2: Το Arduino Uno R3

## 4.2 Σύνδεση οθόνης OLED

Για την σύνδεση της οθόνης OLED των 0.96'' ιντσών στο ράστερ ήταν απαραίτητη η συγκόλληση των pin στις νησίδες της τυπωμένης πλακέτας πάνω στην οποία είναι τοποθετημένη. Η κόλληση πραγματοποιήθηκε με την χρήση κολλητηριού και καλά για μεγαλύτερη σταθερότητα.

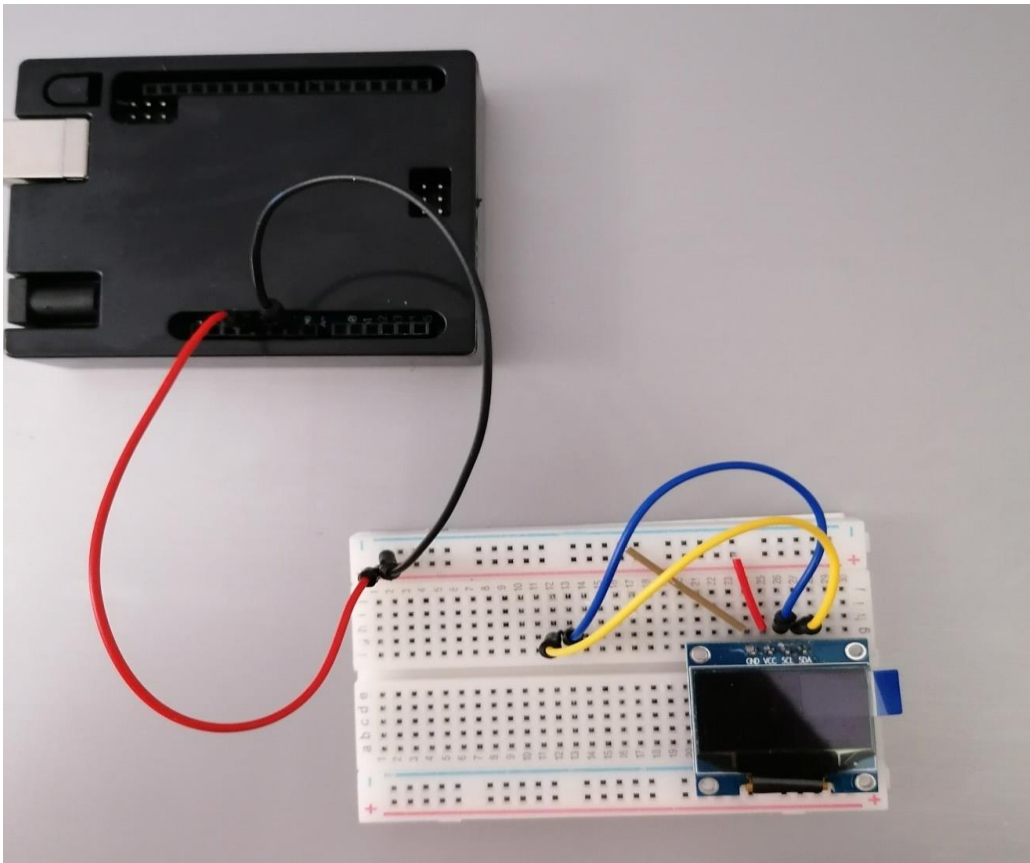


Σχήμα 4.3: Σύνδεση τροφοδοσίας οθόνης

Όσον αφορά την συνδεσμολογία των pin της οθόνης:

- **VCC** - συνδέεται στο pin των 3,3V που έρχεται από το Arduino

- **GND** - συνδέεται στην ανάλογη γραμμή της γείωσης από το Arduino
- **SCL** - συνδέεται με το pin A5 των αναλογικών εισόδων του Arduino και με το ανάλογο pin SCL του αισθητήρα MAX 30100
- **SDA** - συνδέεται με το pin A4 των αναλογικών εισόδων του Arduino και με το pin SDA του αισθητήρα MAX 30100



*Σχήμα 4.4: Σύνδεση τροφοδοσίας οθόνης από το Arduino*

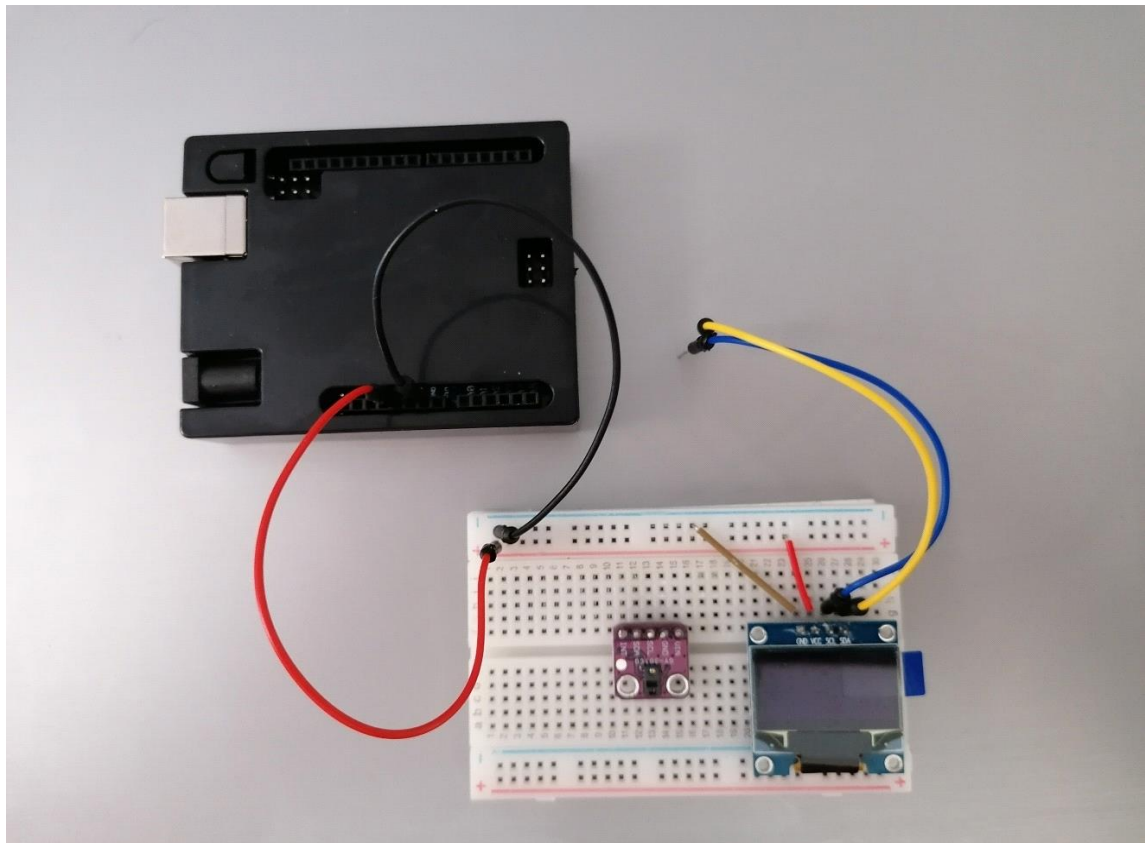
### **4.3 Σύνδεση αισθητήρα MAX 30100**

Ο αισθητήρας παλμικής οξυμετρίας MAX 30100 αποτελεί το βασικό στοιχείο του συστήματος παλμικής οξυμετρίας. Για την τοποθέτηση του τυπωμένου κυκλώματος πάνω στο ράστερ πραγματοποιήθηκε η ίδια διαδικασία συγκόλλησης pin στις νησίδες

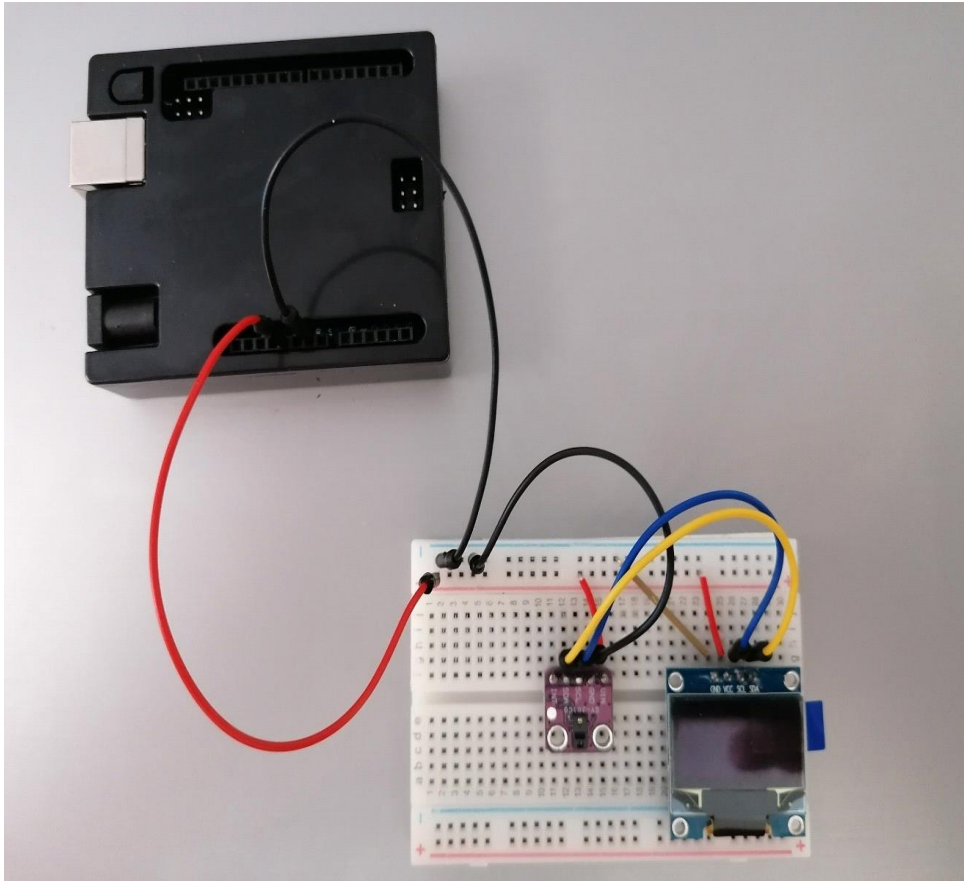
της πλακέτας με την χρήση καλαί και κολλητηριού. Ιδιαίτερη προσοχή πρέπει να ληφθεί στον τρόπο κόλλησης και την ποσότητα καλαί που θα χρησιμοποιηθεί ώστε να αποφευχθούν βραχυκυκλώματα και δυσλειτουργίες του αισθητήρα.

Οι συνδέσεις πραγματοποιήθηκαν με τον εξής τρόπο:

- **VIN** - συνδέεται στην τροφοδοσία των 3,3V από την πλακέτα Arduino
- **GND** - είναι η γείωση του αισθητήρα και συνδέεται στην
- **SDA** - συνδέεται με την οθόνη στο αντίστοιχο pin όπως και με το pin A4 των αναλογικών εισόδων του Arduino
- **SCL** - συνδέεται με το pin A5 των αναλογικών εισόδων του Arduino και με την οθόνη αντίστοιχα



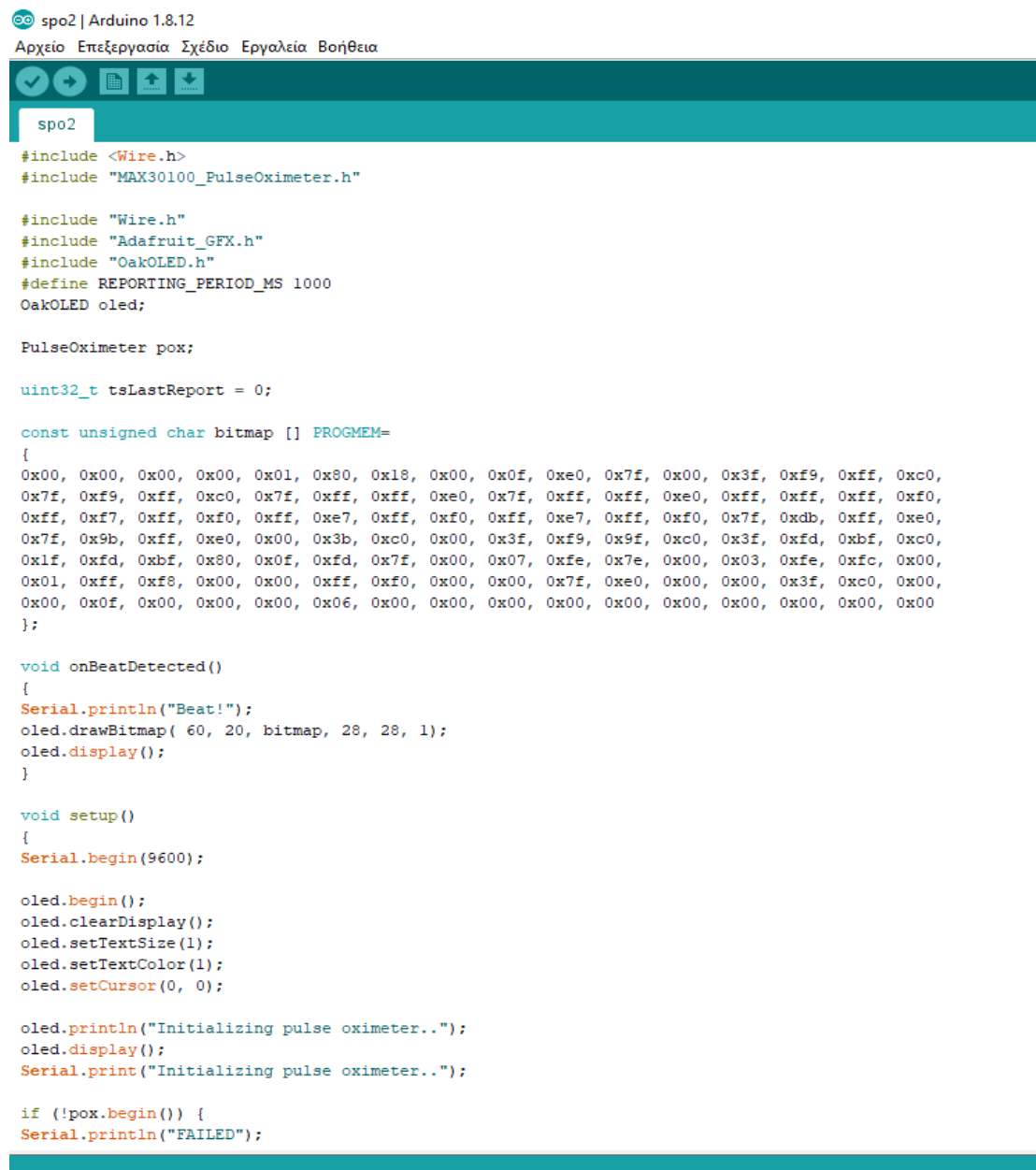
Σχήμα 4.5:Συνδεση αισθητήρα στο ράστερ



*Σχήμα 4.6 : Σύνδεση μεταξύ αισθητήρα και οθόνης*

## 4.4 Προγραμματισμός Arduino

Μετά την ολοκλήρωση της διαδικασίας κατασκευής του συστήματος παλμικής οξυμετρίας που αφορά το κομμάτι του Hardware ακολουθεί το κομμάτι του Software. Για την δημιουργία του λογισμικού με το οποίο θα λειτουργήσει το παλμικό οξύμετρο



```
spo2 | Arduino 1.8.12
Αρχείο Επεξεργασία Σχέδιο Εργαλεία Βοήθεια

spo2

#include <Wire.h>
#include "MAX30100_PulseOximeter.h"

#include "Wire.h"
#include "Adafruit_GFX.h"
#include "OakOLED.h"
#define REPORTING_PERIOD_MS 1000
OakOLED oled;

PulseOximeter pox;

uint32_t tsLastReport = 0;

const unsigned char bitmap [] PROGMEM=
{
0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x01, 0x80, 0x18, 0x00, 0x0f, 0xe0, 0x7f, 0x00, 0x3f, 0xf9, 0xff, 0xc0,
0x7f, 0xf9, 0xff, 0xc0, 0x7f, 0xff, 0xff, 0xe0, 0x7f, 0xff, 0xff, 0xe0, 0xf9, 0xff, 0xff, 0xf0,
0xff, 0xf7, 0xff, 0xf0, 0xff, 0xe7, 0xff, 0xf0, 0xff, 0xe7, 0xff, 0xf0, 0x7f, 0xdb, 0xff, 0xe0,
0x7f, 0x9b, 0xff, 0xe0, 0x00, 0x3b, 0xc0, 0x00, 0x3f, 0xf9, 0x9f, 0xc0, 0x3f, 0xfd, 0xbf, 0xc0,
0x1f, 0xfd, 0xbf, 0x80, 0x0f, 0xfd, 0x7f, 0x00, 0x07, 0xfe, 0x7e, 0x00, 0x03, 0xfe, 0xfc, 0x00,
0x01, 0xff, 0xf8, 0x00, 0x00, 0xff, 0xf0, 0x00, 0x00, 0x7f, 0xe0, 0x00, 0x00, 0x3f, 0xc0, 0x00,
0x00, 0x0f, 0x00, 0x00, 0x00, 0x06, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00
};

void onBeatDetected()
{
Serial.println("Beat!");
oled.drawBitmap( 60, 20, bitmap, 28, 28, 1);
oled.display();
}

void setup()
{
Serial.begin(9600);

oled.begin();
oled.clearDisplay();
oled.setTextSize(1);
oled.setTextColor(1);
oled.setCursor(0, 0);

oled.println("Initializing pulse oximeter..");
oled.display();
Serial.print("Initializing pulse oximeter..");

if (!pox.begin()) {
Serial.println("FAILED");
}
```

Σχήμα 4.7: Περιβάλλον Arduino IDE

χρησιμοποιήθηκε η εφαρμογή Arduino IDE. Η εφαρμογή προσφέρει την δυνατότητα εγγραφής κώδικα, για τον προγραμματισμό της λειτουργίας του συστήματος, στην γλώσσα Wiring που βασίζεται κατά πολύ στις γλώσσες C/C++. Μετά την περάτωση της διαδικασίας του προγραμματισμού συνδέεται η κατασκευή του παλμικού

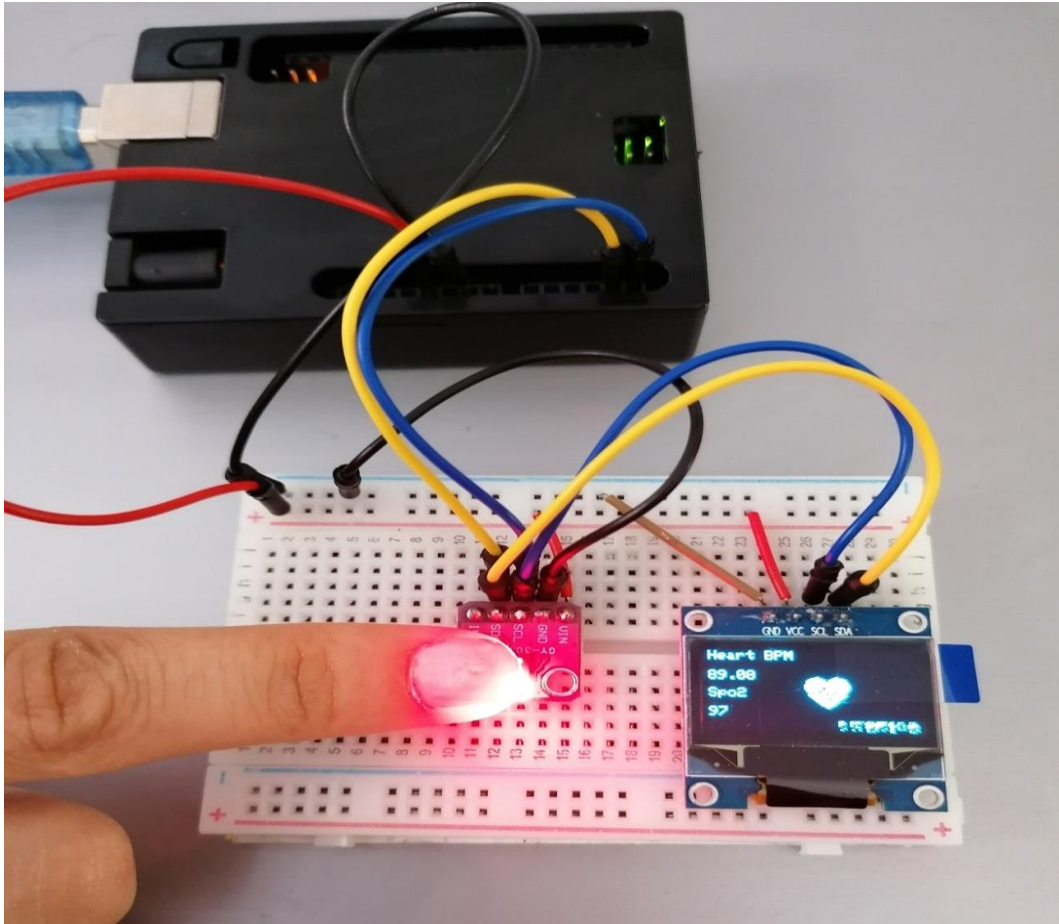
οξυμέτρου με τον υπολογιστή μέσω της θύρας USB που υποστηρίζει το Arduino UNO R3. Έπειτα ο κώδικας που δημιουργήθηκε μεταγλωττίζεται και μεταφορτώνεται στην μονάδα και μνήμη του Arduino UNO R3 , όπου και αποθηκεύεται. Πλέον έχει ενσωματωθεί το πρόγραμμα στην μονάδα του Arduino και εκτελείται αυτομάτως κάθε φορά που παρέχεται τροφοδοσία χωρίς να χρειάζεται κάποια περαιτέρω ενέργεια από τον χρήστη.

#### 4.5 Πειραματικές μετρήσεις

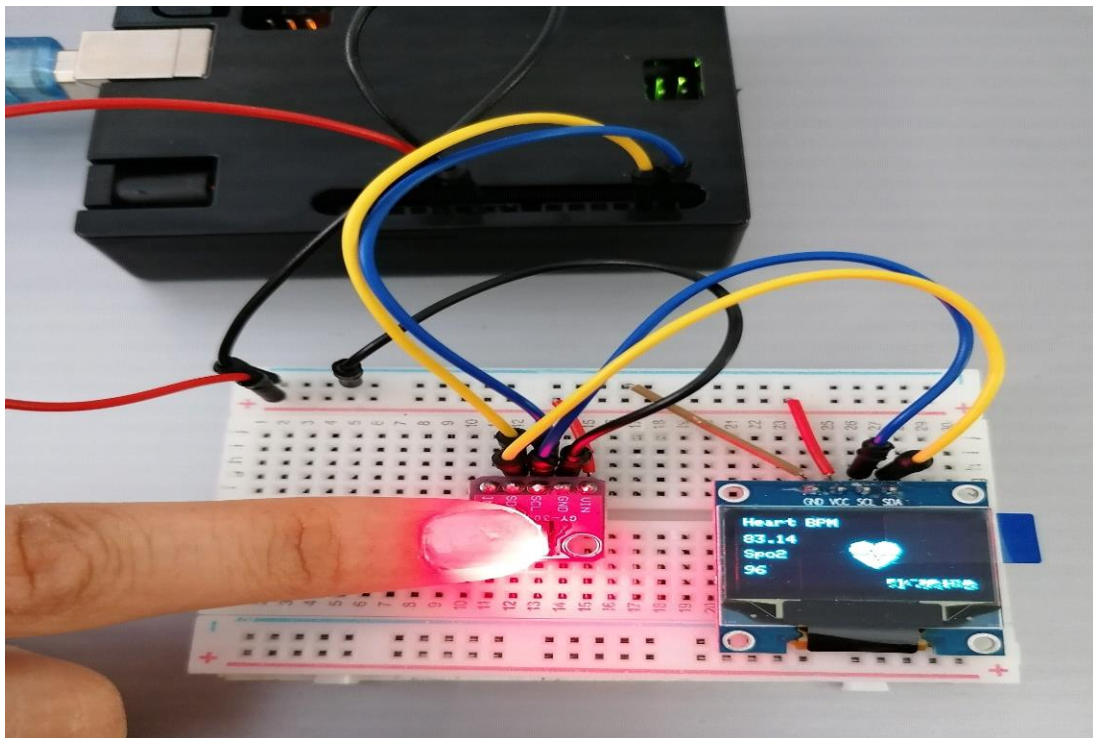
Έχοντας σχεδιάσει και υλοποιήσει την κατασκευή του παλμικού οξυμέτρου επόμενο βήμα είναι η δοκιμή λειτουργίας του συνδεδεσμένου πάνω στο **ράστερ**. Όλες οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν υπό συνθήκες χαμηλού φωτισμού ώστε να ελαχιστοποιηθεί το ποσοστό επίδρασης του φωτός του περιβάλλοντος και να ληφθεί το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα χωρίς απώλειες.

Ιδιαίτερα σημαντική ,όπως διαπιστώθηκε, είναι σωστή τοποθέτηση του δάχτυλου πάνω στον αισθητήρα MAX 30100 καθώς και η σταθερότητα του χεριού του ασθενή. Για την επίτευξη του βέλτιστου αποτελέσματος έγιναν διάφορες δοκιμές, οι οποίες περιλάμβαναν την τοποθέτηση τόσο του αισθητήρα όσο και του ασθενή σε διαφορετικές γωνίες και θέσεις , ώστε να προσαρμοστούν όσο το δυνατόν καλύτερα μεταξύ τους. Ιδανικά θα μπορούσε να κατασκευαστεί ένα είδος finger probe που να ενσωματώνει τον αισθητήρα κρατώντας σταθερό το δάχτυλο και σε ελάχιστα φωτισμένο μέρος.

Οι μετρήσεις του παλμικού οξυμέτρου , όπως γίνεται ευκολά αντιληπτό, δεν μπορούσαν να γίνουν σε πραγματικούς ασθενείς. Αντίθετα έγινε προσπάθεια για την πιστότερη προσέγγιση των πραγματικών συνθηκών. Έπειτα τα αποτελέσματα του παλμικού οξυμέτρου που κατασκευάστηκε συγκρίθηκαν με τα αποτελέσματα ένας παλμικού οξυμέτρου του εμπορίου ώστε να διαπιστωθεί το ποσοστό απόκλισης. Στις παρακάτω εικόνες βλέπουμε την λειτουργία του παλμικού οξυμέτρου στην πράξη και την σύγκριση του με τα αποτελέσματα ενός του εμπορίου.



Σχήμα 4.8: Μέτρηση παλμών και SpO2

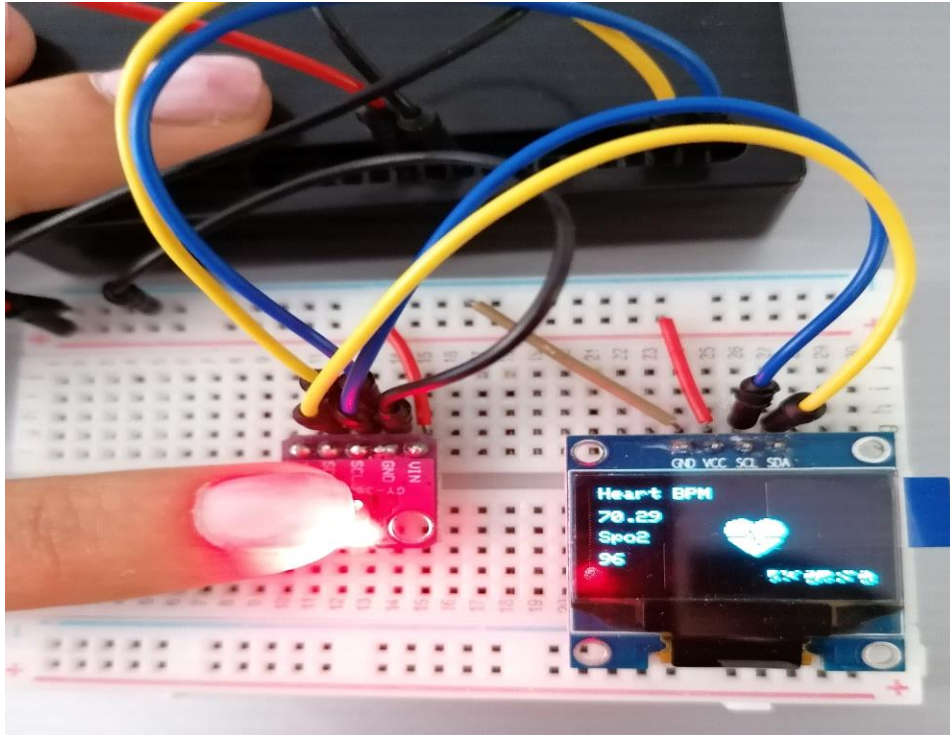


Σχήμα 4.9: Δεύτερη μέτρηση



*Σχήμα 4.10: Μέτρηση παλμικού οξυμέτρου του εμπορίου*

Όπως φαίνεται και στις εικόνες η σύγκριση μεταξύ των μετρήσεων της κατασκευής με την χρήση του Arduino και του παλμικού οξυμέτρου του εμπορίου παρουσιάζει μια απόκλιση της τάξης 1-2%. Η παραπάνω απόκλιση θεωρείται αποδεκτή και μέσα στα φυσιολογικά όρια , λαμβάνοντας υπόψη και τον θόρυβο του περιβάλλοντος λόγω της έλλειψης ενός Finger probe.



Σχήμα 4.11: Επιπλέον μέτρηση

Επιπλέον πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις σε πέντε άτομα διαφορετικής ηλικίας και φυσικής κατάστασης. Αρχικά η μέτρηση τους έγινε με την χρήση παλμικού οξυμέτρου του εμπορίου και μετέπειτα με την χρήση του συστήματος παλμικής οξυμετρίας που κατασκευάστηκε. Τα αποτελέσματα δίνουν μια πιο ξεκάθαρη εικόνα όσον αφορά την αξιοπιστία του συστήματος και τις διαφορές που προκύπτουν αναλόγως τον ασθενή. Παρακάτω στον πίνακα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των μετρήσεων.

Ασθενής	SpO2 & παλμοί οξυμέτρου του εμπορίου	SpO2 & παλμοί ιδιωτικής κατασκευής
Κώστας 56 ετών	SpO2:97 παλμοί:82	SpO2:95 παλμοί:78
Ανέστης 25 ετών	SpO2:99 παλμοί:61	SpO2:97 παλμοί:64
Άννα 52 ετών	SpO2: 98 παλμοί:92	SpO2:98 παλμοί:85
Χρύσα 19 ετών	SpO2:99 παλμοί:72	SpO2:98 παλμοί:74
Σοφία 48 ετών	SpO2:97 παλμοί:90	SpO2:96 παλμοί:95

Πίνακας 4.1: Μετρήσεις σε 5 ασθενείς

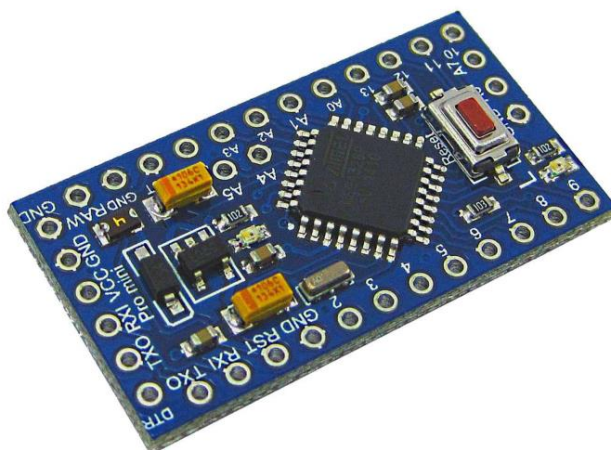
Τα συμπεράσματα από τα παραπάνω αποτελέσματα αλλά και κατά την διάρκεια των μετρήσεων είναι ιδιαίτερα σημαντικά. Αρχικά παρατηρήθηκε διάφορα στην ευκολία ανίχνευσης του κορεσμού του οξυγόνου αλλά και των παλμών λόγω της διαφορετικής ανατομίας του δαχτύλου του κάθε ασθενή. Επίσης κατάσταση του δέρματος στο δάχτυλο αλλά και το μέγεθος του, όταν ήταν μεγάλο, δημιουργούσε αστάθεια στην ροή των μετρήσεων και στα δυο παλμικά οξυμέτρα.

Όσον αφορά τα αποτελέσματα παρατηρείται ότι οι μετρήσεις της κατασκευής είναι πολύ κοντά στις μετρήσεις του παλμικού οξυμέτρου του εμπορίου και παρουσιάζουν μικρή απόκλιση. Συνολικά η απόδοση του συστήματος που κατασκευάστηκε χαρακτηρίζεται αξιόπιστη και αποδεκτή, τηρουμένων των αναλογιών.

## Κεφάλαιο 5ο: Προτάσεις βελτίωσης και συμπεράσματα

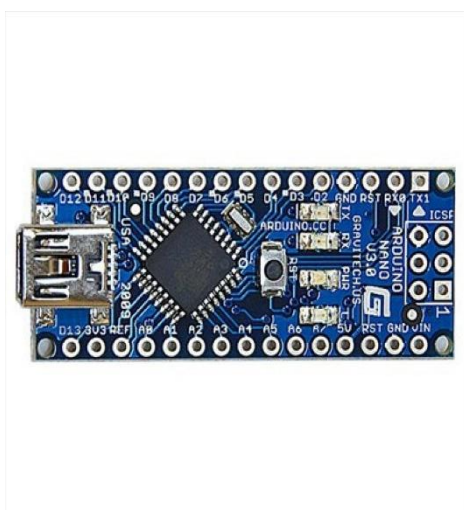
### 5.1 Πιθανές βελτιώσεις

Οι προτάσεις για βελτίωση και επέκταση του υπάρχοντος συστήματος παλμικής οξυμετρίας είναι ποικίλες και μπορούν να ξεκινήσουν πάνω στην βάση του Arduino καθώς και εκ νέου ανάπτυξη ενός συστήματος από το μηδέν και χωρίς την χρήση αναπτυξιακής πλατφόρμας. Όσον αφορά την δεύτερη περίπτωση θα πρέπει να μελετηθεί και να κατασκευαστεί ένα ηλεκτρονικό κύκλωμα με εκπομπή και δεκτή που θα ακτινοβολεί δέσμες φωτός από τον εκπομπή προς των δεκτή. Με την τοποθέτηση του δάχτυλου επάνω και με την ίδια βασική λογική που αναπτύχθηκε στην παρούσα εργασία θα λειτουργεί ως παλμικό οξύμετρο.



Σχήμα 5.1 :Arduino Mini

Στην περίπτωση που διατηρηθεί το Arduino ως πλατφόρμα ανάπτυξης οι επιλογές που προσφέρονται είναι αρκετές και αποτελεσματικές. Αρχικά μια εύκολη και αυτονόητη αναβάθμιση είναι η σμίκρυνση όλου του συστήματος με την χρήση μικρότερης μονάδας. Μια πιθανή λύση αποτελεί η μονάδα Arduino Nano (σχήμα 5.2) , μικρότερη κατά πέντε φορές από την μονάδα Arduino UNO R3 που χρησιμοποιήθηκε. Στην περίπτωση που αναζητείται ακόμα μικρότερο μέγεθος μπορεί να χρησιμοποιηθεί και η μονάδα Arduino Mini , ιδιαίτερα αν προορίζεται για ασύρματη συσκευή.



Σχήμα 5.2: Arduino Nano

Εκτός από την μείωση του μεγέθους υπάρχουν επιλογές για την ουσιαστική αναβάθμιση του συστήματος και την προσθήκη παραπάνω δυνατοτήτων. Σημαντική θα ήταν η προσθήκη ασύρματης σύνδεσης Bluetooth για την άμεση μετάδοση δεδομένων των εξετάσεων των ασθενών. Με την χρήση της Bluetooth σύνδεσης ο χρόνος που χρειάζεται για την εξέταση ενός ή και πολλών ασθενών μειώνεται αισθητά χωρίς να θυσιάζεται τίποτα από την απόδοση.

Παρομοίως , σε ακόμα μεγαλύτερη κλίμακα μπορούμε να προσθέσουμε ασύρματη σύνδεση Wi-Fi ξεπερνώντας κατά πολύ τα όρια απόστασης συνδεσιμότητας που διαθέτει η Bluetooth σύνδεση.

Εάν παράδειγμα χρήσης της Wi-Fi σύνδεσης είναι η περίπτωση ύπαρξης και ταυτόχρονης λειτουργίας πολλών παλμικών οξυμέτρων σε διαφορετικούς ασθενείς. Τα αποτελέσματα των μετρήσεων όλων των ασθενών μπορούν να μεταδίδονται σε έναν κεντρικό σταθμό σε ζωντανό χρόνο και να παρακολουθούνται συγκεντρωμένα από τον υπεύθυνο γιατρό.



Σχήμα 5.3: Wi-Fi Shield Arduino

Υπό το πρίσμα μιας πιο σύγχρονης οπτικής και σύμφωνα με την κατεύθυνση που ακολουθεί η τεχνολογία, θα ήταν εξαιρετικά χρήσιμη η ανάπτυξη μιας smartphone εφαρμογής για την μετάδοση των δεδομένων. Μια τέτοιου τύπου εφαρμογή θα παρέχει την δυνατότητα στον γιατρό ή στον απλό χρήστη να μεταδίδει και να καταγραφεί τις μετρήσεις του παλμικού οξυμέτρου στο κινητό του. Κατά αυτόν τον τρόπο καθίσταται εφικτή η παρακολούθηση του ασθενή άθολη την διάρκεια της ημέρας , ακόμα και κατά την διάρκεια του ύπνου.

Τελευταία αλλά και σημαντικότερη αναβάθμιση του συστήματος που κατασκευάστηκε είναι η δημιουργία ενός Finger probe. Με την χρήση του θα διορθωθεί το όποιο ποσοστό σφάλματος υπάρχει στις μετρήσεις και θα παρουσιάζεται μια πιο σταθερή ροή αποτελεσμάτων , χωρίς διακυμάνσεις. Εκτός από λειτουργικά , η αναβάθμιση, θα βελτιώσει και αισθητικά το πως παρουσιάζεται το παλμικό οξύμετρο συρρικνώνοντας το μέγεθος του.

## 5.2 Συμπεράσματα

Η μέθοδος της παλμικής οξυμετρίας μολονότι παρουσιάζει ζητήματα σε ότι αφορά στην ακρίβεια των αποτελεσμάτων ανά περιπτώσεις, θεωρείται έχει αποδειχθεί σωτήρια για την αποφυγή επιπλοκών και υποξαιμικών συμβάντων. Καθώς το οξυγόνο είναι απαραίτητο για τη λειτουργία βασικών οργάνων η χρήση της οξυμετρίας οδηγεί ακόμη και στην αποφυγή μόνιμων βλαβών σε σημαντικά μέρη του ανθρώπινου οργανισμού. Είναι φανερό ότι κάθε σπίτι πλέον χρειάζεται ένα παλμικό οξύμετρο , σύμφωνα με την επικαιρότητα, για να προληφθούν δυσάρεστες καταστάσεις. Η εξοικείωση με την τεχνολογία της παλμικής οξυμετρίας προσφέρει γνώση και δίνει κίνητρα για την περαιτέρω βελτίωσή της.

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7333981/>
- [2] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470348/>
- [3] <https://scholarworks.uark.edu/cgi/viewcontent.cgi?referer=https://www.google.com/&httpsredir=1&article=3483&context=etd>
- [4] *Pulse Oximetry and the Oxyhemoglobin Dissociation Curve*, by SSB Healthcare Division
- [5] <https://scholarworks.uark.edu/cgi/viewcontent.cgi?referer=https://www.google.com/&httpsredir=1&article=3483&context=etd>
- [6] *Neonatal and Pediatric Pulse Oximetry*, John W. Salyer MBA RRT-NPC  
FAARC
- [7] <https://scholarworks.uark.edu/cgi/viewcontent.cgi?referer=https://www.google.com/&httpsredir=1&article=3483&context=etd>
- [8] *Neonatal and Pediatric Pulse Oximetry*, John W. Salyer MBA RRT-NPC  
FAARC
- [9] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4504215/>
- [10] [https://www.thelancet.com/journals/langlo/article/PIIS2214-109X\(20\)30287-4/fulltext](https://www.thelancet.com/journals/langlo/article/PIIS2214-109X(20)30287-4/fulltext)
- [11] [https://www.thelancet.com/journals/lanres/article/PIIS2213-2600\(19\)30249-8/fulltext](https://www.thelancet.com/journals/lanres/article/PIIS2213-2600(19)30249-8/fulltext)
- [12] Maxim Integrated Products, “Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health”, MAX 30100 datasheet, 2014.
- [13] *Neonatal and Pediatric Pulse Oximetry*, John W. Salyer MBA  
RRT-NPC  
FAARC
- [14] *Pulse Oximetry*, Medical Electronics. Dr Neil Townsend,  
Michaelmas

Term 2001

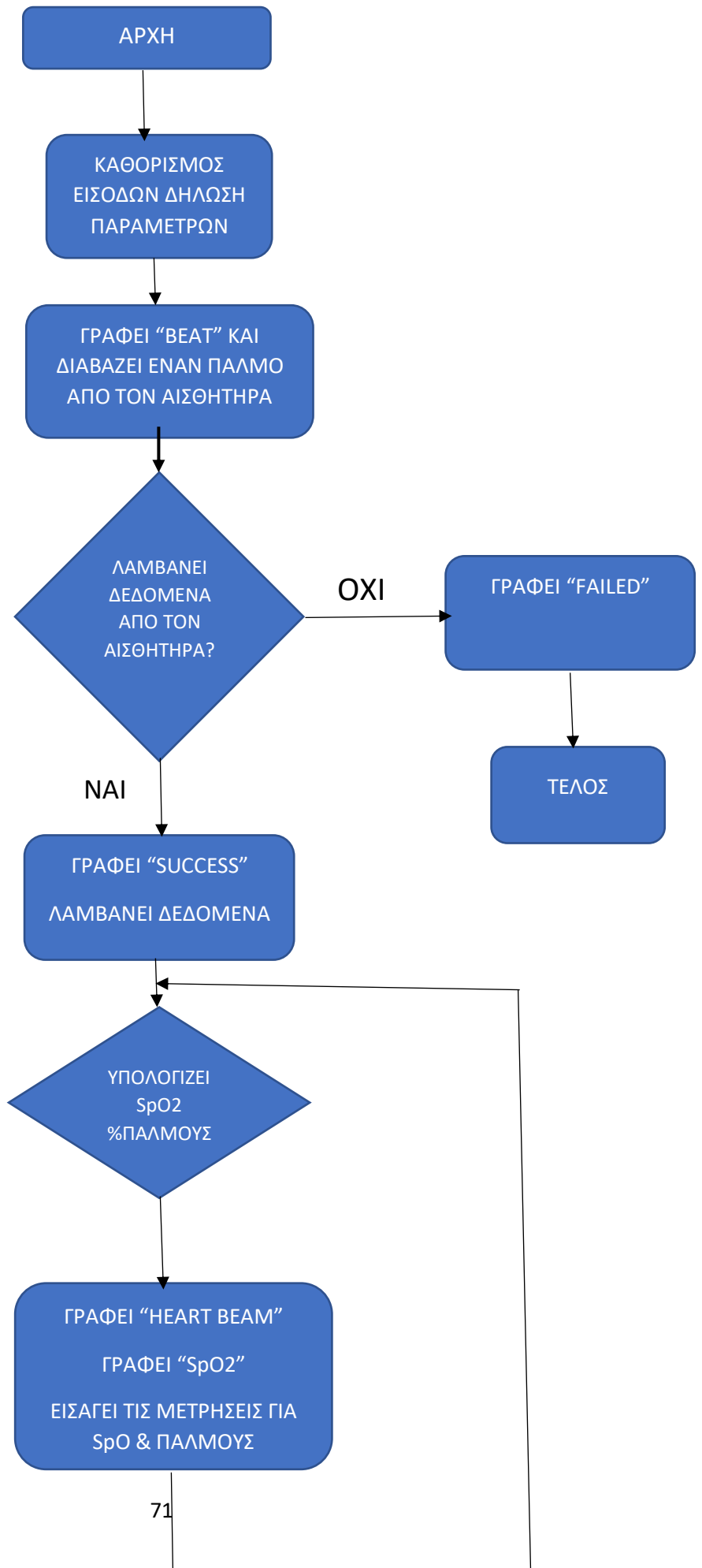
[15] *Wireless Fingernail Sensor for Continuous Long Term Health Monitoring*, Haruhiko

Harry Asada, Melissa Barbagelata

[16] *Pulse Oximetry*, Dr Vijaylakshmi Kamat, Indian Journal Of Anaesthesia,

August 2002

## ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΡΟΗΣ ΚΩΔΙΚΑ ARDUINO



## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ : ΚΩΔΙΚΑΣ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑΤΙΣΜΟΥ

```
#include <Wire.h>
```

```
#include "MAX30100_PulseOximeter.h"
```

```
#include "Wire.h"
```

```
#include "Adafruit_GFX.h"
```

```
#include "OakOLED.h"
```

```
#define REPORTING_PERIOD_MS 1000
```

```
OakOLED oled;
```

```
PulseOximeter pox;
```

```
uint32_t tsLastReport = 0;
```

```
const unsigned char bitmap [] PROGMEM=
```

```
{
```

```
0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x01, 0x80, 0x18, 0x00, 0x0f, 0xe0, 0x7f, 0x00, 0x3f, 0xf9,  
0xff, 0xc0,
```

```
0x7f, 0xf9, 0xff, 0xc0, 0x7f, 0xff, 0xff, 0xe0, 0x7f, 0xff, 0xff, 0xe0, 0xff, 0xff, 0xff,  
0xf0,
```

```
0xff, 0xf7, 0xff, 0xf0, 0xff, 0xe7, 0xff, 0xf0, 0xff, 0xe7, 0xff, 0xf0, 0x7f, 0xdb, 0xff,  
0xe0,
```

```
0x7f, 0x9b, 0xff, 0xe0, 0x00, 0x3b, 0xc0, 0x00, 0x3f, 0xf9, 0x9f, 0xc0, 0x3f, 0xfd,  
0xbf, 0xc0,  
  
0x1f, 0xfd, 0xbf, 0x80, 0x0f, 0xfd, 0x7f, 0x00, 0x07, 0xfe, 0x7e, 0x00, 0x03, 0xfe,  
0xfc, 0x00,  
  
0x01, 0xff, 0xf8, 0x00, 0x00, 0xff, 0xf0, 0x00, 0x00, 0x7f, 0xe0, 0x00, 0x00, 0x3f,  
0xc0, 0x00,  
  
0x00, 0x0f, 0x00, 0x00, 0x00, 0x06, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00, 0x00,  
0x00, 0x00  
  
};
```

```
void onBeatDetected()  
  
{  
  
Serial.println("Beat!");  
  
oled.drawBitmap( 60, 20, bitmap, 28, 28, 1);  
  
oled.display();  
  
}
```

```
void setup()  
  
{  
  
Serial.begin(9600);  
  
  
  
oled.begin();  
  
oled.clearDisplay();  
  
oled.setTextSize(1);  
  
oled.setTextColor(1);
```

```

oled.setCursor(0, 0);

oled.println("Initializing pulse oximeter..");

oled.display();

Serial.print("Initializing pulse oximeter..");

if (!pox.begin()) {

Serial.println("FAILED");

oled.clearDisplay();

oled.setTextSize(1);

oled.setTextColor(1);

oled.setCursor(0, 0);

oled.println("FAILED");

oled.display();

for(;;);

} else {

oled.clearDisplay();

oled.setTextSize(1);

oled.setTextColor(1);

oled.setCursor(0, 0);

oled.println("SUCCESS");

oled.display();

Serial.println("SUCCESS");

}

```

```

pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);

}

void loop()
{
pox.update();

if (millis() - tsLastReport > REPORTING_PERIOD_MS) {

Serial.print("Heart BPM:");

Serial.print(pox.getHeartRate());

Serial.print("-----");

Serial.print("Oxygen Percent:");

Serial.print(pox.getSpO2());

Serial.println("\n");

oled.clearDisplay();

oled.setTextSize(1);

oled.setTextColor(1);

oled.setCursor(0,16);

oled.println(pox.getHeartRate());

oled.setTextSize(1);

oled.setTextColor(1);

oled.setCursor(0, 0);

oled.println("Heart BPM");
}
}

```

```
oled.setTextSize(1);  
  
oled.setTextColor(1);  
  
oled.setCursor(0, 30);  
  
oled.println("Spo2");  
  
  
oled.setTextSize(1);  
  
oled.setTextColor(1);  
  
oled.setCursor(0,45);  
  
oled.println(pox.getSpO2());  
  
oled.display();  
  
tsLastReport = millis();  
  
}  
  
}
```