

Οξυμετρία ανάκλασης & Φωτο- πλυθησμογραφία, ένας αισθητήρας για πολλαπλές παραμέτρους

Τ.Ε.Ι. Αθήνας, Τμήμα Μηχανικών Βιοϊατρικής Τεχνολογίας

Εργαστήριο Βιοϊατρικής Τεχνολογίας

Δρ. Α. Τζαβάρας atzavaras@teiath.gr

Δρ. Β. Σπυρόπουλος

Μ. Μαρίνης



Επιτήρηση φυσιολογικών παραμέτρων

- Η λεπτομερής κλινική εικόνα απαιτεί την καταγραφή και επιτήρηση βιοσημάτων. Τα βιοσήματα χρησιμοποιούνται όχι μόνο για την εξαγωγή αριθμητικών τιμών που προσδιορίζουν την λειτουργία ενός συστήματος φυσιολογίας (πχ καρδιακός ρυθμός με βάση το ΗΚΓ), αλλά η μορφολογία των βιοσημάτων συνεισφέρει στην εξαγωγή συμπερασμάτων για την κλινική εικόνα (πχ ΗΚΓ, μορφολογία ST).
- Η συνοπτική-ενδεικτική εικόνα της κατάστασης του υποκειμένου μπορεί να αποδοθεί με την καταγραφή βασικών παραμέτρων που καλύπτουν τα κύρια συστήματα της ανθρώπινης φυσιολογίας.
- Καρδιακή λειτουργία: Καρδιακός ρυθμός (Heart Rate HR), Μεταβλητότητα της καρδιακής συχνότητας (Heart Rate Variability HRV).
- Αναπνευστική λειτουργία: Οξυγόνωση - Κορεσμός οξυγόνου (Saturated Pulse Oximetry SpO₂), Ρυθμός Αναπνοής (Respiration Rate RR).
- Αιμοδυναμική λειτουργία (Αρτηριακή πίεση).



Επιτήρηση φυσιολογικών παραμέτρων

- Ένα σύστημα επιτήρησης βιοσημάτων για εφαρμογή σε καθημερινή βάση, χρειάζεται να πληροί τα παρακάτω χαρακτηριστικά:
- **Φορητότητα:** μέγεθος, κατανάλωση, αυτονομία.
- **Τοποθέτηση:** τοποθέτηση από το υποκείμενο, σταθερή εφαρμογή, τοποθεσία που δεν δημιουργεί προβλήματα στην καθημερινότητα του χρήστη.
- **Διακριτικότητα:** τόσο στην επισήμανση από άλλους ανθρώπους όσο και στην λειτουργία ώστε να μην γίνεται αντιληπτή η επιτήρηση από το υποκείμενο.
- **Πολύ-παραμετρικές καταγραφές:** επιτήρηση του μέγιστου αριθμού φυσιολογικών παραμέτρων με την ελάχιστη χρήση συνδεδεμένων αισθητήρων στο υποκείμενο.



Επιτήρηση φυσιολογικών παραμέτρων

- Υπάρχει διαθέσιμη τεχνολογία που καλύπτει τα προαναφερθέντα χαρακτηριστικά;
- Την απάντηση στο ερώτημα αυτό θα την δώσουμε στις διαφάνειες που ακολουθούν αναλύοντας τις κλασικές εφαρμογές της παλμικής οξυμετρίας αλλά και τις νεότερες έρευνες στην χρήση της παλμικής οξυμετρίας & της φωτοπλυθησμογραφίας για την καταγραφή παραμέτρων που υπολογίζονται είτε έμμεσα από το πληθυσμογράφημα είτε με την βοήθεια άλλων τεχνικών.

Επιτήρηση φυσιολογικών παραμέτρων

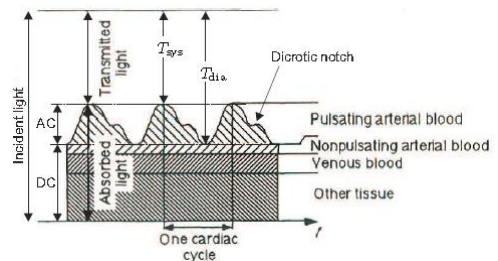
Στις διαφάνειες που ακολουθούν θα προσεγγίσουμε τα ακόλουθα:

- Βασικές αρχές φωτοπληθυσμογραφίας.
- Ανίχνευση καρδιακού ρυθμού και μεταβλητότητας καρδιακής συχνότητας.
- Χρήση πληθυσμογραφήματος για την εξαγωγή του αναπνευστικού ρυθμού.
- Μέθοδοι προσδιορισμού αρτηριακής πίεσης με χρήση πληθυσμογραφήματος σε συνδυασμό με άλλες τεχνολογίες.
- Βασικές αρχές παλμικής οξυμετρίας – μέτρηση κορεσμού οξυγόνου.
- Οξυμετρία ανάκλασης.



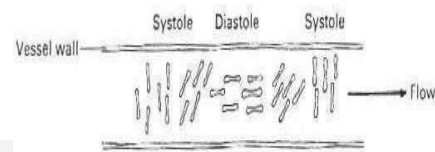
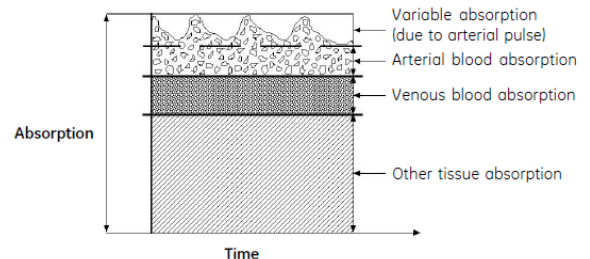
Φωτο-πληθυσμογράφημα

- Φωτο-πληθυσμογραφία είναι η μέτρηση της μεταβολής απορρόφησης (φασματοφωτομετρία απορρόφησης) ή της ανακλώμενης (φωτομετρία ανάκλασης) ακτινοβολίας στους ανθρώπινους ιστούς.
- Η μεταβολή στην απορροφούμενη-ανακλώμενη ακτινοβολία οφείλεται στις μεταβολές του όγκου αίματος και στην αλλαγή της ευθυγράμμισης των έμμορφων συστατικών κατά την ροή του αίματος στα αγγεία (αρτηριακό αίμα).



Φωτο-πληθυσμογράφημα

- Υπάρχουν πολλές δομές, ή χημικές ουσίες στους ιστούς που απορροφούν στα ίδια μήκη κύματος με την αιμοσφαιρίνη. Ωστόσο λόγω του καρδιακού ρυθμού η απορρόφηση από την αιμοσφαιρίνη στις αρτηρίες αυξάνεται κατά την διάρκεια της συστολής και μειώνεται κατά την διάρκεια της διαστολής.
- Εξετάζοντας την ρευστομηχανική του αίματος παρατηρούμε ότι ο άξονας των ερυθροκυττάρων αλλάζει με τον καρδιακό κύκλο.
- Κατά την διαστολή τείνουν να ευθυγραμμίσουν την μεγάλη τους διάμετρο παράλληλα με την κατεύθυνση της ροής, ενώ κατά την συστολή αυτή η διάμετρος ευθυγραμμίζεται κάθετα στην ροή παρουσιάζοντας έτσι μία μεγαλύτερη διαδρομή απορρόφησης. Η αλλαγή στον άξονα των ερυθροκυττάρων συμβάλει επίσης στην αλλαγή της ανάκλασης κατά τον καρδιακό κύκλο η οποία είναι σημαντική στην ανακλώμενη παλμική οξυμετρία.



Φωτο-πληθυσμογράφημα

- Στα περιφερειακά αγγεία (όπως στο δάκτυλο) όπου παρουσιάζουν μεγαλύτερη ευαισθησία στο συμπαθητικό σύστημα, έχουμε μεταβολές στο πλάτος του σήματος στην αγγειοσυστολή & αγγειοδιαστολή (μεταβολή όγκου αίματος).
- Η μεταβολή αυτή μας δίνει χρήσιμες πληροφορίες για τον συμπαθητικό τόνο.
- Εξαιτίας της μεταβολής των περιφερειακών αγγείων η πληροφορία δεν αντιστοιχεί στην αρτηριακή πίεση.
- Ο ρυθμός μεταβολής είναι ανάλογος της μεταβολής πίεσης του αίματος, που οφείλεται στην καρδιακή λειτουργία και κατά συνέπεια ανάλογος τους καρδιακού ρυθμού.

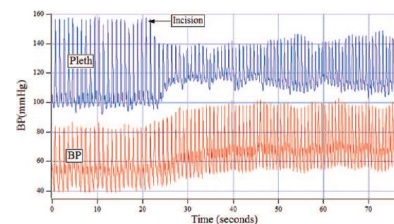


Figure 1. Response of the pulse oximeter waveform (Pleth) to surgical stimulation. In this case, a patient undergoing general anesthesia experiences the first surgical incision of an operative procedure. The pulse oximeter waveform is noteworthy for the sudden reduction in amplitude. This is felt to be indicative of a sudden increase in sympathetic tone causing peripheral vasoconstriction. A concomitant increase in the arterial blood pressure (BP) supports this explanation.

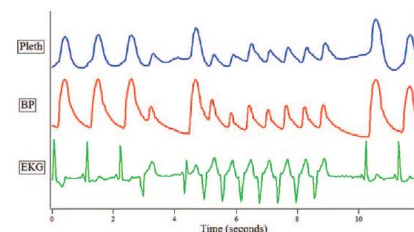


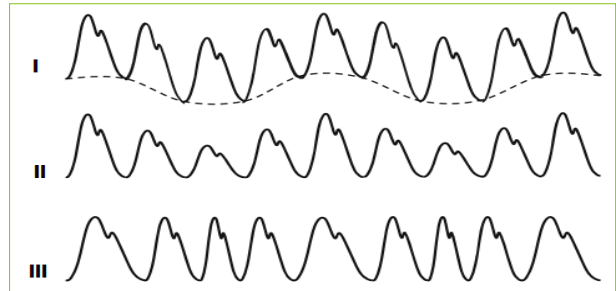
Figure 2. The impact of ventricular tachycardia on the pulse oximeter waveform (Pleth), arterial pressure waveform (BP), and electrocardiogram (ECG). The sudden reduction in the amplitude of the pulse oximeter waveform, combined with the typical ECG pattern, should give important warning regarding the presence of a dangerous situation.

Kirk H. Shelley, MD, PhD

Φωτο-πληθυσμογράφημα

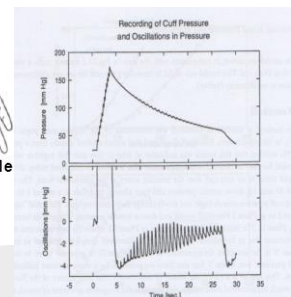
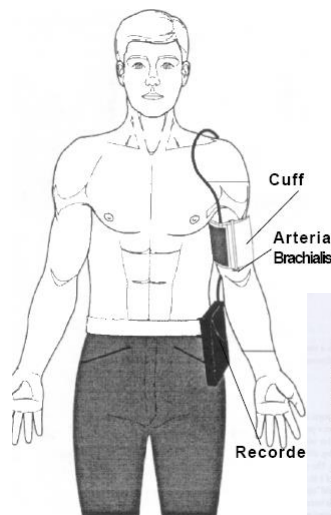
Αντίστοιχα από το «αφιльтράριστο» σήμα της φωτο-πληθυσμογραφίας μπορούμε να υπολογίσουμε τον αναπνευστικό ρυθμό:

- I. Διαμόρφωση «ισοηλεκτρικής» γραμμής: Οφείλεται σε μεταβολές του φλεβικού όγκου, ως συνέπεια της μεταβολής της ενδοθωρακικής πίεσης.
- II. Διαμόρφωση πλάτους: Οφείλεται σε μεταβολές του κλάσματος εξώθησης της αριστερής κοιλίας, ως συνέπεια της μεταβολής της ενδοθωρακικής πίεσης.
- III. Αναπνευστική αρρυθμία: Ο καρδιακός ρυθμός αυξάνει κατά την εισπνοή και μειώνεται κατά την εκπνοή.



Αρτηριακή πίεση

- Η σύγχρονη μέθοδος αναίμακτης μέτρησης της πίεσης με την ταλαντωσιμετρική μέθοδο υπόκειται σε πολλαπλούς περιορισμούς.
- Δεν επιτρέπει την συνεχή επιτήρηση, εξαιτίας της μεθόδου αποκλεισμού της αρτηριακής ροής.
- Είναι αισθητή από το υποκείμενο, και συνεπώς υπόκεινται σε μεταβολές (false positive).
- Απαιτεί εξοπλισμό σχετικά ογκώδη με υψηλή κατανάλωση ενέργειας εξαιτίας της αντλίας πίεσης.
- Διακόπτει την παροχή αίματος δημιουργώντας ψευδενδείξεις σε άλλες συσκευές όπως την παλμική οξυμετρία.



Αρτηριακή πίεση

- Η ταχύτητα μεταφοράς (C) του όγκου αίματος στα αγγεία, εξαρτάται από την απόσταση (L) που πραγματοποιείται η μέτρηση, την διάμετρο (d) των αγγείων και το πάχος των αγγείων (t).
- Με την αύξηση της πίεσης το πάχος των αγγείων μειώνεται και η διατομή αυξάνεται. Θεωρητικά θα οδηγούσε σε μείωση της ταχύτητας διάδοσης.
- Η ελαστικότητα (E) των αγγείων αυξάνεται εκθετικά με την πίεση, υπερισχύοντας της μεταβολής του πάχους των αγγείων, επιβεβαιώνοντας την πειραματική παρατήρηση της αύξησης της ταχύτητας διάδοσης με την αύξηση της πίεσης.

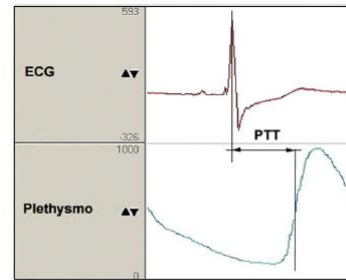


Fig. 1 Original traces of the electrocardiogram (ECG, upper trace) and peripheral pulse wave (Plethysmo) showing the detection of R-wave and pulse wave arrival and the calculation of the pulse transition time (PTT)

Heiko Gesche · Detlef Grosskurth · Gert Küchler · Andreas Patzak

$$C = \sqrt{\frac{tE}{\rho d}} = \frac{L}{T}$$

Moens-Korteweg equation

Αρτηριακή πίεση

- Η μέτρηση της ταχύτητας μετάδοσης του κύματος (Pulse Wave Velocity PWV) έχει υλοποιηθεί και αναδειχθεί πειραματικά ως μέθοδος εκτίμησης της αρτηριακής πίεσης.
- Η πειραματική σχέση που προκύπτει είναι γραμμική σε χαμηλές πιέσεις και εκθετική στις υψηλές.

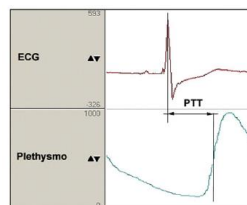


Fig. 1 Original traces of the electrocardiogram (ECG, upper trace) and peripheral pulse wave (Plethysmo) showing the detection of R-wave and pulse wave arrival and the calculation of the pulse transition time (PTT)

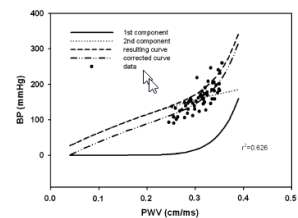
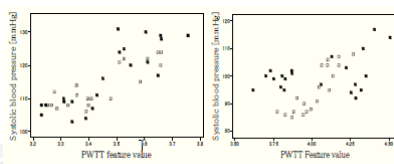


Fig. 2 Graphical demonstration of the two components of the empiric PWV-BP function (1st and 2nd component) and the resulting function without correction (dashed line), and with correction (dashed + dotted line) using one-point calibration (for details see "Methods" section). Filled dots represent the measured data (for group 1)

Heiko Gesche · Detlef Grosskurth · Gert Küchler · Andreas Patzak

$$BP_{PTT} = P1 \times PWV \times e^{(P3 \times PWV)} + P2 \times PWV^{P4} - (BP_{PTT,cal} - BP_{cal})$$

Heiko Gesche · Detlef Grosskurth · Gert Küchler · Andreas Patzak



Sawa Fuke, Takuji Suzuki, Kanako Nakayama, Hirokazu Tanaka, Shigenobu Minami

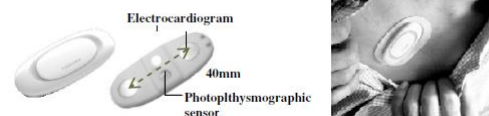


Figure 2 Prototype of wearable sensing device

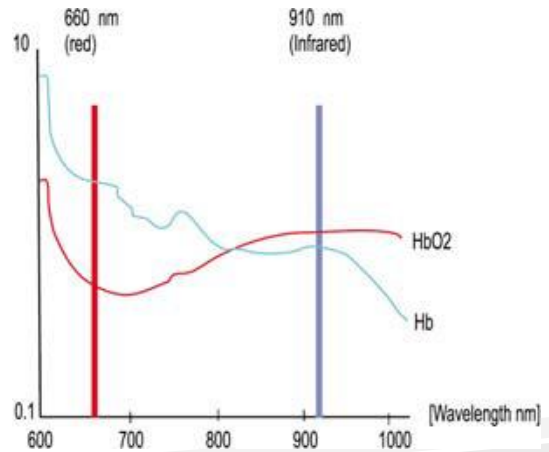


Figure 3 Wearable sensing device attached to the sternum

Sawa Fuke, Takuji Suzuki, Kanako Nakayama, Hirokazu Tanaka, Shigenobu Minami

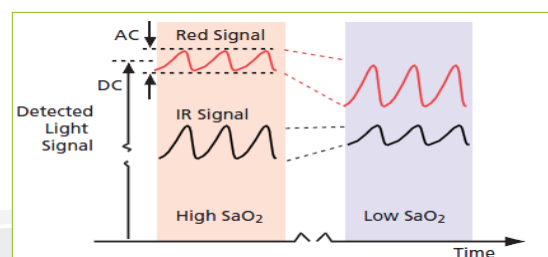
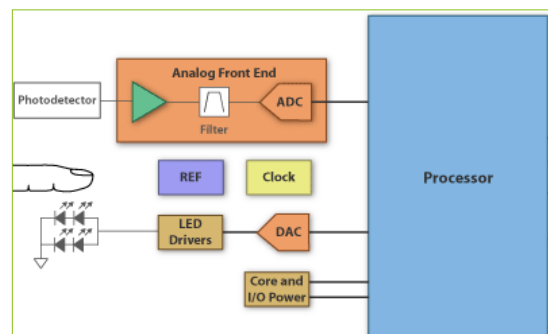
Κορεσμός Οξυγόνου

- Η οξυμετρία απορρόφησης μέσω της φασματοφωτομετρικής μεθόδου βασίζεται στην απορρόφηση ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας με αλλαγή στο ποσοστό οξυγόνου που βρίσκεται στα μόρια της αιμοσφαιρίνης. Η εικόνα δείχνει πώς η απορρόφηση μιας πλήρως οξυγονωμένης και μη οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης ενήλικα, μεταβάλλεται σε μήκη κύματος από 600-1000nm.
- Μία τιμή, SrO_2 , η οποία είναι περίπου ίση με τον κορεσμό της αρτηριακής αιμοσφαιρίνης, SaO_2 , καθορίζεται από τον λόγο της απορρόφησης της ενέργειας στα δύο μήκη κύματος.
- Το εύρος των μηκών κύματος στα οποία οι φασματοφωτομετρικές τεχνικές μπορούν να χρησιμοποιηθούν *in vivo* περιορίζεται σε ένα παράθυρο μεταξύ 600 - 1300 nm. Σε μήκη κύματος μικρότερα των 600 nm η μελανίνη προκαλεί υψηλή απορρόφηση, ενώ στα μήκη κύματος μεγαλύτερα από 1300 nm υπάρχει μεγάλη απορρόφηση λόγω του νερού στους ιστούς



Κορεσμός Οξυγόνου

- Η συσκευή αποτελείται από 2 φωτοδιόδους εκπομπής (LED) σε 2 μήκη κύματος, έναν φωτοανιχνευτή (συνηθέστερα φωτοδιόδος), το κύκλωμα οδήγησης των LED, το κύκλωμα ενίσχυσης, το κύκλωμα αναλογικής επεξεργασίας (Φίλτρο), τον ψηφιακό αναλογικό μετατροπέα και τον μικροελεγκτή που ενσωματώνει την λογική λειτουργίας του συστήματος.



Κορεσμός Οξυγόνου

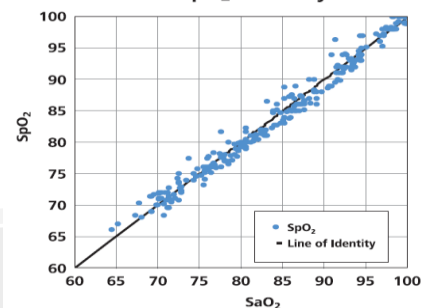
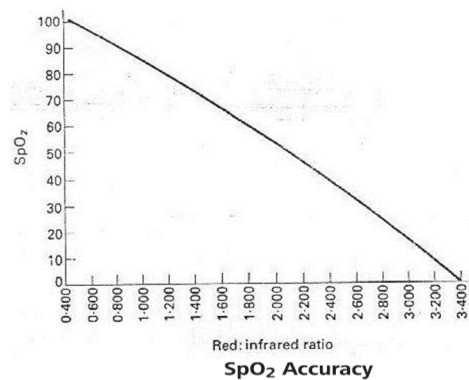
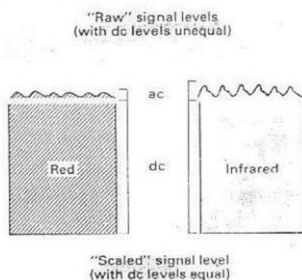
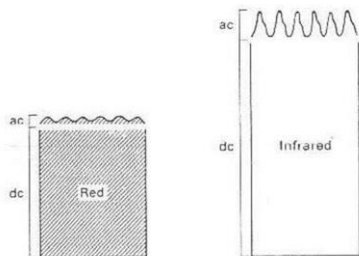
- Ο υπολογισμός του κορεσμού οξυγόνου στις συσκευές Οξυμετρίας βασίζεται στην καταγραφή του απορροφημένου ή ανακλώμενου (Οξυμετρία ανάκλασης) σήματος σε δύο μήκη κύματος. Υπολογίζεται ο λόγος του βαθμονομείται και αποδίδεται ως μια μαθηματική σχέση ανάμεσα στον λόγο και τον επί της εκατό κορεσμό οξυγόνου .
- Ο λειτουργικός κορεσμός Οξυγόνου αποδίδεται από την εξίσωση 2.
- $$SO_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} * 100\% \quad (\text{εξ. 2})$$
- Ο νόμος Beer-Lambert για την απορρόφηση ακτινοβολίας που οφείλεται στην αιμοσφαιρίνη του αίματος σε μήκος κύματος λ που διέρχεται από ένα άκρο (σταθερό μήκος) δίνεται από την εξίσωση 3.

$$I_\lambda = I_{0\lambda} * e^{-(a_{o\lambda}C_o + a_{r\lambda}C_r)} \quad (\text{εξ. 3})$$

Όπου:

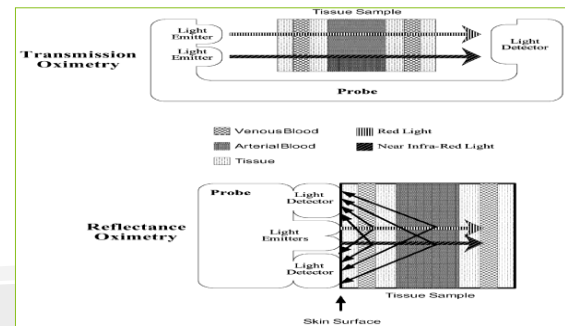
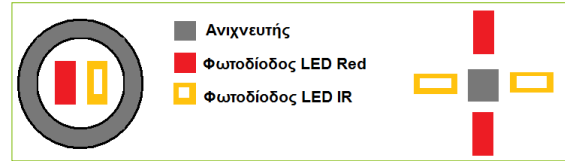
- I_λ : ένταση εξερχόμενης ακτινοβολίας σε μήκος κύματος λ
- $I_{0\lambda}$: αρχική ένταση ακτινοβολίας σε μήκος κύματος λ
- $a_{o\lambda}$: συντελεστής απορρόφηση οξυγονομένης αιμοσφαιρίνης σε μήκος κύματος λ
- $a_{r\lambda}$: συντελεστής απορρόφηση μη-οξυγονομένης αιμοσφαιρίνης σε μήκος κύματος λ
- C_o : συγκέντρωση οξυγονομένης αιμοσφαιρίνης
- C_r : συγκέντρωση μη-οξυγονομένης αιμοσφαιρίνης

Κορεσμός Οξυγόνου

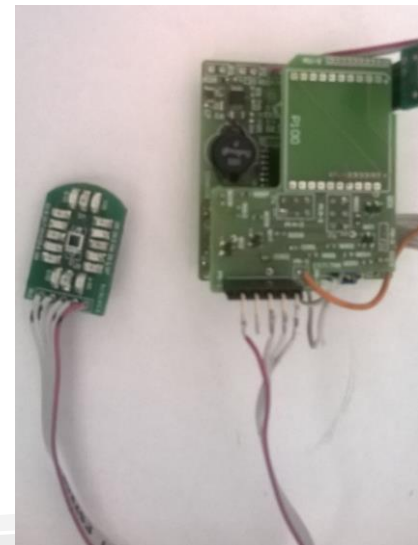
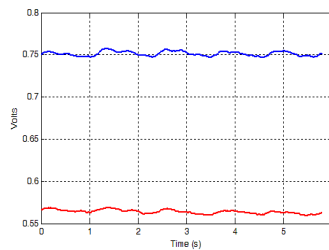
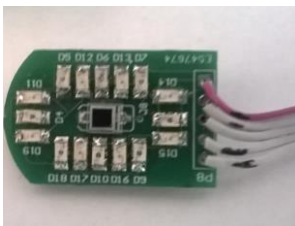


Οξυμετρία ανάκλασης

- Η οξυμετρία ανάκλασης διαφοροποιείται από την κλασική οξυμετρία απορρόφησης στο γεγονός ότι ο ανιχνευτής και οι φωτοδιόδοι εκπομπής είναι αναρτημένοι στην ίδια πλευρά. Το ανιχνευόμενο σήμα είναι το ανακλώμενο φως, και η μορφή του είναι ανεστραμμένη σε σχέση με την οξυμετρία απορρόφησης. Ένα από τα βασικά προβλήματα στον σχεδιασμό του ανιχνευτή είναι η εμπρόσθια σκέδαση του φωτός από τους ιστούς, με αποτέλεσμα το ανακλώμενο σήμα να περιέχει μικρή πληροφορία (ένταση) και μεγάλη διασπορά.
- Ένα από τα πλεονεκτήματα της μεθόδου αποτελεί η δυνατότητα ανάρτησης των ανιχνευτών σε διαφορετικά σημεία από τα άκρα (πχ μέτωπο), όπου οι ψευδενδείξεις εξαιτίας του τρόμου και κίνησης των άκρων μειώνονται.



Οξυμετρία ανάκλασης



Βιβλιογραφία & εκπαιδευτικό υλικό

- [1] Oximetry.org, Principles of Pulse Oximetry Technology. Retrieved from Oximetry.org : <http://www.oximeter.org/pulseox/principles.htm>, last accessed Jun 2014. (εικόνα 3)
- [2] Y. Mendelson, Pulse Oximetry, in Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering, M. Akay editor-in-chief, 2006, ISBN 13: 978-0-471-24967-2.
- [3] P. Cimalla, J. Walther, M. Mittasch, E. Koch, Shear flow-induced optical inhomogeneity of blood assessed in vivo and in vitro by spectral domain optical coherence tomography in the 1.4 um wavelength range, J. of Biomedical Optics, 2011, vol 16 (11), 116020.
- [4] Mashavu Pulse Oximeter, Evaluation of design using finite element analysis, on line: <https://sites.google.com/site/psubioe401pulseoximeter/evaluation-of-design-using-finite-element-analysis>, last accessed Jun 2014.
- [5] J.G. Webster, Design of Pulse Oximeters, 1997, ISBN 0-7503-0467-7.
- [6] Texas Instruments, Pulse Oximetry block diagram, on line: <http://www.ti.com/solution/pulse-oximetry-diagram>, last accessed jun 2014.
- [7] P.S. Addison, J.N. Watson, M.L. Mestek, R.S. Mecca, Developing an algorithm for pulse oximetry derived respiratory rate (RRoxi): a healthy volunteer study, J Clin Monit Comput, 2012, vol 26, pp 45-51
- [8] K.Li, S. Warren, A wireless reflectance pulse oximeter with digital baseline control for unfiltered photoplethysmograms, IEEE Transact. On Biomed. Circuits and Systems, 2012, vol 6(3), pp 269-278.
- [9] R.G. Hahr, S.B. Duun, M.H. Toft, B. Belhage, J. Larsen, K. Birkelund, E.V. Thomsen, An Electronic Patch for Wearable Health Monitor by Reflectance Pulse Oximetry, IEEE Transac. On Biomed. Circuits and Systems, 2012, vol 6 (1), pp 45-53.
- [10] D.B. Wax, P. Rubin, S. Neustein, A comparison of transmittance and Reflectance Pulse Oximetry during Vascular Surgery, Int Anesth Research Society, 2009, vol 109 (6) pp 1847 - 1849.
- [11] Shelley K.H, Photoplethysmography: Beyond the Calculation of Arterial Oxygen Saturation and Heart Rate, Anesth. & Analgesia, 2007, 105(8),pp 1-6.
- [12] Sawa Puke, Takuji Suzuki, Kanako Nakayama et al, Blood pressure estimation from pulse wave velocity measured on the chest, 2013, 35th An. Int. Conf. IEEE EMBS, Osaka, Japan, 3-7 Jul 2013.
- [13] Heiko Gesche , Detlef Grosskurth, Gert Kuchler ,Andreas Patzak, Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method, Eur. J Appl. Physiol. 2011, DOI 10.1007/s00421-011-1983-3.

Technology feeds on itself. Technology makes more technology possible.

ALVIN TOFFLER, *Future Shock*, 1970



Alvin Toffler (born October 4, 1928) is an American writer and futurist, known for his works discussing the digital revolution, communication revolution and technological singularity (Wikipedia)