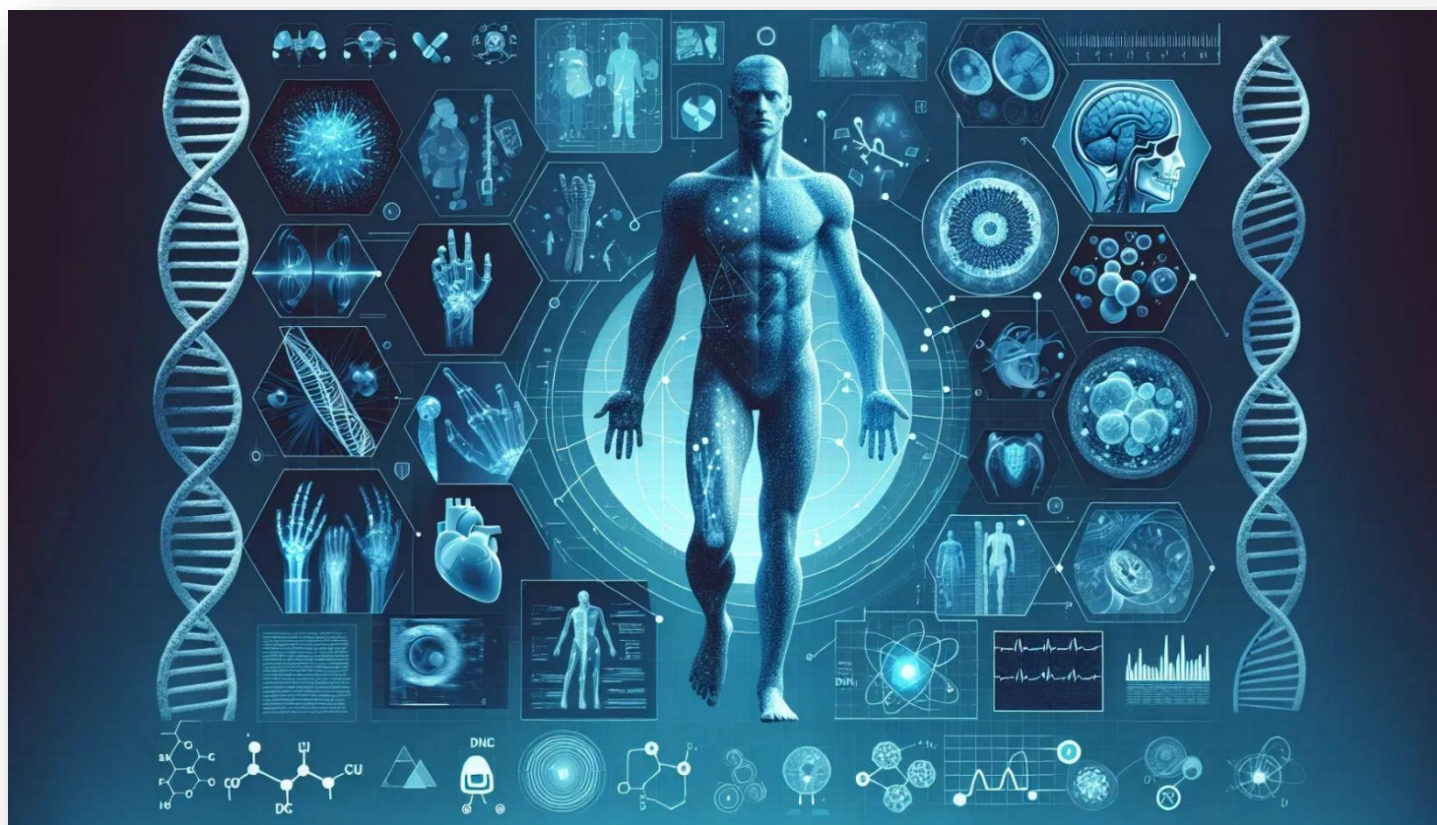
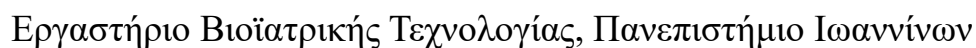




Ιωάννινα, 2025

Πρόλογος

Η βιοϊατρική τεχνολογία βρίσκεται στη τομή της μηχανικής και της υγειονομικής περίθαλψης, αντιπροσωπεύοντας έναν από τους πιο καινοτόμους τομείς της σύγχρονης επιστήμης. Πρωταρχικός στόχος αυτού του εγχειριδίου είναι να παρέχει στους φοιτητές του Τμήματος Μηχανικής Επιστήμης των Υλικών του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων μια ολοκληρωμένη εισαγωγή στις θεμελιώδεις αρχές και πρακτικές εφαρμογές της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας μέσω των εργαστηριακών ασκήσεων που παρουσιάζονται στο παρόν εγχειρίδιο.

Σε αυτό το εργαστήριο, οι φοιτητές θα ασχοληθούν με τεχνολογίες αιχμής που χρησιμοποιούνται στη διάγνωση, τη θεραπεία και την παρακολούθηση της υγείας, ενώ θα αποκτήσουν πρακτική εμπειρία με συσκευές και μεθόδους που είναι βασικές στην πρακτική ιατρική. Αυτές οι δεξιότητες όχι μόνο θα εμβαθύνουν την κατανόησή τους για το αντικείμενο αλλά και θα τους προετοιμάσουν για μελλοντικές επαγγελματικές προκλήσεις.

Η βιοϊατρική τεχνολογία είναι κάτι περισσότερο από μια τεχνική επιδίωξη, φέρει ηθική ευθύνη στην κοινωνία, καθώς οι εφαρμογές της επηρεάζουν άμεσα την ανθρώπινη υγεία και ζωή. Ως εκ τούτου, αυτό το εργαστηριακό μάθημα στοχεύει όχι μόνο να παρέχει τεχνικές γνώσεις αλλά και να ενθαρρύνει την κριτική σκέψη γύρω από τις ηθικές και κοινωνικές επιπτώσεις των βιοϊατρικών προόδων.

Θα ήθελα να εκφράσω τις ειλικρινείς μου ευχαριστίες στον καθηγητή Δημήτριο Φωτιάδη, του οποίου η καθοδήγηση και η τεχνογνωσία ήταν ανεκτίμητη στην ανάπτυξη αυτού του υλικού, καθώς και σε ολόκληρη την εργαστηριακή ομάδα. Ελπίζω αυτή η εμπειρία να αποδειχθεί ουσιώδης για τους φοιτητές και να συμβάλει ουσιαστικά στην ακαδημαϊκή και επαγγελματική τους ανάπτυξη.



Πίνακας Περιεχομένων

Πρόλογος.....	3
Άσκηση 1 Μέτρηση Κορεσμού Οξυγόνου και Καρδιακού Παλμού με Παλμικό Οξύμετρο	7
Άσκηση 2 Μέτρηση Θερμοκρασίας Σώματος με Υπέρυθρο Ψηφιακό Θερμόμετρο	11
Άσκηση 3 Μέτρηση αρτηριακής πίεσης με Πιεσόμετρο Μπράτσου	17
Άσκηση 4 Μέτρηση Σύνθεσης Σώματος με Χρήση Δερματοπαχύμετρου	23
Άσκηση 5 Μέτρηση Τιμών Γλυκόζης.....	31
Άσκηση 6 Χαρτογράφηση Πίεσης και Ανάλυση Πέλματος με Χαλί Αισθητήρων Πίεσης.....	37
Άσκηση 7 Μέτρηση Πνευμονικής Λειτουργίας με Χρήση Σπιρομέτρου	45

Άσκηση 1 Μέτρηση Κορεσμού Οξυγόνου και Καρδιακού Παλμού με Παλμικό Οξύμετρο

Σκοπός

Σκοπός της άσκησης είναι η κατανόηση της αρχής λειτουργίας των παλμικών οξύμετρων, η μέτρηση του κορεσμού οξυγόνου (SpO_2) και του καρδιακού παλμού με τη χρήση τέτοιου αισθητήρα, και η διερεύνηση παραγόντων που επηρεάζουν την ακρίβεια της μέτρησης.

1. Θεωρητικό Μέρος

1.1 Εξέλιξη των Παλμικών Οξύμετρων

Η ιστορική εξέλιξη των παλμικών οξύμετρων είναι στενά συνδεδεμένη με την ανάγκη για μη επεμβατική παρακολούθηση της υγείας των ασθενών, ειδικά σε περιπτώσεις όπου η άμεση μέτρηση των επιπέδων οξυγόνου στο αίμα είναι δύσκολη. Η αρχική μέτρηση των επιπέδων οξυγόνου γινόταν με αιμοληψία και ανάλυση αερίων αίματος, μια επεμβατική διαδικασία που απαιτούσε χρόνο και εξειδικευμένο εξοπλισμό.

Οι πρώτες προσπάθειες για τη μέτρηση του οξυγόνου χωρίς την ανάγκη αιμοληψίας έγιναν τη δεκαετία του 1930. Το 1972, ο Takuo Aoyagi, και ο Michio Kishi, Ιάπωνες ερευνητές, ανέπτυξαν την τεχνολογία των παλμικών οξύμετρων, χρησιμοποιώντας την αρχή της φασματικής ανάλυσης για την εκτίμηση του κορεσμού οξυγόνου στο αίμα με βάση την απορρόφηση φωτός σε διαφορετικά μήκη κύματος. Αυτή η τεχνολογία αναπτύχθηκε και βελτιώθηκε τη δεκαετία του 1980, οπότε και άρχισαν να χρησιμοποιούνται σε νοσοκομεία παγκοσμίως. Σήμερα, τα παλμικά οξύμετρα είναι μικρές, φορητές συσκευές, που προσφέρουν άμεσες και αξιόπιστες μετρήσεις. Έχουν γίνει αναπόσπαστο κομμάτι της κλινικής πρακτικής σε πολλούς τομείς της υγειονομικής περίθαλψης, από τη χειρουργική μέχρι την καθημερινή παρακολούθηση ασθενών [1,2].

Πέρα από την εκτίμηση του κορεσμού οξυγόνου (SpO_2), τα παλμικά οξύμετρα προσφέρουν ταυτόχρονα και παρακολούθηση του καρδιακού παλμού. Η παρακολούθηση του καρδιακού παλμού αποτελεί μία από τις βασικότερες μεθόδους εκτίμησης της καρδιαγγειακής λειτουργίας. Η παρακολούθηση του καρδιακού παλμού ξεκινά από την αρχαιότητα, με γιατρούς όπως ο Ιπποκράτης και ο Γαληνός να χρησιμοποιούν την αφή για την αξιολόγηση της καρδιακής λειτουργίας. Στις αρχές του 20ού αιώνα, ο Willem Einthoven ανέπτυξε το ηλεκτροκαρδιογράφημα (ΗΚΓ), το οποίο αποτέλεσε τη βάση για τις ηλεκτρονικές μετρήσεις του καρδιακού παλμού. Τη δεκαετία του 1960 εμφανίστηκαν οι πρώτοι φορητοί ηλεκτρονικοί παλμογράφοι, ενώ από το 1980, τα παλμικά οξύμετρα ενσωμάτωσαν τη μέτρηση του καρδιακού παλμού μέσω της φωτοπληθυσμογραφίας (PPG) για μη επεμβατική μέτρηση. Σήμερα, αισθητήρες παλμού υπάρχουν σε ιατρικές και φορητές συσκευές καθημερινής χρήσης [3-5].

1.2 Φυσιολογία της Οξυγόνωσης του Αίματος

Η αιμοσφαιρίνη (Hb) είναι μια πρωτεΐνη που βρίσκεται στα ερυθρά αιμοσφαίρια και είναι υπεύθυνη για τη μεταφορά οξυγόνου από τους πνεύμονες στους ιστούς του σώματος. Όταν η αιμοσφαιρίνη δεσμεύεται με οξυγόνο, δημιουργείται η οξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη (HbO_2). Το ποσοστό της αιμοσφαιρίνης που είναι δεσμευμένο με οξυγόνο σε σχέση με τη συνολική ποσότητα αιμοσφαιρίνης είναι ο κορεσμός οξυγόνου, γνωστός ως SpO_2 . Ο κορεσμός οξυγόνου είναι κρίσιμος για τη διατήρηση της λειτουργίας των κυττάρων, καθώς οι ιστοί χρειάζονται επαρκή παροχή οξυγόνου για να πραγματοποιήσουν τις μεταβολικές τους διεργασίες. Η παρακολούθηση των επιπέδων SpO_2 επιτρέπει στους κλινικούς να εντοπίζουν πιθανές υποξικές καταστάσεις (χαμηλή παροχή οξυγόνου), οι οποίες μπορεί να οδηγήσουν σε σοβαρά προβλήματα υγείας [6].

1.3 Φυσιολογία του Καρδιακού Παλμού

Ο καρδιακός παλμός αναφέρεται στον αριθμό των καρδιακών συστολών ανά λεπτό και αποτελεί έναν από τους πιο βασικούς δείκτες της καρδιοαγγειακής λειτουργίας. Ρυθμίζεται από τον φλεβόκομβο, τον φυσικό βηματοδότη της καρδιάς, που παράγει ηλεκτρικά σήματα που προκαλούν τις συσπάσεις της καρδιάς. Αυτά τα σήματα οδηγούν σε ρυθμικές συσπάσεις και χαλαρώσεις της καρδιάς. Ο φυσιολογικός καρδιακός παλμός κυμαίνεται μεταξύ 60 και 100 παλμών ανά λεπτό σε κατάσταση ηρεμίας, και μπορεί να αυξηθεί κατά την άσκηση ή το άγχος [7].

1.4 Βασική Αρχή των Παλμικών Οξύμετρων

Τα παλμικά οξύμετρα βασίζονται στην αρχή της απορρόφησης φωτός από την αιμοσφαιρίνη. Η συσκευή εκπέμπει φως σε δύο μήκη κύματος: το κόκκινο (660 nm) και το υπέρυθρο (940 nm). Το φως περνά μέσα από τον ιστό και τα αιμοφόρα αγγεία, όπου απορροφάται διαφορετικά από την οξυγονωμένη και αποξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη. Η HbO₂ απορροφά περισσότερο υπέρυθρο φως και λιγότερο κόκκινο φως, ενώ η αποξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη απορροφά περισσότερο κόκκινο φως και λιγότερο υπέρυθρο. Η συσκευή ανιχνεύει τις διαφορές στην απορρόφηση και χρησιμοποιεί αυτές τις πληροφορίες για να υπολογίσει το ποσοστό του SpO₂. Η μέτρηση βασίζεται στην ανάλυση της παλμικής ροής του αίματος, καθώς οι παλμοί του αίματος αλλάζουν τον τρόπο απορρόφησης του φωτός.

Ο καρδιακός παλμός μετριέται μέσω της οπτικής φωτοπληθυσμογραφίας (photoplethysmography - PPG), που βασίζεται στην ανίχνευση των μεταβολών στη ροή του αίματος μέσω φωτός. Η ροή του αίματος αυξομειώνεται ρυθμικά με τους καρδιακούς παλμούς, προκαλώντας περιοδικές αλλαγές στην απορρόφηση του φωτός, οι οποίες καταγράφονται ως κυματομορφή (PPG). Το οξύμετρο μετρά τα "κύματα" της ροής του αίματος, και ο αριθμός αυτών ανά λεπτό αντιστοιχεί στην καρδιακή συχνότητα (παλμοί/λεπτό). Η μέτρηση αυτή δεν είναι άμεση από την καρδιά, αλλά έμμεση, βασιζόμενη στις μεταβολές του όγκου αίματος [8].

1.5 Υλικά Αισθητήρων

Η κατασκευή των παλμικών οξύμετρων περιλαμβάνει τη χρήση εξειδικευμένων υλικών για τους αισθητήρες φωτός, τις φωτοδιόδους και τις διόδους εκπομπής φωτός (light-emitting diode, LED). Οι φωτοδιόδοι και τα LED παράγονται από ημιαγωγούς, συνήθως βασισμένους στο πυρίτιο (Si), καθώς έχουν εξαιρετικές ιδιότητες απορρόφησης και εκπομπής φωτός σε συγκεκριμένα μήκη κύματος. Επιπλέον, τα υλικά που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή των εξωτερικών μερών της συσκευής πρέπει να είναι βιοσυμβατά, ώστε να μην προκαλούν ερεθισμούς ή αλλεργίες στο δέρμα του χρήστη. Οι συσκευές αυτές κατασκευάζονται επίσης για να είναι ανθεκτικές σε καταπόνηση, ώστε να μπορούν να χρησιμοποιούνται με ασφάλεια σε ιατρικά περιβάλλοντα [9].

1.6 Εφαρμογές των Παλμικών Οξύμετρων στη Βιοϊατρική και την Κλινική Πράξη

Τα παλμικά οξύμετρα είναι ευρέως διαδεδομένα στην ιατρική πρακτική και χρησιμοποιούνται σε διάφορες καταστάσεις. Κάποιες από τις κύριες εφαρμογές περιλαμβάνουν:

- Χρήση σε μονάδες εντατικής θεραπείας (ΜΕΘ): Τα παλμικά οξύμετρα χρησιμοποιούνται για τη συνεχή παρακολούθηση ασθενών σε κρίσιμη κατάσταση, παρέχοντας ζωτικής σημασίας πληροφορίες για τη γενική τους κατάσταση και την οξυγόνωση του αίματος.
- Αναισθησία και χειρουργική: Κατά τη διάρκεια χειρουργικών επεμβάσεων, τα παλμικά οξύμετρα χρησιμοποιούνται για την παρακολούθηση της αναπνευστικής λειτουργίας των ασθενών που βρίσκονται υπό αναισθησία, διασφαλίζοντας ότι παραμένουν σωστά οξυγονωμένοι.

- Αθλητισμός και φυσική άσκηση: Τα παλμικά οξύμετρα χρησιμοποιούνται από αθλητές, ειδικά σε μεγάλα υψόμετρα, για να παρακολουθούν τον κορεσμό οξυγόνου στο αίμα και την καρδιακή συχνότητα. Έτσι βοηθούν στην πρόληψη υποξίας και στην εκτίμηση της κόπωσης κατά την άσκηση.
- Φορητά συστήματα παρακολούθησης: Τα παλμικά οξύμετρα μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε οικιακά περιβάλλοντα για τη συνεχή παρακολούθηση ασθενών με χρόνια προβλήματα υγείας, όπως χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια (ΧΑΠ), για την παρακολούθηση της υγείας των ανθρώπων με καρδιαγγειακά προβλήματα ή για τη γενική παρακολούθηση της φυσικής κατάστασης [10].

1.7 Επεξεργασία Σήματος

Η ακριβής μέτρηση του SpO₂ απαιτεί την επεξεργασία των σημάτων που λαμβάνονται από τους αισθητήρες του παλμικού οξύμετρου. Τα σήματα που λαμβάνονται περιέχουν θόρυβο συνήθως λόγω κινήσεων του ασθενούς και του εξωτερικού φωτός. Επομένως, οι συσκευές χρησιμοποιούν φίλτρα και αλγόριθμους επεξεργασίας σήματος για να απομονώσουν το παλμικό κύμα από τον θόρυβο και να εξασφαλίσουν μια καθαρή και αξιόπιστη μέτρηση. Οι αλγόριθμοι που χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό του SpO₂ βασίζονται στη σχέση μεταξύ της απορρόφησης του φωτός στα δύο μήκη κύματος (κόκκινο και υπέρυθρο) και του ποσοστού οξυγόνωσης. Οι αλγόριθμοι αυτοί εφαρμόζουν συνήθως μεθόδους προσαρμογής καμπυλών, στατιστικής ανάλυσης και μοντελοποίησης της αιμοδυναμικής ροής για να υπολογίσουν με ακρίβεια το ποσοστό SpO₂ [11].

Λέξεις Κλειδιά

Κορεσμός οξυγόνου (SpO₂), Καρδιακός ρυθμός, Παλμικό οξύμετρο, Οξυγόνωση αίματος, Φωτοπληθυσμογραφία (PPG)

Πίνακας Συντομογραφιών

Πλήρης Όρος	Συντομογραφία
Κορεσμός οξυγόνου	SpO ₂
Αιμοσφαιρίνη	Hb
Οξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη	HbO ₂
Ρυθμός παλμών σε παλμούς ανά λεπτό	PRbpm
Δίοδος εκπομπής φωτός (light-emitting diode)	LED
Αρσενίδιο του γαλλίου	GaAs
Πυρίτιο	Si
Μονάδα εντατικής θεραπείας	ΜΕΘ
Χρόνια αποφρακτική πνευμονοπάθεια	ΧΑΠ

2. Εργαστηριακό Μέρος

Εξοπλισμός

1. Παλμικό οξύμετρο

Προαιρετικά

1. Κατεβάστε την εφαρμογή «beurer HealthManagerPro» στο smartphone σας, για την μετάδοση των δεδομένων μέσω Bluetooth.

2. Επιλέξτε τη συσκευή «PO 60». Κρατήστε στο απενεργοποιημένο παλμικό οξύμετρο το πλήκτρο λειτουργίας πατημένο για 5 δευτερόλεπτα. Στην οθόνη του εμφανίζεται ένας τυχαίος εξαψήφιος κωδικός PIN και συγχρόνως εμφανίζεται ένα πεδίο καταχώρισης στο smartphone, μέσα στο οποίο πρέπει να καταχωρίσετε αυτόν τον εξαψήφιο κωδικό PIN.

Δραστηριότητα

1. Εισάγετε ένα δάχτυλο στο άνοιγμα δαχτύλου του παλμικού οξυμέτρου. Κρατήστε το δάχτυλο ακίνητο.
2. Πιέστε το πλήκτρο λειτουργίας. Το παλμικό οξύμετρο αρχίζει τη μέτρηση.
3. Καταγράψτε τις τιμές μέτρησής σας.
4. Επαναλάβετε τη διαδικασία 3 φορές και σημειώστε τυχόν διακυμάνσεις.

Αναφορές

- [1]. A. Jubran, "Pulse oximetry," *Critical Care*, vol. 19, no. 1, p. 272, Dec. 2015, doi: 10.1186/s13054-015-0984-8.
- [2]. A. Van Meter *et al.*, "Beat to Beat: A Measured Look at the History of Pulse Oximetry," *Journal of Anesthesia History*, vol. 3, no. 1, pp. 24–26, Jan. 2017, doi: 10.1016/j.janh.2016.12.003.
- [3]. Ernst G. Hidden Signals-The History and Methods of Heart Rate Variability. *Front Public Health*. 2017;5:265. Published 2017 Oct 16.
- [4]. Galli A, Montree RJH, Que S, Peri E, Vullings R. An Overview of the Sensors for Heart Rate Monitoring Used in Extramural Applications. *Sensors (Basel)*. 2022;22(11):4035. Published 2022 May 26.
- [5]. Lapitan DG, Tarasov AP, Shtyflyuk ME, Rogatkin DA. On the Origin of the Photoplethysmography Signal: Modeling of Volumetric and Aggregation Effects. *Photonics*. 2024; 11(7):637.
- [6]. J.-O. Dunn, M. Mythen, and M. Grocott, "Physiology of oxygen transport," *BJA Education*, vol. 16, no. 10, pp. 341–348, 2016, doi: 10.1093/bjaed/mkw012.
- [7]. Mejía-Mejía E, May JM, Torres R, Kyriacou PA. Pulse rate variability in cardiovascular health: a review on its applications and relationship with heart rate variability. *Physiol Meas*. 2020;41(7):07TR01.
- [8]. Leppänen, T. et al. (2022). Pulse Oximetry: The Working Principle, Signal Formation, and Applications. In: Penzel, T., Hornero, R. (eds) *Advances in the Diagnosis and Treatment of Sleep Apnea. Advances in Experimental Medicine and Biology*, vol 1384. Springer, Cham.
- [9]. Hyeonwoo Lee et al., Toward all-day wearable health monitoring: An ultralow-power, reflective organic pulse oximetry sensing patch. *Sci. Adv.* 4, eaas9530(2018).
- [10]. G. Ingram and N. Munro, "The use (or otherwise) of pulse oximetry in general practice," *The British Journal of General Practice*, vol. 55, no. 516, p. 501, Jul. 2005.
- [11]. P. Kainan, A. Sinchai, P. Tuwanut, and P. Wardkein, "New pulse oximetry detection based on the light absorbance ratio as determined from amplitude modulation indexes in the time and frequency domains," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 75, p. 103627, Mar. 2022.

Άσκηση 2 Μέτρηση Θερμοκρασίας Σώματος με Υπέρυθρο Ψηφιακό Θερμόμετρο

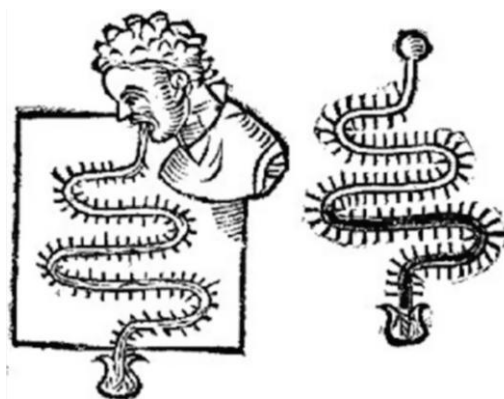
Σκοπός

Σκοπός της άσκησης είναι η κατανόηση της αρχής λειτουργίας των υπέρυθρων ψηφιακών θερμομέτρων, η μέτρηση της θερμοκρασίας του ανθρώπινου σώματος με τη χρήση τέτοιων αισθητήρων καθώς και η διερεύνηση παραγόντων που επηρεάζουν την ακρίβεια των μετρήσεων.

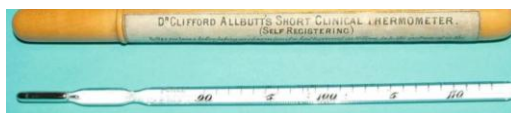
1. Θεωρητικό μέρος

1.1 Εξέλιξη των Θερμομέτρων

Η ιστορία του ιατρικού θερμομέτρου ξεκινά με το θερμοσκόπιο του Γαλιλαίου (1592-1593), μια συσκευή χωρίς μετρήσιμη κλίμακα που επηρεαζόταν από την ατμοσφαιρική πίεση. Ο Santorio Santorio (1612–1625) προσέθεσε για πρώτη φορά κλίμακα, καθιστώντας την μέτρηση πιο αξιόπιστη. Στις αρχές του 18^{ου} αιώνα, ο Daniel Gabriel Fahrenheit κατασκεύασε αλκοολικά και υδραργυρικά θερμομέτρα, καθώς διαπίστωσε ότι ο υδράργυρος ανταποκρίνεται γρηγορότερα στις μεταβολές της θερμοκρασίας και καθιέρωσε την ομώνυμη κλίμακα. Μέχρι τα μέσα του 19ου αιώνα, τα θερμομέτρα παρέμεναν μεγάλα και απαιτούσαν μέχρι και 20 λεπτά για μία ακριβή μέτρηση, αλλά ο Sir Thomas Clifford Allbutt σχεδίασε ένα μικρό, φορητό θερμοόμετρο το οποίο έδινε μετρήσεις σε μόλις πέντε λεπτά. Το 1964, ο Theodor H. Benzinger παρουσίασε το υπέρυθρο θερμοόμετρο αυτιού, ανοίγοντας τον δρόμο για μη επεμβατικές, άμεσες και τεχνολογικά προηγμένες μετρήσεις θερμοκρασίας, όπως τα σύγχρονα ψηφιακά υπέρυθρα θερμομέτρα που χρησιμοποιούνται σήμερα και στο εργαστήριο [1].



Εικόνα 1. Ένας τυπικός σχεδιασμός ενός θερμοσκοπίου είναι ένας σωλήνας μέσα στον οποίο ένα υγρό ανεβαίνει και κατεβαίνει καθώς αλλάζει η θερμοκρασία. Το θερμοσκόπιο Sanctorius.



Εικόνα 2. Κλινικό θερμοόμετρο υδραργύρου Allbutt. (The Museum of the History of Science, Technology and Medicine at the University of Leeds.)

1.2 Φυσιολογία της Θερμορύθμισης

Η θερμοκρασία του ανθρώπινου σώματος διατηρείται περίπου στα 36.5–37.5°C μέσω μηχανισμών θερμορύθμισης που ελέγχει ο υποθάλαμος στον εγκέφαλο. Όταν η θερμοκρασία του σώματος αποκλίνει από το καθορισμένο σημείο, ο υποθάλαμος ενεργοποιεί διάφορους μηχανισμούς για την αποκατάσταση

της ισορροπίας, όπως αγγειοσυσπασση και ρίγος για τη διατήρηση και την παραγωγή θερμότητας αγγειοδιαστολή και εφίδρωση για τη διάχυση της θερμότητας. Η διαταραχή της ικανότητας του σώματος να θερμορρυθμίζεται μπορεί να οδηγήσει σε:

- Υπερθερμία ($>38^{\circ}\text{C}$) υποδηλώνει συχνά λοίμωξη ή φλεγμονή.
- Υποθερμία ($<35^{\circ}\text{C}$) μπορεί να οδηγήσει σε σοβαρές επιπλοκές.

Μικρές διακυμάνσεις της θερμοκρασίας μπορεί να είναι αναστρέψιμες με αλλαγές στη συμπεριφορά και φυσιολογικές αντιδράσεις, ενώ ακραίες διακυμάνσεις μπορούν τελικά να οδηγήσουν σε οργανική ανεπάρκεια, κώμα ή/και θάνατο. Η θερμοκρασία ποικίλλει σε όλο το σώμα, με τη θερμοκρασία του πυρήνα του σώματος να είναι υψηλότερη και πιο σταθερή και τη θερμοκρασία του δέρματος να είναι χαμηλότερη και πιο μεταβλητή λόγω εξωτερικών παραγόντων. Συνήθως, η χαμηλότερη θερμοκρασία σώματος εμφανίζεται στις 4 π.μ. και η υψηλότερη στις 6 μ.μ. Η μέτρηση της θερμοκρασίας αποτελεί μια από τις βασικότερες παραμέτρους ζωτικών σημείων [2].

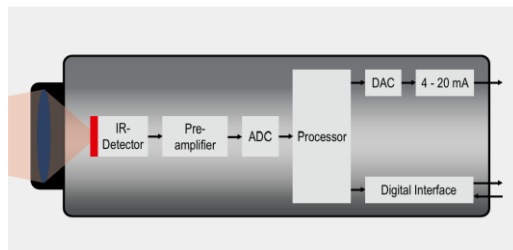
1.3 Βασική Αρχή Υπέρυθρων Θερμομέτρων

Τα θερμόμετρα υπέρυθρων χωρίς επαφή χρησιμοποιούν έναν μόνο θερμικό ανιχνευτή ανά συσκευή και, κατά συνέπεια, δίνουν μια μόνο τιμή θερμοκρασίας ως έξοδο. Ένα φυσικό σώμα με θερμοκρασία πάνω από το απόλυτο μηδέν (δηλαδή, $-273,15^{\circ}\text{C}$ · 0 Kelvin) εκπέμπει ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία ανάλογη με την εγγενή θερμοκρασία του σώματός του. Ένα μέρος αυτής της λεγόμενης εγγενούς ακτινοβολίας είναι η υπέρυθη ακτινοβολία, η οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη μέτρηση της θερμοκρασίας ενός σώματος. Τεχνικά, η υπέρυθη ακτινοβολία καλύπτει ένα μέρος ολόκληρου του εύρους του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος, ξεκινώντας από το ορατό εύρος περίπου $0,78\text{ }\mu\text{m}$ και καταλήγοντας σε μήκη κύματος περίπου $1000\text{ }\mu\text{m}$. Γενικά, οι θερμικοί ανιχνευτές είναι ευρυζωνικοί, που σημαίνει ότι συλλέγουν όλη την υπέρυθη ακτινοβολία από την πηγή. Μήκη κύματος που κυμαίνονται από $0,7$ έως $14\text{ }\mu\text{m}$ είναι σημαντικά για τη μέτρηση της υπέρυθρης θερμοκρασίας. Ωστόσο, μήκη κύματος που κυμαίνονται από 3 έως $14\text{ }\mu\text{m}$ χρησιμοποιούνται συνήθως για τη μέτρηση της θερμοκρασίας του σώματος. Πάνω από αυτά τα μήκη κύματος, το επίπεδο ενέργειας είναι τόσο χαμηλό, που οι ανιχνευτές δεν είναι αρκετά ευαίσθητοι για να τα ανιχνεύσουν. Εν συντομία, η υπέρυθη ακτινοβολία εκπέμπεται από την επιφάνεια του σώματος και διαπερνά την ατμόσφαιρα. Με τη βοήθεια ενός φακού (δηλαδή, οπτικών εισόδων), η δέσμη ακτινοβολίας εστιάζεται σε έναν ανιχνευτή που παράγει ένα ηλεκτρικό σήμα ανάλογο με την ακτινοβολία εισόδου. Το σήμα ενισχύεται και, χρησιμοποιώντας διαδοχική ψηφιακή επεξεργασία σήματος, μετατρέπεται σε σήμα εξόδου ανάλογο με τη θερμοκρασία του αντικειμένου. Η τιμή μέτρησης μπορεί να εμφανιστεί σε μια οθόνη [3].

1.4 Λειτουργία Αισθητήρων και Υλικά

Η Εικόνα 1 δείχνει τη βασική κατασκευή ενός υπέρυθρου θερμομέτρου. Χρησιμοποιώντας οπτικά εισόδου, η εκπεμπόμενη υπέρυθη ακτινοβολία εστιάζεται σε έναν ανιχνευτή υπέρυθρων. Ο ανιχνευτής μετατρέπει την εισερχόμενη υπέρυθη ενέργεια σε ένα μικρό ηλεκτρικό σήμα, συνήθως χρησιμοποιώντας έναν θερμοπυλώνα (thermopile) ή πυροηλεκτρικό αισθητήρα. Δεδομένου ότι αυτή η έξοδος είναι πολύ ασθενής, απαιτείται ενίσχυση. Ένας προενισχυτής ενισχύει την μικροσκοπική τάση ή ρεύμα από τον ανιχνευτή σε ένα μετρήσιμο επίπεδο, ελαχιστοποιώντας παράλληλα τον θόρυβο και την παραμόρφωση. Στη συνέχεια, ένας αναλογικός σε ψηφιακό μετατροπέας (ADC, Analog-to-Digital Converter) μετατρέπεται το ενισχυμένο αναλογικό σήμα σε ψηφιακή μορφή, διευκολύνοντας την επεξεργασία, το φιλτράρισμα και τη

βαθμονόμηση των δεδομένων. Ο επεξεργαστής (μικροελεγκτής ή επεξεργαστής σήματος), ο οποίος αποτελεί τον πυρήνα του θερμομέτρου, εφαρμόζει αλγόριθμους διόρθωσης (π.χ., εκπομπή και αντιστάθμιση περιβάλλοντος) και μετατρέπει το υπέρυθρο σήμα σε ένδειξη θερμοκρασίας σε °C ή °F. Εκτός από την εμφανιζόμενη τιμή θερμοκρασίας, πολλά υπέρυθρα θερμόμετρα μετατρέπουν το επεξεργασμένο ψηφιακό αποτέλεσμα πίσω σε ένα τυπικό αναλογικό σήμα (4–20 mA), επιτρέποντας εύκολη ενσωμάτωση με συστήματα ελέγχου διεργασίας. Επιπλέον, χάρη στην εσωτερική ψηφιακή επεξεργασία σήματος, τα



Εικόνα 1: Διάγραμμα ενός υπέρυθρου θερμομέτρου.

περισσότερα σύγχρονα υπέρυθρα θερμόμετρα παρέχουν επίσης ψηφιακές διεπαφές (π.χ. USB, RS485, Ethernet) για την έξοδο δεδομένων και την πρόσβαση στις παραμέτρους της συσκευής [4].

Οι υπέρυθροι αισθητήρες κατασκευάζονται από ημιαγώγιμα υλικά (π.χ. πυρίτιο, PbSe, InSb), που έχουν υψηλή ευαισθησία στο υπέρυθρο φάσμα.

- Οι θερμοπυλώνες αποτελούνται από πολλαπλά θερμοζεύγη (π.χ. Bi–Sb, Ni–Cr) διατεταγμένα σε σειρά, τα οποία δημιουργούν τάση ανάλογη με τη διαφορά θερμοκρασίας.
- Για την προστασία του αισθητήρα χρησιμοποιούνται οπτικά φίλτρα IR (γυαλί ή πολυμερή ειδικής διαπερατότητας).

Η επιλογή των υλικών είναι καθοριστική για την ακρίβεια, το χρόνο απόκρισης και την αντοχή του αισθητήρα [5,6].

1.5 Μέθοδοι μέτρησης

- Μέτωπο (Κροταφική Αρτηρία)

Χρησιμοποιείται κυρίως για τη μέτρηση θερμοκρασίας χωρίς επαφή. Κατάλληλο για γρήγορο έλεγχο, αλλά η ακρίβεια μπορεί να επηρεαστεί από παράγοντες όπως η περιβαλλοντική θερμοκρασία, ο ιδρώτας και η απόσταση του αισθητήρα από το δέρμα.

- Αυτί (Τυμπανική Μεμβράνη)

Αποτελεί αξιόπιστη μέθοδο για εκτίμηση της θερμοκρασίας του πυρήνα του σώματος. Προτιμάται όταν απαιτείται μεγαλύτερη ακρίβεια, καθώς το αυτί αντανακλά καλύτερα τη θερμοκρασία του σώματος σε σχέση με το δέρμα.

Η ακρίβεια επηρεάζεται από την απόσταση, τον ιδρώτα, το περιβάλλον και την ευθυγράμμιση της δέσμης [7].

1.6 Εφαρμογές στη Βιοϊατρική και στη Βιομηχανία Υλικών

- Κλινική χρήση: ανίχνευση πυρετού και λοιμώξεων.
- Μαζικός έλεγχος θερμοκρασίας (π.χ. πανδημία COVID-19) [8].

- Στα εργαστήρια υλικών: θερμομέτρηση δειγμάτων χωρίς επαφή, έλεγχος θερμοκρασίας διεργασιών.
- Βιομηχανία: θερμογραφία, έλεγχος θερμοκρασίας σε παραγωγικές διαδικασίες [9].

1.7 Επεξεργασία Σήματος

Τα υπέρυθρα θερμομέτρα χρησιμοποιούν αναλογικά φίλτρα, μετατροπείς A/D, και αλγορίθμους διόρθωσης, ώστε να ληφθεί αξιόπιστη μέτρηση:

- Διόρθωση θορύβου (π.χ. κίνηση, περιβάλλον).
- Υπολογισμός μέσης τιμής.
- Θερμοκρασιακή αντιστάθμιση (compensation) με αναφορά στο περιβάλλον του αισθητήρα [10].

Λέξεις Κλειδιά

Υπέρυθρο θερμομέτρο, Υπέρυθρη ακτινοβολία, Θερμοκρασία σώματος

Πίνακας Συντομογραφιών

Πλήρης Όρος	Συντομογραφία
Μετατροπέας αναλογικού σε ψηφιακό (Analog-to-Digital Converter)	ADC
Πυρίτιο	Si
Lead selenide	PbSe
Αντιμονίδιο Ινδίου (Indium antimonide)	InSb
Υπέρυθρη ακτινοβολία (Infrared)	IR

2. Εργαστηριακό Μέρος

Εξοπλισμός

1. Υπέρυθρο Ψηφιακό θερμομέτρο.

Δραστηριότητα

1. Χρησιμοποιείτε το θερμομέτρο για τη μέτρηση των διακυμάνσεων της θερμοκρασίας σε στο μέτωπο. Στη συνέχεια, παρατηρείτε τις διαφορές καθώς παίρνετε μετρήσεις από άλλες επιφάνειες (π.χ μεταλλικές, πλαστικές).
2. Καταγράψτε τις μετρήσεις και παρατηρήστε τις αποκλίσεις.

Αναφορές

- [1] Grodzinsky E, Sund Levander M. History of the Thermometer. *Understanding Fever and Body Temperature*. 2019;23-35. Published 2019 Aug 23. doi:10.1007/978-3-030-21886-7_3
- [2] Osilla EV, Marsidi JL, Shumway KR, et al. Physiology, Temperature Regulation. [Updated 2023 Jul 30]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK507838/>
- [3] Piccinini F, Martinelli G, Carbonaro A. Reliability of Body Temperature Measurements Obtained with Contactless Infrared Point Thermometers Commonly Used during the COVID-19 Pandemic. *Sensors (Basel)*. 2021;21(11):3794. Published 2021 May 30. doi:10.3390/s21113794
- [4] Optris, Infrared Basics, Optris GmbH, Sept. 2024. [Online]. Available: <https://optris.com/wp-content/uploads/2024/09/Infrared-Basics.pdf>

- [5] Goh NW-J, Poh J-J, Yeo JY, Aw BJ-J, Lai SC, Cheng JJW, Tan CYL, Gan SK-E. Design and Development of a Low Cost, Non-Contact Infrared Thermometer with Range Compensation. *Sensors*. 2021; 21(11):3817. <https://doi.org/10.3390/s21113817>
- [6] MicroDigisoft, "Interfacing MLX90614 IR Temperature Sensor with Arduino Uno," MicroDigisoft, 03-Oct-2021. Available: <https://microdigisoft.com/interfacing-mlx90614-ir-temperature-sensor-with-arduino/>
- [7] Chen H-Y, Chen A, Chen C. Investigation of the Impact of Infrared Sensors on Core Body Temperature Monitoring by Comparing Measurement Sites. *Sensors*. 2020;20(10):2885. <https://doi.org/10.3390/s20102885>
- [8] Sullivan, S.J.L., Rinaldi, J.E., Hariharan, P. et al. Clinical evaluation of non-contact infrared thermometers. *Sci Rep* 11, 22079 (2021). <https://doi.org/10.1038/s41598-021-99300-1>
- [9] Heimann Sensor. Industrial process control. Retrieved June 1, 2025, from <https://www.heimannsensor.com/process-control>
- [10] P. Razmara, T. Khezresmaeilzadeh and B. K. Jenkins, "Fever Detection with Infrared Thermography: Enhancing Accuracy through Machine Learning Techniques," 2024 IEEE EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics (BHI), Houston, TX, USA, 2024, pp. 1-8, doi: 10.1109/BHI62660.2024.10913591.

Άσκηση 3 Μέτρηση αρτηριακής πίεσης με Πιεσόμετρο Μπράτσου

Σκοπός

Σκοπός της άσκησης είναι η κατανόηση της αρχής λειτουργίας των σφυγμομανομέτρων (πιεσόμετρων), η μέτρηση της αρτηριακής πίεσης και του σφυγμού με τη χρήση τέτοιων αισθητήρων καθώς και η διερεύνηση παραγόντων που επηρεάζουν την ακρίβεια των μετρήσεων.

1. Θεωρητικό μέρος

1.1 Εξέλιξη των Πιεσομέτρων

Η μελέτη της κυκλοφορίας του αίματος έχει απασχολήσει τον άνθρωπο από την αρχαιότητα, με πρώιμες θεωρίες να καταγράφονται στην Κίνα και την Ινδία. Τα πιεσόμετρα πρωτοεμφανίστηκαν στα τέλη του 19ου αιώνα, με την κλασική υδραργυρική στήλη να θεωρείται για δεκαετίες το «χρυσό πρότυπο» μέτρησης της αρτηριακής πίεσης. Τα πρώτα πιεσόμετρα αναπτύχθηκαν από τον Ιταλό γιατρό Scipione Riva-Rocci το 1896. Η καινοτομία του βασίστηκε στη χρήση μιας περιχειρίδας τοποθετημένης στο βραχίονα, η οποία περιόριζε την κυκλοφορία έως την εξαφάνιση του κερκιδικού σφυγμού. Η περιχειρίδα κατασκευαζόταν από σαμπρέλα ποδηλάτου πλάτους 4–5 cm, ενισχυμένη με υφασμάτινο περίβλημα, και συνδυαζόταν με σύστημα αεροφυσιγγίων για τη ρύθμιση της πίεσης (Εικόνα 1). Η μέτρηση γινόταν μέσω μανόμετρου, ιδανικά στήλης υδραργύρου, προσφέροντας για πρώτη φορά μια ακριβή και πρακτική μέθοδο κλινικής αξιολόγησης. Ήταν ένα ουσιαστικό όργανο στις ιατρικές πρακτικές, αλλά η πολυπλοκότητα του σχεδιασμού του έκανε δύσκολη τη χρήση του [1]. Στη συνέχεια αναπτύχθηκαν τα πιεσόμετρα με αναλογικό μανόμετρο και πιο πρόσφατα τα ηλεκτρονικά πιεσόμετρα με πιεζοηλεκτρικούς ή οπτικούς αισθητήρες.



Εικόνα 1: Σφυγμομανόμετρο Riva-Rocci σε χρήση.

1.2 Φυσιολογία της Αρτηριακής Πίεσης

Η αρτηριακή πίεση ενός ατόμου (ή συστηματική αρτηριακή πίεση), αναφέρεται στην πίεση που επικρατεί μέσα στις μεγάλες αρτηρίες της συστηματικής κυκλοφορίας. Εκφράζεται με δύο τιμές: τη συστολική αρτηριακή πίεση και τη διαστολική αρτηριακή πίεση. Η συστολική πίεση αναφέρεται στη μέγιστη πίεση εντός των μεγάλων αρτηριών όταν ο καρδιακός μυς συστέλλεται για να προωθήσει το αίμα μέσω του σώματος. Η διαστολική πίεση περιγράφει τη χαμηλότερη πίεση εντός των μεγάλων αρτηριών κατά τη διάρκεια της χαλάρωσης του καρδιακού μυός μεταξύ των παλμών. Η αρτηριακή πίεση μετριέται

παραδοσιακά με πιεσόμετρο υδραργύρου. Οι τιμές δίνονται σε χιλιοστά υδραργύρου (mmHg) και εκφράζονται ως συστολική προς διαστολική (π.χ. 120/80 mmHg).

Η αρτηριακή πίεση αντιστοιχεί άμεσα στην καρδιακή παροχή, την ελαστικότητα των αρτηριών και την περιφερική αγγειακή αντίσταση. Μπορεί να επηρεαστεί από πολλούς παράγοντες, όπως φυσική δραστηριότητα, στρες, παθολογικές καταστάσεις. Η διατήρηση φυσιολογικών τιμών είναι ζωτικής σημασίας. Σύμφωνα με τις ευρωπαϊκές οδηγίες, τιμές $\geq 140/90$ mmHg ταξινομούνται ως υπέρταση σταδίου 1, ενώ τιμές $\geq 160/100$ mmHg ως υπέρταση σταδίου 2. Τιμές $\geq 180/110$ mmHg αποτελούν υπερτασική κρίση, που οδηγεί σε δυνητικά απειλητικά για τη ζωή συμπτώματα και βλάβη σε τελικά όργανα. Αντίθετα, υπόταση θεωρείται η αρτηριακή πίεση μικρότερη από 90/60 mmHg.

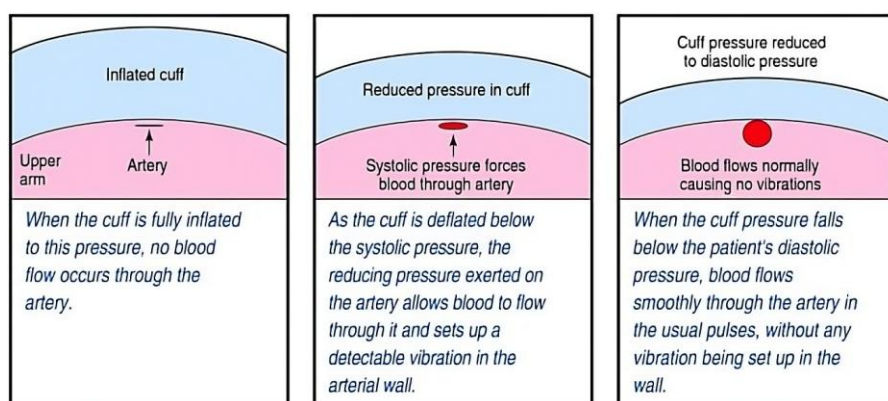
Είναι ζωτικής σημασίας για το σώμα να μπορεί να προσαρμοστεί στις οξείες αλλαγές στην αρτηριακή πίεση και για το άτομο να λάβει ιατρική θεραπεία ή προσαρμογές στον τρόπο ζωής για χρόνιες διακυμάνσεις [2-4].

1.3 Βασική Αρχή των Πιεσόμετρων

Με την ταλαντωσιμετρική μέθοδο, μια περιχειρίδα τοποθετείται γύρω από τον βραχίονα και φουσκώνεται σε πίεση περίπου 20 mmHg πάνω από τη συστολική πίεση, ώστε να διακοπεί προσωρινά η ροή του αίματος στη βραχιόνια αρτηρία. Στη συνέχεια, η συσκευή απελευθερώνει αργά και αυτόματα την πίεση του αέρα από την περιχειρίδα (Εικόνα 2). Καθώς η πίεση της περιχειρίδας μειώνεται κάτω από τη συστολική πίεση, η ροή του αίματος αρχίζει να επανεμφανίζεται, προκαλώντας ταλαντώσεις στο τοίχωμα της αρτηρίας. Οι ταλαντώσεις αυτές μεταφέρονται μέσω του αέρα της περιχειρίδας σε έναν μετατροπέα πίεσης, ο οποίος τις μετατρέπει σε ηλεκτρικά σήματα. Το πλάτος των ταλαντώσεων αυξάνεται σταδιακά, φτάνει σε μέγιστη τιμή (η οποία σχετίζεται με τη μέση αρτηριακή πίεση) και στη συνέχεια μειώνεται.

- Συστολική πίεση: καταγράφεται στο σημείο όπου αρχίζουν να εμφανίζονται οι ταλαντώσεις.
- Διαστολική πίεση: καταγράφεται όταν οι ταλαντώσεις εξασθενούν και εξαφανίζονται, καθώς η ροή του αίματος γίνεται πλήρως ομαλή.

Οι αρρυθμίες μπορούν να δημιουργήσουν επιπρόσθετες ταλαντώσεις, δυσχεραίνοντας τον ακριβή



Εικόνα 2: Στάδια μέτρησης αρτηριακής πίεσης με περιχειρίδα.

εντοπισμό των ορίων. Στους ηλικιωμένους, η μειωμένη ελαστικότητα των αρτηριών μπορεί επίσης να επηρεάσει το σήμα, ωστόσο οι σύγχρονες ταλαντωσιμετρικές συσκευές έχουν αρκετή ευαισθησία ώστε να ανιχνεύουν ακόμη και ασθενείς δονήσεις, εφόσον χρησιμοποιείται περιχειρίδα σωστού μεγέθους.

1.4 Λειτουργία Αισθητήρων και Υλικά

Οι αισθητήρες που χρησιμοποιούνται στα σφυγμομανόμετρα ποικίλλουν ανάλογα με τον τύπο της συσκευής. Οι παραδοσιακές συσκευές χρησιμοποιούν είτε στήλη υδραργύρου είτε ανεροειδή (μηχανικό) μετρητή, ενώ τα ψηφιακά μοντέλα βασίζονται σε πιεζοηλεκτρικούς αισθητήρες πίεσης για την εφαρμογή της ταλαντωσιμετρικής μεθόδου, η οποία ανιχνεύει τις διακυμάνσεις της αρτηριακής πίεσης κατά τη διάρκεια του φουσκώματος και ξεφουσκώματος του περιχειρίδιου.

Λειτουργία αισθητήρων σε διαφορετικά πιεσόμετρα:

- i. Πιεσόμετρο υδραργύρου: Θεωρείται το «χρυσό πρότυπο» για τη μέτρηση της αρτηριακής πίεσης. Χρησιμοποιεί στήλη υδραργύρου για την απεικόνιση της πίεσης, βαθμονομημένη σε χιλιοστά υδραργύρου (mmHg).
- ii. Ανεροειδές πιεσόμετρο: Μηχανική συσκευή που διαθέτει μεταλλικό ελατήριο και ένδειξη σε καντράν, το οποίο ανταποκρίνεται στις μεταβολές της πίεσης του αέρα στο περιχειρίδιο.
- iii. Ψηφιακό πιεσόμετρο: Λειτουργεί με την ταλαντωσιμετρική αρχή, χρησιμοποιώντας ηλεκτρονικούς αισθητήρες πίεσης για την ανίχνευση ταλαντώσεων που οφείλονται στην παλμική ροή του αίματος.

Υλικά Αισθητήρων

- i. Πιεσόμετρο υδραργύρου: Χρησιμοποιεί υδράργυρο σε σφραγισμένο γυάλινο σωλήνα για την ένδειξη της πίεσης.
- ii. Ανεροειδή πιεσόμετρο: Βασίζονται σε μηχανικό μανόμετρο με μεταλλικά μέρη (συντά ορείχαλκο ή ανοξείδωτο χάλυβα) [5].
- iii. Ψηφιακά πιεσόμετρα:
 - a. Πιεζοηλεκτρικοί αισθητήρες: Ο πιο συνηθισμένος τύπος, μετατρέπει την πίεση σε ηλεκτρικό σήμα.
 - b. Νανούλικά: Νεότερη έρευνα εστιάζει σε εύκαμπτους αισθητήρες με νανοσύρματα ή σύνθετα υλικά (π.χ. carbon black (CB) σε polyurethane (PU)), με εφαρμογές σε φορητές συσκευές υγείας.
 - c. Οπτικοί αισθητήρες: Πειραματικές τεχνολογίες που χρησιμοποιούν οπτικές ίνες ή κυματοδηγούς για την ανίχνευση μεταβολών στην πίεση [6,7].

1.5 Μέθοδοι μέτρησης

Η αρτηριακή πίεση μετράται χρησιμοποιώντας μη επεμβατικές μεθόδους που βασίζονται σε περιχειρίδα, όπως η ακροαστική μέθοδος (χειροκίνητη μέτρηση με στηθοσκόπιο) και η ταλαντωτική μέθοδος (αυτοματοποιημένες συσκευές). Οι επεμβατικές μέθοδοι χρησιμοποιούν έναν καθετήρα σε μια αρτηρία για συνεχή, άμεση μέτρηση, αλλά είναι λιγότερο συχνές.

Μη επεμβατικές μέθοδοι:

- i. Ακροαστική Μέθοδος: Χρησιμοποιεί ένα στηθοσκόπιο για να ανιχνεύσει τους ήχους Korotkoff στη βραχιόνια αρτηρία καθώς η περιχειρίδα φουσκώνει και συμπιέζεται.
- ii. Ταλαντωτική Μέθοδος: Μια ηλεκτρονική συσκευή μετρά αυτόματα την αρτηριακή πίεση ανιχνεύοντας τις ταλαντώσεις στην περιχειρίδα κατά την συμπίεση, χρησιμοποιώντας αλγόριθμους για την εκτίμηση της συστολικής και διαστολικής πίεσης.

Επεμβατικές Μέθοδοι: Ένας λεπτός, εύκαμπτος καθετήρας εισάγεται απευθείας σε μια αρτηρία για συνεχή, σε πραγματικό χρόνο μέτρηση της αρτηριακής πίεσης. Αυτές οι μέθοδοι χρησιμοποιούνται κυρίως σε

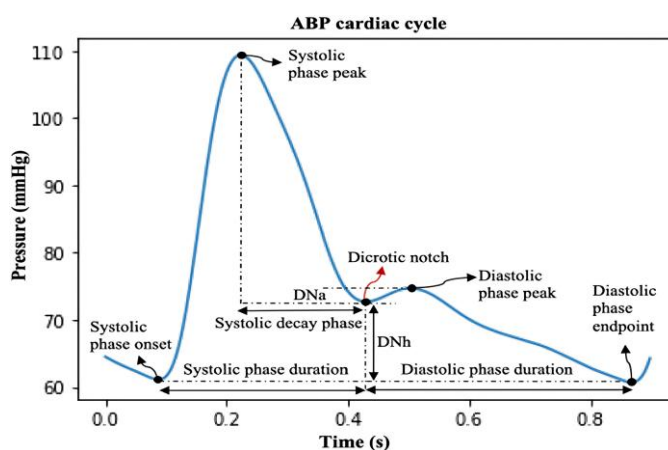
εντατική θεραπεία ή νοσοκομειακά περιβάλλοντα, όπου η ακριβής, συνεχής παρακολούθηση είναι κρίσιμη [8].

1.6 Εφαρμογές στη Βιοϊατρική

Η μέτρηση της αρτηριακής πίεσης στη βιοϊατρική επικεντρώνεται σε συνεχείς, μη επεμβατικές και φορητές συσκευές για καλύτερη παρακολούθηση της υγείας και διαχείριση της υπέρτασης, χρησιμοποιώντας τεχνολογίες όπως η ανάλυση παλμικών κυμάτων σε έξυπνες συσκευές και αισθητήρες οπτικών ινών. Η ανάπτυξη «έξυπνων» ρολογιών και φορητών αισθητήρων επιτρέπει πλέον τη συνεχή παρακολούθηση των παλμικών κυμάτων και του καρδιακού ρυθμού, παρέχοντας 24ωρη πληροφόρηση για την κατάσταση της υγείας του χρήστη χωρίς διακοπή. Οι συσκευές που πραγματοποιούν μετρήσεις χωρίς την ανάγκη περιχειρίδας προσφέρουν σημαντικές δυνατότητες στη βελτιωμένη διαχείριση της υπέρτασης, συμβάλλοντας στον έγκαιρο εντοπισμό αδιάγνωστων περιπτώσεων. Παράλληλα, οι αισθητήρες οπτικών ινών αποτελούν μια πολλά υποσχόμενη τεχνολογία που προσφέρει ιδιαίτερα ακριβείς και αξιόπιστες μετρήσεις αρτηριακής πίεσης και καρδιακού ρυθμού, ενισχύοντας τις εφαρμογές συνεχούς παρακολούθησης. Επιπλέον, σε ειδικούς πληθυσμούς, όπως τα βρέφη, χρησιμοποιούνται εξειδικευμένες τεχνικές, μεταξύ των οποίων ο υπέρηχος, ενώ άλλες μέθοδοι μπορούν να προσαρμοστούν σε άτομα μετά από έντονη άσκηση ή σε εγκύους, όπου απαιτείται αυξημένη ακρίβεια και ασφάλεια [9,10].

1.7 Επεξεργασία Σήματος

Η αρτηριακή πίεση του αίματος (Arterial blood pressure, ABP) χρησιμεύει ως μια θεμελιώδης αιμοδυναμική παράμετρος που χρησιμοποιείται ευρέως για την παρακολούθηση και την καθοδήγηση θεραπευτικών παρεμβάσεων, ειδικά σε άτομα που βρίσκονται σε κρίσιμη κατάσταση. Η κυματομορφή ABP περιέχει πολλές πληροφορίες για το καρδιαγγειακό σύστημα, συμπεριλαμβανομένου του καρδιακού ρυθμού, της συστολικής αρτηριακής πίεσης, της διαστολικής αρτηριακής πίεσης και της μέσης αρτηριακής πίεσης. Στο πλαίσιο της ανάλυσης των κυματομορφών ABP, ένας καρδιακός κύκλος ορίζεται από πέντε βασικά σημεία: έναρξη συστολικής φάσης, κορυφή συστολικής φάσης, δικρωτική εγκοπή, κορυφή διαστολικής φάσης και τελικό σημείο διαστολικής φάσης (Εικόνα 3). Αυτά τα βασικά σημεία χρησιμεύουν ως κρίσιμα ορόσημα για την εξαγωγή πολύτιμων χαρακτηριστικών που έχουν χρησιμοποιηθεί σε διάφορες κλινικές εφαρμογές. Για παράδειγμα, η διάρκεια από την έναρξη της συστολικής φάσης έως τη δικρωτική εγκοπή, γνωστή ως διάρκεια συστολικής φάσης, στην κυματομορφή ABP, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την παρακολούθηση της καρδιακής λειτουργίας. Επιπλέον, οι αλλαγές στα χαρακτηριστικά που βασίζονται στην



Εικόνα 3: Καρδιακός κύκλος ABP που δείχνει τα πέντε βασικά σημεία.

δικρωτική εγκοπή, όπως το πλάτος της δικρωτικής εγκοπής και η διάρκεια της συστολικής φάσης, συχνά εμφανίζονται νωρίς στην πορεία της αγγειακής νόσου και μπορεί να βοηθήσουν στην έγκαιρη αναγνώριση. Προηγμένες τεχνικές περιλαμβάνουν machine learning για πιο ακριβείς μετρήσεις και ανίχνευση αρρυθμιών [11].

Λέξεις Κλειδιά

Πιεσόμετρο, Αρτηριακή Πίεση, Συστολική Αρτηριακή Πίεση, Διαστολική Αρτηριακή Πίεση

Πίνακας Συντομογραφιών

Πλήρης Όρος	Συντομογραφία
Χιλιοστά Υδραργύρου	mmHg
Αρτηριακή Πίεση	ABP

2. Εργαστηριακό Μέρος

Εξοπλισμός

1. Αυτοματοποιημένο πιεσόμετρο

Δραστηριότητα

1. Χρησιμοποιήστε το πιεσόμετρο για τη μέτρηση της αρτηριακής πίεσης.
2. Καταγράψτε τις μετρήσεις και αναλύστε τις διακυμάνσεις που παρατηρείτε.

Αναφορές

- [1] Bhullar KK, Singh N. From Concept to Cure: The Life and Legacy of Scipione Riva-Rocci. *Cureus*. 2024;16(9):e70436. 2024 Sep. doi:10.7759/cureus.70436
- [2] Shahoud JS, Sanvictores T, Aeddula NR. Physiology, Arterial Pressure Regulation. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/books/NBK538509/>
- [3] Homan TD, Bordes SJ, Cichowski E. Physiology, Pulse Pressure. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK482408/>
- [4] Kreutz R et al. 2024 European Society of Hypertension clinical practice guidelines for the management of arterial hypertension. *European Journal of Internal Medicine*. vol.126, pp:1 – 15. 2024, doi: 10.1016/j.ejim.2024.05.033
- [5] Khandpur, Raghbir. (2019). Sphygmomanometer. 10.1002/9781119288190.ch344.
- [6] Chew JW, Gan SX, Cui J, Chan WD, Chu ST, Tam H-Y. Recent Advancements in Optical Fiber Sensors for Non-Invasive Arterial Pulse Waveform Monitoring Applications: A Review. *Photonics*. 2025; 12(7):662. <https://doi.org/10.3390/photonics12070662>
- [7] Hu J, Yu J, Li Y, Liao X, Yan X, Li L. Nano Carbon Black-Based High Performance Wearable Pressure Sensors. *Nanomaterials* (Basel). 2020;10(4):664. Published 2020 Apr 2. doi:10.3390/nano10040664
- [8] Noh, S.A., Kim, HS., Kang, SH. et al. History and evolution of blood pressure measurement. *Clin Hypertens* 30, 9 (2024). <https://doi.org/10.1186/s40885-024-00268-7>
- [9] Kumar S, Yadav S, Kumar A. Blood pressure measurement techniques, standards, technologies, and the latest futuristic wearable cuff-less know-how. *Sensors & Diagnostics*. 2024;3(2):181-202.
- [10] Samartkit P, Pullteap S. Non-invasive continuous blood pressure sensors in biomedical engineering research: A review. *Sensors and Actuators A: Physical*. 2024;367:115084.
- [11] Pal R, Rudas A, Kim S, Chiang JN, Cannesson M. A signal processing tool for extracting features from arterial blood pressure and photoplethysmography waveforms. Preprint. medRxiv. 2024;2024.03.14.24304307. Published 2024 Mar 15. doi:10.1101/2024.03.14.24304307

Άσκηση 4 Μέτρηση Σύνθεσης Σώματος με Χρήση Δερματοπαχύμετρου

Σκοπός

Σκοπός της άσκησης είναι η κατανόηση των μεθόδων αξιολόγησης σύνθεσης σώματος και η σημασία τους στην παρακολούθηση της υγείας.

1. Θεωρητικό μέρος

1.1 Εξέλιξη των Τεχνικών Μέτρησης του Πάχους του Δέρματος

Ο Γάλλος γιατρός και ανατομικός καλλιτέχνης Paul Richer (1849–1933) διορίζεται ως ο πρώτος ερευνητής που προσδιόρισε την τοπική και περιφερειακή ποσότητα υποδόριου λιπώδους ιστού, που πιέζεται με τα δάχτυλα στην επιφάνεια του σώματος, χρησιμοποιώντας κάποιο είδος στοιχειώδους ανθρωπολογικού παχύμετρου. Από τη δεκαετία του 1950, αναπτύχθηκαν πιο ακριβή ανθρωπομετρικά όργανα, συμπεριλαμβανομένου του παχύμετρου δερματικών πτυχών που εισήγαγε ο James Tanner το 1953. Αξιοσημείωτα παχύμετρα περιλαμβάνουν το βρετανικό Harpenden® (1955), το αμερικανικό Lange® (1961) και το Slim Guide® (δεκαετία του 1980). Πρόσφατες εξελίξεις περιλαμβάνουν ψηφιακούς παχύμετρους όπως το Lipowise®, οι οποίοι συνδέονται με smartphones.

Η ακριβής και συνεπής μέτρηση απαιτεί τήρηση ενημερωμένων πρωτοκόλλων και προσεκτική επιλογή παχύμετρου. Τα δερματοπτυχόμετρα Harpenden®, Lange® και Slim Guide® έχουν χρησιμοποιηθεί ευρέως στην έρευνα και την κλινική πρακτική, αλλά διαφέρουν σημαντικά στο σχεδιασμό και τα αποτελέσματα μέτρησης, καθιστώντας τα μη εναλλάξιμα. Μελέτες έχουν βρει σημαντικές διαφορές στην εκτίμηση λίπους μεταξύ των τύπων δερματοπτυχόμετρων, γεγονός που οδηγεί σε συστηματικά σφάλματα μέτρησης. Παρά τα πολλά διαθέσιμα δερματοπτυχόμετρα, δεν υπάρχει διεθνές πρότυπο για τον σχεδιασμό ή τη χρήση τους. Ο δερματοπτυχωτής Harpenden® φαίνεται να έχει εδραιωθεί ως το κύριο πρωτότυπο από ένα μεγάλο μέρος της διεθνούς ακαδημαϊκής κοινότητας και από ενώσεις που ειδικεύονται στην επιφανειακή ανθρωπομετρία, όπως η Διεθνής Εταιρεία για την Προώθηση της Κινανθρωπομετρίας (ISAK) [1].

1.2 Φυσιολογία και Δομή του Ανθρώπινου Δέρματος

Το δέρμα είναι το μεγαλύτερο όργανο του σώματος, καλύπτοντας ολόκληρη την εξωτερική του επιφάνεια και αποτελείται από νερό, πρωτεΐνες, λίπη και μέταλλα. Το δέρμα έχει 3 στιβάδες - την επιδερμίδα, το χόριο και το υποδόριο, οι οποίες έχουν διαφορετικές ανατομικές δομές και λειτουργίες (Εικόνα 1).

Το πάχος του δέρματος ποικίλλει ανά περιοχή του σώματος. Το άτριχο δέρμα στις παλάμες των χεριών και στα πέλματα των ποδιών είναι το παχύτερο λόγω της παρουσίας του stratum lucidum, ενός επιπλέον στρώματος στην επιδερμίδα. Οι περιοχές που δεν έχουν αυτό το επιπλέον στρώμα θεωρούνται λεπτό δέρμα. Από αυτές τις περιοχές, η πλάτη έχει το παχύτερο δέρμα επειδή έχει παχιά επιδερμίδα [2].

Η επιδερμίδα είναι το ανώτερο στρώμα του δέρματος, το οποίο βλέπουμε και αγγίζουμε. Αποτελείται από κύτταρα πλούσια σε κερατίνη, μια πρωτεΐνη που προσφέρει ανθεκτικότητα και σχηματίζει προστατευτικό φράγμα. Η επιδερμίδα:

- Προστατεύει από βακτήρια, μικρόβια, ήλιο, βροχή και άλλους εξωτερικούς παράγοντες.
- Ανανεώνεται συνεχώς, δημιουργώντας νέα κύτταρα που αντικαθιστούν καθημερινά περίπου 40.000 απορριπτόμενα.
- Συμβάλλει στο ανοσοποιητικό, μέσω των κυττάρων Langerhans που καταπολεμούν λοιμώξεις.

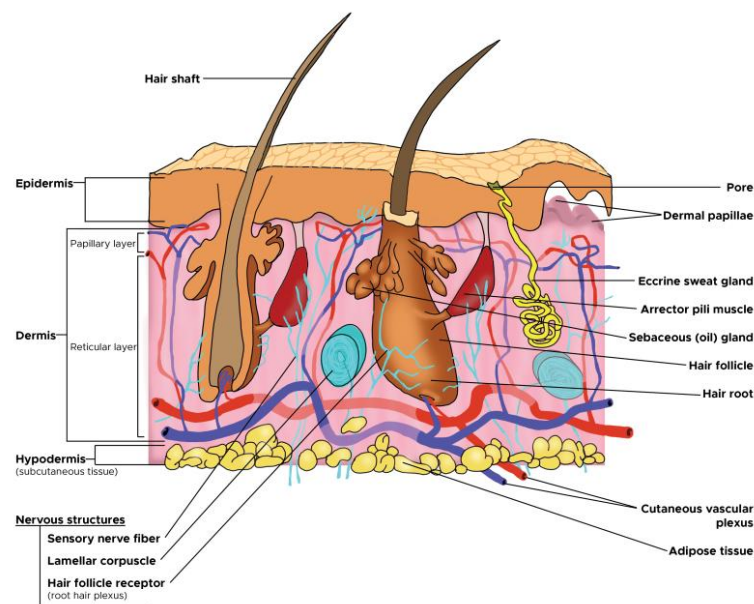
- Καθορίζει το χρώμα του δέρματος, καθώς περιέχει μελανίνη, τη χρωστική ουσία που δίνει χρώμα σε δέρμα, μαλλιά και μάτια.
- Η επιδερμίδα αντικαθίσταται πλήρως περίπου κάθε 30 ημέρες.

Το χόριο αποτελεί το 90% του πάχους του δέρματος. Αυτό το μεσαίο στρώμα του δέρματος:

- Περιέχει κολλαγόνο και ελαστίνη, που κάνουν το δέρμα ανθεκτικό και εύκαμπτο.
- Στεγάζει τις ρίζες των τριχοθυλακίων (αυξάνει την τριχοφυΐα).
- Φέρει νεύρα που μεταδίδουν αισθήσεις όπως ζέστη, πόνο και φαγούρα.
- Περιέχει σμηγματογόνους αδένες, που παράγουν σμήγμα για να διατηρεί το δέρμα απαλό και να εμποδίζει την υπερβολική απορρόφηση νερού.
- Περιέχει ιδρωτοποιούς αδένες, που παράγουν ιδρώτα για τη ρύθμιση της θερμοκρασίας του σώματος.
- Διαθέτει αιμοφόρα αγγεία που τροφοδοτούν με θρεπτικά συστατικά την επιδερμίδα, διατηρώντας την υγιή.

Το υποδόριο, το κάτω λιπαρό στρώμα του δέρματος:

- Προστατεύει τους μύες και τα οστά από τραυματισμούς σε πτώσεις ή ατυχήματα.
- Περιέχει συνδετικό ιστό που συνδέει τα στρώματα του δέρματος με τους μύες και τα οστά.
- Υποστηρίζει τα νεύρα και τα αιμοφόρα αγγεία του χορίου, που διακλαδίζονται μέσα του και συνδέουν το δέρμα με το υπόλοιπο σώμα.
- Ρυθμίζει τη θερμοκρασία του σώματος, εμποδίζοντας το υπερβολικό κρύο ή τη ζέστη χάρη στο αποθηκευμένο λίπος [3].



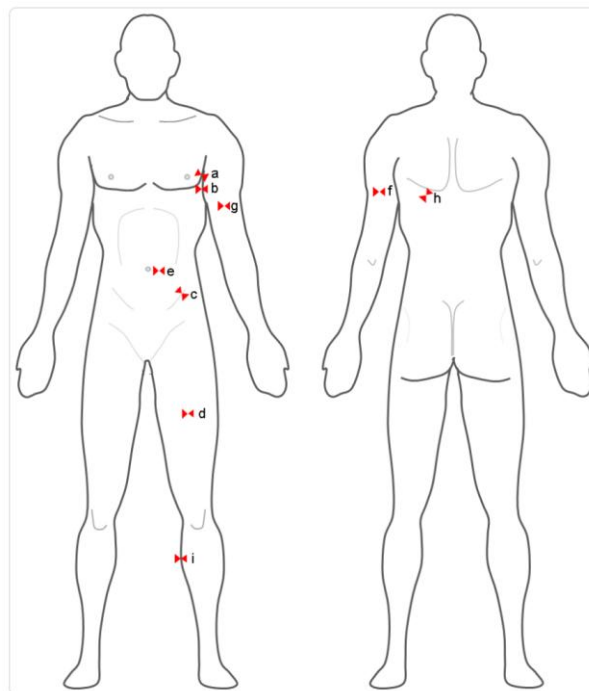
Εικόνα 1: Διατομή, Στιβάδες του Δέρματος

1.3 Βασική Αρχή Λειτουργίας του Δερματοπαχύμετρου

Το δερματοπτυχόμετρο είναι ένα όργανο που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση του πάχους της δερματικής πτυχής, δηλαδή του πάχους του δέρματος και του υποδόριου ιστού σε συγκεκριμένα σημεία του σώματος. Η μέθοδος αυτή επιτρέπει την εκτίμηση του συνολικού ποσοστού σωματικού λίπους μέσω της χρήσης ειδικών εξισώσεων.

Πώς λειτουργεί:

- Ο εξεταστής «πιάνει» με τα δάχτυλά του μια δίπλωση (πτυχή) του δέρματος (μαζί με το υποδόριο λίπος) σε συγκεκριμένο σημείο του σώματος.
- Το δερματοπτυχόμετρο εφαρμόζεται κάθετα στην πτυχή και μετρά το πάχος της σε χιλιοστά (mm).
- Η πίεση που ασκείται από το όργανο είναι σταθερή και προκαθορισμένη (συνήθως 10 g/mm²), ώστε η μέτρηση να είναι αξιόπιστη.
- Οι μετρήσεις πραγματοποιούνται σε 2 έως 9 καθορισμένα ανατομικά σημεία (Εικόνα 2). Η πτυχή στον τρικέφαλο αποτελεί το συχνότερα χρησιμοποιούμενο σημείο σε μετρήσεις ενός σημείου, λόγω της ευκολίας εντοπισμού και της ύπαρξης δεδομένων αναφοράς για σύγκριση. Ωστόσο, δεν υπάρχουν εξισώσεις που να υπολογίζουν το ποσοστό σωματικού λίπους βάσει μιας μόνο μέτρησης δερματικής πτυχής.
- Οι τιμές εισάγονται σε ειδικές εξισώσεις (π.χ. Jackson & Pollock) για την εκτίμηση του ποσοστού σωματικού λίπους (%BF).



Εικόνα 2: Ανατομικές θέσεις για τη μέτρηση του πάχους των δερματικών πτυχών.

Για τη μετατροπή των ακατέργαστων τιμών πάχους δερματικών πτυχών σε ποσοστό σωματικού λίπους, χρησιμοποιούνται πληθυσμιακές ή γενικευμένες εξισώσεις. Αυτές βασίζονται σε εμπειρικές σχέσεις μεταξύ του πάχους των πτυχών και της πυκνότητας του σώματος. Είναι κρίσιμο η επιλεγμένη εξίσωση να είναι κατάλληλη για τα δημογραφικά στοιχεία της υπό μελέτη ομάδας (π.χ. φυλή, ηλικία και φύλο). Διατίθενται

αρκετές εξισώσεις, με τις πιο συχνά χρησιμοποιούμενες, των Jackson & Pollock (1985), να παρατίθενται παρακάτω:

1. Εξίσωση Δερματικών Πτυχών 4 Θέσεων για Άνδρες (για τον υπολογισμό του ποσοστού σωματικού λίπους)

$$\% \text{ Body Fat} = (0.29288 * x_3) - (0.0005 * x_3^2) + (0.15845 * \text{ηλικία}) - 5.76377$$

όπου οι δερματικές πτυχές (mm) είναι η κοιλιακή χώρα, οι τρικέφαλοι, ο μηρός και ο υπερλαγόνιος μυς

2. Εξίσωση Δερματικών Πτυχών 4 Θέσεων για Γυναίκες (για τον υπολογισμό του ποσοστού σωματικού λίπους)

$$\% \text{ Body Fat} = (0.29669 * x_3) - (0.00043 * x_3^2) + (0.02963 * \text{ηλικία}) + 1.4072$$

όπου οι δερματικές πτυχές (mm) είναι η κοιλιακή χώρα, οι τρικέφαλοι, ο μηρός και ο υπερλαγόνιος μυς

3. Εξίσωση Δερματικών Πτυχών 4 Θέσεων για Άνδρες (για τον υπολογισμό της πυκνότητας του σώματος)

$$BD (men) = 1.112505 - 0.0013125 * x_3 + 0.0000055 * x_3^2 - 0.000244 * \text{ηλικία}$$

όπου x_3 είναι το άθροισμα των ακόλουθων δερματικών πτυχών: τρικέφαλος, υπερλαγόνιος και κοιλιακός. (Η ηλικία είναι πάντα σε έτη).

4. Εξίσωση Δερματικών Πτυχών 4 Θέσεων για Γυναίκες (για τον υπολογισμό της πυκνότητας του σώματος)

$$BD (women) = 1.0994921 - 0.0009929 * x_3 + (0.0000023 * x_3^2) - (0.0001392 * \text{ηλικία})$$

όπου x_3 είναι το άθροισμα των ακόλουθων δερματικών πτυχών: τρικέφαλος, υπερλαγόνιος και κοιλιακός. (Η ηλικία είναι πάντα σε έτη).

Μόλις προσδιοριστεί η πυκνότητα του σώματος, το ποσοστό της λιπώδους μάζας (ποσοστό σωματικού λίπους) υπολογίζεται εφαρμόζοντας τις εξισώσεις του Siri (Siri, 1961):

$$\text{Percent fat} = \left(\frac{4.95}{\text{Body Density (BD)}} - 4.5 \right) \times 100 [4].$$

1.4 Υλικά και Τεχνολογίες των Αισθητήρων

Η κατασκευή και η τεχνολογία που ενσωματώνουν τα δερματοπτυχόμετρα επηρεάζουν την ακρίβεια και την αξιοπιστία των μετρήσεων. Η διάκριση των τύπων δερματικοπτυχόμετρων καθορίζεται με βάση τη φυσικο-μηχανική κατασκευή που τους χαρακτηρίζει (Εικόνα 3).

Οι φυσικές, μηχανικές και λειτουργικές προδιαγραφές των δαγκάνων δερματικοπτυχόμετρων Harpenden®, Lange® και Slim Guide®.

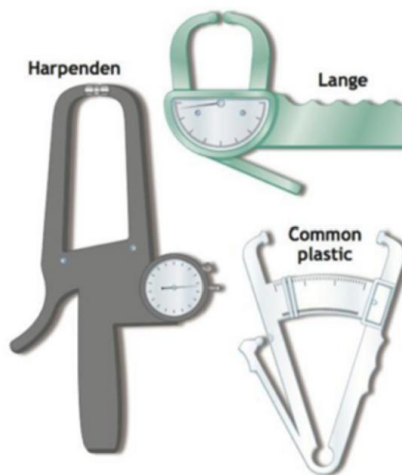
Υλικά κατασκευής:

- Μεταλλικά κράματα (π.χ. αλουμίνιο ή ανοξείδωτο ατσάλι): Χρησιμοποιούνται σε επαγγελματικά, υψηλής ακρίβειας δερματοπτυχόμετρα για μεγαλύτερη αντοχή και σταθερότητα στις μετρήσεις
Παραδείγματα: Harpenden® - ακρίβεια +/- 0.2mm, Lange® - ακρίβεια +/- 1 mm.
- Πλαστικό υψηλής ποιότητας (Acrylonitrile Butadiene Styrene, ABS): Συχνό σε απλούστερα ή εκπαιδευτικά μοντέλα, είναι ελαφρύ και πιο οικονομικό, αλλά μπορεί να είναι λιγότερο σταθερό
Παράδειγμα: Slim Guide® - ακρίβεια 0,5 mm.

- Ελατήρια ακριβείας: Όλα τα μοντέλα ενσωματώνουν ελατήρια που εφαρμόζουν σταθερή πίεση, συνήθως 10 g/mm² κατά τη μέτρηση [5].

Τεχνολογικές κατηγορίες:

- Αναλογικά δερματοπτυχόμετρα: Τα πιο κλασικά όργανα, διαθέτουν μηχανική ένδειξη (π.χ. δείκτη μετρητή σε mm). Απαιτούν εμπειρία και σταθερή τεχνική για σωστή χρήση.
- Ψηφιακά δερματοπτυχόμετρα: Περιλαμβάνουν ψηφιακή οθόνη και εσωτερικό αισθητήρα, προσφέροντας μεγαλύτερη ακρίβεια και ευκολότερη ανάγνωση των τιμών [6].



Εικόνα 3: Παραδείγματα διαφορετικών τύπων δερματοπτυχομέτρων.

1.5 Εφαρμογές του Δερματοπαχύμετρου στη Βιοϊατρική και Κλινική Πράξη

Το δερματοπτυχόμετρο χρησιμοποιείται ευρέως για την εκτίμηση του σωματικού λίπους μέσω της μέτρησης του πάχους των δερματικών πτυχών. Οι βασικές εφαρμογές του περιλαμβάνουν:

- Αξιολόγηση θρεπτικής κατάστασης σε ασθενείς, ιδίως σε περιπτώσεις υποσιτισμού ή χρόνιων παθήσεων.
- Παρακολούθηση σύστασης σώματος σε προγράμματα διατροφής ή άσκησης (π.χ. απώλεια λίπους, αύξηση μυϊκής μάζας).
- Αθλητιατρική χρήση για εκτίμηση φυσικής κατάστασης και ελέγχου επιδόσεων.
- Επιδημιολογικές μελέτες για τον προσδιορισμό λιπομετρικών χαρακτηριστικών σε πληθυσμούς.
- Αποκατάσταση και φυσικοθεραπεία, για έλεγχο της μεταβολής της μυϊκής και λιπώδους μάζας [7,8].

1.6 Επεξεργασία Σήματος και Σφάλματα Μέτρησης

Η ακρίβεια και αξιοπιστία των μετρήσεων με δερματοπτυχόμετρο εξαρτώνται από πολλούς παράγοντες, τόσο βιολογικούς όσο και τεχνικούς. Η επεξεργασία σήματος στις ψηφιακές συσκευές αφορά τη λήψη, μετατροπή και απεικόνιση του μηχανικού σήματος (πίεσης/διάνοιξης σιαγόνων) σε μετρήσιμο αριθμητικό αποτέλεσμα. Αντίστοιχα, στα αναλογικά όργανα, ο χειριστής καλείται να διαβάσει την ένδειξη με το μάτι, με κίνδυνο σφαλμάτων ανάγνωσης.

Επεξεργασία σήματος (σε ψηφιακά δερματοπτυχόμετρα):

- Αισθητήρας πίεσης καταγράφει τη δύναμη με την οποία συμπιέζεται η πτυχή.

- Το σήμα μετατρέπεται σε ηλεκτρικό (αναλογικό σε ψηφιακό) και αποστέλλεται στο λογισμικό.
- Ένας μικροεπεξεργαστής υπολογίζει το πάχος της πτυχής βάσει προκαθορισμένων παραμέτρων.
- Το τελικό αποτέλεσμα απεικονίζεται σε ψηφιακή οθόνη, συνήθως σε χιλιοστά (mm).
- Τα δεδομένα καταγράφονται ψηφιακά και μπορούν να χρησιμοποιηθούν για παρακολούθηση της προόδου του ατόμου.
- Σε ορισμένα μοντέλα, γίνεται αυτόματη καταγραφή, αποθήκευση ή μετάδοση δεδομένων (π.χ. μέσω Bluetooth) [9].

Λέξεις Κλειδιά

Δερματοπτυχόμετρο, Πάχος Δέρματος, Υποδόριο Λίπος, Σωματική Σύσταση

2. Εργαστηριακό Μέρος

Εξοπλισμός

1. Δερματοπτυχόμετρο

Δραστηριότητα

1. Το άτομο στέκεται όρθιο, με τα χέρια χαλαρά στο πλάι του σώματος. Οι μετρήσεις γίνονται στην αριστερή πλευρά του σώματος.
2. Τρικέφαλος: Στο μέσο της απόστασης μεταξύ του ώμου και του αγκώνα, στην οπίσθια πλευρά του βραχίονα.
3. Με τον αντίχειρα και τον δείκτη, πιάστε απαλά το δέρμα και τον υποδόριο λιπώδη ιστό (όχι τον μυ) ώστε να σχηματιστεί μια πτυχή περίπου 5-7 cm σε πλάτος.
4. Τοποθετήστε τις σιαγόνες του δερματοπτυχόμετρου περίπου 1 cm από τα δάχτυλά σας, στο μέσο της πτυχής.
5. Περιμένετε περίπου 2 δευτερόλεπτα πριν διαβάσετε την ένδειξη.
6. Επαναλάβετε τη μέτρηση 3 φορές σε κάθε σημείο.
7. Υπολογίστε τον μέσο όρο των μετρήσεων για κάθε σημείο. Χρησιμοποιήστε τις μέσες τιμές στον αντίστοιχο τύπο ή πίνακα του πρωτοκόλλου για να εκτιμήσετε το ποσοστό σωματικού λίπους.

Αναφορές

- [1]. Cintra-Andrade, J. H., Ripka, W. L., & Heymsfield, S. B. (2023). Skinfold calipers: which instrument to use?. *Journal of nutritional science*, 12, e82. <https://doi.org/10.1017/jns.2023.58>.
- [2]. Yousef H, Alhajj M, Fakoya AO, Sharma S. Anatomy, Skin (Integument), Epidermis. In: *StatPearls*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; June 8, 2024.
- [3]. National Institute of Arthritis and Musculoskeletal and Skin Disease. Health Lesson: Learning About Skin (<https://www.niams.nih.gov/health-topics/educational-resources/health-lesson-learning-about-skin>) Accessed 06/07/2025.
- [4]. <https://www.measurement-toolkit.org/anthropometry/objective-methods/simple-measures-skinfolds>
- [5]. Cintra-Andrade, J. H., Ripka, W. L., & Heymsfield, S. B. (2023). Skinfold calipers: which instrument to use?. *Journal of nutritional science*, 12, e82. <https://doi.org/10.1017/jns.2023.58>.
- [6]. Cintra-Andrade JH, Ripka WL, Heymsfield SB. Skinfold calipers: which instrument to use? *Journal of Nutritional Science*. 2023;12:e82. doi:10.1017/jns.2023.58.

- [7]. Holmes, C. J., & Racette, S. B. (2021). The Utility of Body Composition Assessment in Nutrition and Clinical Practice: An Overview of Current Methodology. *Nutrients*, 13(8), 2493. <https://doi.org/10.3390/nu13082493>
- [8]. Laditan AA, Ayeni O. Measurements of skinfold thickness and musculature in the assessment of growth and nutritional status of malnourished children. *J Hum Nutr.* 1977;31(3):181-187. doi:10.3109/09637487709142774
- [9]. Amaral TF, Teresa Restivo M, Guerra RS, Marques E, Chousal MF, Mota J. Accuracy of a digital skinfold system for measuring skinfold thickness and estimating body fat. *British Journal of Nutrition.* 2011;105(3):478-484. doi:10.1017/S0007114510003727

Άσκηση 5 Μέτρηση Τιμών Γλυκόζης

Σκοπός

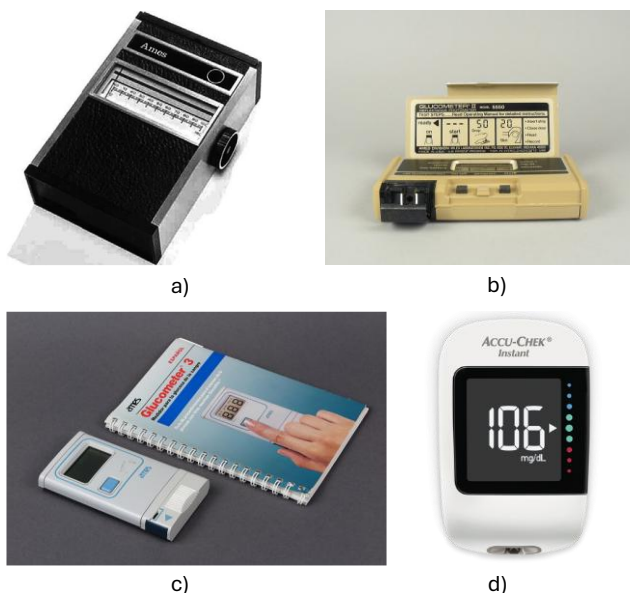
Σκοπός της άσκησης είναι η κατανόηση της αρχής λειτουργίας των μετρητών γλυκόζης, η ανάδειξη του ρόλου τους στην παρακολούθηση των επιπέδων γλυκόζης καθώς και η διερεύνηση παραγόντων που επηρεάζουν την ακρίβεια των μετρήσεων.

1. Θεωρητικό μέρος

1.1 Εξέλιξη των Μετρητών Γλυκόζης

Η μέτρηση της γλυκόζης έχει εξελιχθεί σημαντικά τις τελευταίες δεκαετίες, συμβάλλοντας καθοριστικά στη διαχείριση του σακχαρώδη διαβήτη (Εικόνα 1). Οι πρώτες μέθοδοι, τη δεκαετία του 1960, βασίζονταν σε χημικές ταινίες που άλλαζαν χρώμα ανάλογα με τη συγκέντρωση της γλυκόζης, απαιτώντας μεγάλο δείγμα και παρέχοντας χαμηλή ακρίβεια. Στη δεκαετία του 1970 παρουσιάστηκαν τα πρώτα φορητά όργανα, όπως το Ames Reflectance Meter (ARM), ενώ τη δεκαετία του 1980 εμφανίστηκαν οι πρώτοι ηλεκτρονικοί μετρητές γλυκόζης, οι οποίοι χρησιμοποιούσαν ηλεκτροχημική ανίχνευση και παρείχαν γρήγορα, ποσοτικά αποτελέσματα.

Η συνεχής πρόοδος στην τεχνολογία των αισθητήρων, των ενζύμων και των ηλεκτρονικών κυκλωμάτων οδήγησε στη βελτίωση της ακρίβειας και στη μείωση του απαιτούμενου δείγματος αίματος. Σήμερα, οι σύγχρονοι μετρητές γλυκόζης ενσωματώνουν νανοϋλικά και συστήματα επεξεργασίας σήματος, ενώ οι πιο πρόσφατες εξελίξεις περιλαμβάνουν τα συστήματα συνεχούς παρακολούθησης γλυκόζης (Continuous Glucose Monitoring, CGM), τα οποία επιτρέπουν τη συνεχή και μη επεμβατική μέτρηση μέσω υποδόριων αισθητήρων. Αυτή η μετάβαση από τις απλές χημικές μεθόδους στις «έξυπνες» συσκευές έχει βελτιώσει την αυτορρύθμιση, την ακρίβεια και την ποιότητα ζωής των ασθενών [1,2].



Εικόνα 1: Εξέλιξη των συσκευών μέτρησης της γλυκόζης: a) Ames Reflectance Meter (ARM), b) Ames Glucometer, c) Ames Glucometer 3, d) Roche Accu-Check [3,4,5].

1.2 Φυσιολογία της Γλυκόζης

Η γλυκόζη αποτελεί τη βασική ενεργειακή πηγή για τα περισσότερα κύτταρα του ανθρώπινου σώματος, ιδιαίτερα για τον εγκέφαλο, τα ερυθρά αιμοσφαίρια και το νευρικό σύστημα, τα οποία εξαρτώνται σχεδόν αποκλειστικά από αυτήν για την παραγωγή ενέργειας μέσω της κυτταρικής αναπνοής.

Η ομοιόσταση της γλυκόζης στο αίμα επιτυγχάνεται μέσω ενός πολύπλοκου συστήματος ρύθμισης στο οποίο εμπλέκονται διάφορες ορμόνες, με κυριότερες την ινσουλίνη και τη γλυκαγόνη, που εκκρίνονται από το πάγκρεας.

- Η ινσουλίνη, που εκκρίνεται από τα β-κύτταρα των νησιδίων του Langerhans, μειώνει τα επίπεδα της γλυκόζης στο αίμα διευκολύνοντας την είσοδό της στα κύτταρα και προάγοντας την αποθήκευσή της με τη μορφή γλυκογόνου στο ήπαρ και στους μύες.
- Η γλυκαγόνη, που εκκρίνεται από τα α-κύτταρα, δρα αντίθετα: αυξάνει τα επίπεδα γλυκόζης διεγείροντας τη γλυκογονόλυση (διάσπαση γλυκογόνου) και τη γλυκονεογένεση (σύνθεση γλυκόζης από μη υδατανθρακικές πηγές).

Η φυσιολογική συγκέντρωση γλυκόζης στο αίμα σε υγιή άτομα κυμαίνεται συνήθως μεταξύ 70–140 mg/dL. Τιμές νηστείας άνω των 126 mg/dL υποδηλώνουν πιθανό σακχαρώδη διαβήτη, ενώ τιμές κάτω από 70 mg/dL χαρακτηρίζονται ως υπογλυκαιμία και μπορεί να προκαλέσουν συμπτώματα όπως σύγχυση, τρόμο ή ακόμη και απώλεια συνείδησης. Σε άτομα με διαβήτη, οι φυσιολογικές τιμές γλυκόζης τείνουν να κυμαίνονται μεταξύ 70–180 mg/dL. Τιμές άνω των 180 mg/dL χαρακτηρίζονται ως υπεργλυκαιμία, ενώ τιμές κάτω από 70 mg/dL χαρακτηρίζονται ως υπογλυκαιμία, κατάσταση που αν παραμείνει για μεγάλο χρονικό διάστημα μπορεί να οδηγήσει σε σοβαρές επιπλοκές.

Η διατήρηση των επιπέδων της γλυκόζης είναι κρίσιμη, καθώς ο εγκέφαλος δεν διαθέτει σημαντικά αποθέματα γλυκογόνου. Για τον λόγο αυτό, μικρές διακυμάνσεις μπορούν να επηρεάσουν την εγκεφαλική λειτουργία, τη συγκέντρωση και τη διάθεση.

Η κατανόηση αυτής της φυσιολογικής ρύθμισης είναι απαραίτητη για να ερμηνευτούν οι μετρήσεις που παρέχουν τα γλυκόμετρα και να αξιολογηθεί η σημασία της συνεχούς παρακολούθησης των επιπέδων γλυκόζης σε άτομα με μεταβολικές διαταραχές [6,7,8].

1.3 Βασική Αρχή των Μετρητών Γλυκόζης

Οι σύγχρονοι φορητοί μετρητές γλυκόζης βασίζονται σε τεχνολογίες που επιτρέπουν τη γρήγορη και ακριβή μέτρηση της γλυκόζης στο αίμα μέσω ηλεκτροχημικών αντιδράσεων. Η κύρια μέθοδος είναι η αμπερομετρική τεχνολογία (amperometric), κατά την οποία η γλυκόζη στο δείγμα αντιδρά με ένζυμα όπως η οξειδάση γλυκόζης (GOx) ή η αφυδρογονάση γλυκόζης (GDH). Η αντίδραση αυτή παράγει ηλεκτρόνια ή υπεροξείδιο του υδρογόνου (H_2O_2), δημιουργώντας ένα ηλεκτρικό ρεύμα ανάλογο της συγκέντρωσης της γλυκόζης. Το παραγόμενο ρεύμα ενισχύεται, φιλτράρεται και μετατρέπεται σε ψηφιακή ένδειξη που εμφανίζεται στην οθόνη της συσκευής.

Για ορισμένα συστήματα, η μέτρηση γλυκόζης βασίζεται στην αρχή της φωτομετρίας, όπου η γλυκόζη αντιδρά με ένα ενζυμικό αντιδραστήριο προκαλώντας αλλαγή χρώματος. Η ένταση της αλλαγής αυτής σχετίζεται με τη συγκέντρωση της γλυκόζης στο δείγμα. Παρότι οι τεχνικές διαφέρουν ως προς τον τρόπο ανίχνευσης, όλες έχουν ως στόχο τη μετατροπή της βιοχημικής αντίδρασης σε αξιόπιστο και μετρήσιμο σήμα.

Η διαδικασία μέτρησης ξεκινά με τη λήψη μικρής ποσότητας αίματος, συνήθως μέσω τρυπήματος στην άκρη του δακτύλου, και τη τοποθέτηση της σταγόνας στην ειδική ταινία μέτρησης. Η ταινία περιέχει τα απαραίτητα ένζυμα (GOx ή GDH), τα οποία αλληλεπιδρούν με τη γλυκόζη του δείγματος, προκαλώντας βιοχημική αντίδραση που παράγει ένα μικρό ηλεκτρικό ρεύμα. Ο αισθητήρας του μετρητή γλυκόζης

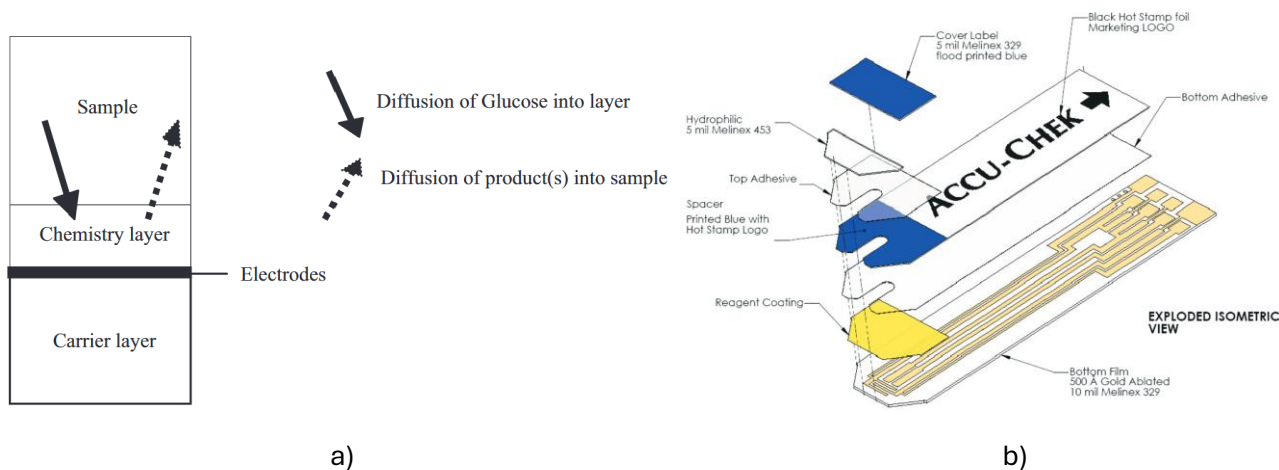
ανιχνεύει αυτό το ρεύμα, το οποίο ενισχύεται και φιλτράρεται ώστε να μειωθούν ο θόρυβος και οι παρεμβολές από εξωτερικούς παράγοντες. Στη συνέχεια, ο μικροεπεξεργαστής της συσκευής μετατρέπει το ενισχυμένο σήμα σε ψηφιακή μορφή και μέσω εσωτερικών αλγορίθμων βαθμονόμησης και διόρθωσης υπολογίζει τη συγκέντρωση γλυκόζης στο αίμα [9, 10].

1.4 Λειτουργία Αισθητήρων και Υλικά

Οι αισθητήρες των φορητών μετρητών γλυκόζης αποτελούν το βασικό στοιχείο μέτρησης, καθώς είναι υπεύθυνοι για τη μετατροπή μιας βιοχημικής αντίδρασης σε μετρήσιμο ηλεκτρικό σήμα. Η δομή και τα υλικά τους καθορίζουν την ακρίβεια, την ευαισθησία και τη σταθερότητα της συσκευής. Οι αισθητήρες αυτοί λειτουργούν ως μικροηλεκτροχημικά συστήματα, στα οποία το δείγμα αίματος αλληλεπιδρά με ένζυμα και διαμεσολαβητές που έχουν ενσωματωθεί σε μία ειδικά σχεδιασμένη ταινία μέτρησης (test strip).

Η ταινία μέτρησης είναι ένα πολυστρωματικό σύστημα (Εικόνα 2), που περιλαμβάνει συνήθως:

- Στρώμα δειγματοληψίας, το οποίο καθοδηγεί το δείγμα αίματος προς το χημικό στρώμα. Συνήθως κατασκευάζεται από πορώδη, υδρόφιλα πολυμερή.
- Χημικό Στρώμα, όπου πραγματοποιείται η οξείδωση της γλυκόζης. Περιέχει ένζυμα (GOx ή GDH) και ηλεκτροχημικούς διαμεσολαβητές. Η βιοχημική αντίδραση παράγει ηλεκτρόνια ή H_2O_2 , τα οποία ανιχνεύονται από τα ηλεκτρόδια.
- Στρώμα Ηλεκτροδίων, που βρίσκεται στο κάτω μέρος του χημικού στρώματος, απέναντι από την πλευρά εφαρμογής του δείγματος. Μετατρέπει τη βιοχημική αντίδραση σε ηλεκτρικό ρεύμα ανάλογο με τη συγκέντρωση γλυκόζης.
- Στρώμα Φέρουσας Υποδομής, που παρέχει μηχανική σταθερότητα και στήριξη σε όλα τα στρώματα. Συνήθως αποτελείται από τερεφθαλικό πολυαιθυλένιο (PET) [11].



Εικόνα 2: Απεικόνιση ηλεκτροχημικών δοκιμαστικών ταινιών: α) Σχηματική διατομή των στρωμάτων της ταινίας, β) Σχεδιασμός και διάταξη της ταινίας.

1.5 Μέθοδοι μέτρησης

Η μέτρηση της γλυκόζης μπορεί να πραγματοποιηθεί με διάφορους τρόπους, οι οποίοι διαφέρουν ως προς την ευαισθησία, την ακρίβεια, την ταχύτητα και τη διευκόλυνση χρήσης. Οι κύριες κατηγορίες είναι:

- i. Φορητοί Μετρητές Γλυκόζης: Αυτές οι συσκευές απαιτούν μικρή ποσότητα αίματος (συνήθως 0,5–1 μL) και παρέχουν άμεση μέτρηση (συνήθως <10 δευτερόλεπτα), εμφανίζοντας ψηφιακή ένδειξη στην οθόνη.
- ii. CGM (Εικόνα 3): Η τεχνολογία CGM περιλαμβάνει αισθητήρες που εμφυτεύονται υποδόρια και καταγράφουν διαρκώς τα επίπεδα γλυκόζης. Παρέχουν πληροφορίες για τις διακυμάνσεις της γλυκόζης κατά τη διάρκεια της ημέρας και της νύχτας, επιτρέποντας καλύτερη διαχείριση του διαβήτη [12].



Εικόνα 3: Απεικόνιση του συστήματος CGM G7 της εταιρείας Dexcom®.

1.6 Εφαρμογές στη Βιοϊατρική

Οι μετρητές γλυκόζης αποτελούν βασικό εργαλείο στη σύγχρονη βιοϊατρική, με πολλές και ποικίλες εφαρμογές. Η κύρια χρήση τους αφορά την παρακολούθηση του διαβήτη, τόσο τύπου 1 όσο και τύπου 2, όπου η τακτική μέτρηση των επιπέδων γλυκόζης αίματος επιτρέπει την έγκαιρη προσαρμογή της δόσης ινσουλίνης, της διατροφής ή της φαρμακευτικής αγωγής. Η δυνατότητα γρήγορης και ακριβούς μέτρησης μειώνει τον κίνδυνο υπεργλυκαιμίας ή υπογλυκαιμίας και βελτιώνει τη συνολική διαχείριση της νόσου.

Στο νοσοκομειακό περιβάλλον, οι μετρητές γλυκόζης χρησιμοποιούνται για την παρακολούθηση ασθενών σε εντατικές μονάδες, πριν και μετά από χειρουργικές επεμβάσεις ή σε καταστάσεις που απαιτούν στενή ρύθμιση της γλυκόζης. Οι μετρήσεις αυτές συμβάλλουν στη μείωση επιπλοκών και στην προσαρμογή της θεραπείας σε πραγματικό χρόνο [13].

Στον ερευνητικό τομέα, οι αισθητήρες γλυκόζης χρησιμοποιούνται σε κλινικές μελέτες για την παρακολούθηση μεταβολικών διαταραχών και τη διερεύνηση νέων θεραπευτικών στρατηγικών. Επιπλέον, τα συστήματα CGM παρέχουν αδιάλειπτα δεδομένα σε πραγματικό χρόνο, επιτρέποντας την πρόβλεψη τάσεων γλυκόζης και την έγκαιρη παρέμβαση πριν από επικίνδυνες καταστάσεις [14].

Η χρήση μετρητών γλυκόζης δεν περιορίζεται μόνο στα άτομα με διαβήτη. Αυτές οι συσκευές αξιοποιούνται επίσης για την παρακολούθηση της διατροφής, της σωματικής άσκησης και της ανταπόκρισης του οργανισμού σε διαφορετικά γεύματα, ειδικά σε αθλητές ή άτομα με μεταβολικές διαταραχές. Σε συνδυασμό με άλλους βιοαισθητήρες, τα γλυκόμετρα μπορούν να αποτελέσουν μέρος πολυπαραμετρικών συστημάτων που παρακολουθούν ταυτόχρονα γλυκόζη, λιπίδια και ηλεκτρολύτες, βελτιώνοντας την ολοκληρωμένη διαχείριση χρόνιων παθήσεων και την πρόληψη επιπλοκών [15].

Συνολικά, η εφαρμογή των μετρητών γλυκόζης στη βιοϊατρική καλύπτει τόσο την καθημερινή φροντίδα και αυτοπαρακολούθηση όσο και τη νοσοκομειακή και ερευνητική χρήση, καθιστώντας τα αναπόσπαστο εργαλείο στην υγεία και την ιατρική τεχνολογία.

1.7 Επεξεργασία Σήματος

Στα σύγχρονα συστήματα μέτρησης γλυκόζης, η επεξεργασία του σήματος δεν περιορίζεται μόνο στη μετατροπή της ηλεκτροχημικής αντίδρασης σε άμεση ένδειξη γλυκόζης. Ένα κρίσιμο στοιχείο είναι η ενσωμάτωση αποθηκευμένων δεδομένων και η ανάλυση τάσεων. Οι μετρητές γλυκόζης διατηρούν ιστορικά δεδομένα μετρήσεων, τα οποία επιτρέπουν την παρακολούθηση των μεταβολών της γλυκόζης σε βάθος χρόνου. Ιδιαίτερα στα CGM, η επεξεργασία του σήματος επεκτείνεται πέρα από τη στιγμιαία μέτρηση, επιτρέποντας την ανάλυση των μεταβολών της γλυκόζης σε βάθος χρόνου. Τα CGM συλλέγουν δεδομένα γλυκόζης σε τακτά χρονικά διαστήματα (συνήθως κάθε 1–5 λεπτά), παρέχοντας ένα συνεχιζόμενο προφίλ γλυκόζης που επιτρέπει:

- **Ανίχνευση Τάσεων:** Η παρακολούθηση των διακυμάνσεων της γλυκόζης βοηθά στην αναγνώριση μοτίβων υπεργλυκαιμίας ή υπογλυκαιμίας, επιτρέποντας την έγκαιρη παρέμβαση και την προσαρμογή της θεραπείας.
- **Ανάλυση Προτύπων:** Η ανάλυση των δεδομένων σε βάθος χρόνου επιτρέπει την αξιολόγηση της ποιότητας του γλυκαιμικού ελέγχου, χρησιμοποιώντας δείκτες όπως το Glucose Management Indicator (GMI) και το συντελεστή μεταβλητότητας (CV).
- **Προβλέψεις:** Σύγχρονα συστήματα χρησιμοποιούν αλγορίθμους μηχανικής μάθησης για την πρόβλεψη μελλοντικών τιμών γλυκόζης, βελτιώνοντας την ακρίβεια της διαχείρισης του διαβήτη.
- **Εξατομικευμένη Διαχείριση:** Η ανάλυση των δεδομένων επιτρέπει την προσαρμογή της θεραπείας στις ατομικές ανάγκες του ατόμου, λαμβάνοντας υπόψη παράγοντες όπως η διατροφή, η άσκηση και η φαρμακευτική αγωγή.

Η ενσωμάτωση αυτών των δυνατοτήτων καθιστά τα CGM εργαλεία πολύτιμα για την παρακολούθηση και τη διαχείριση του διαβήτη, προσφέροντας μια πιο ολοκληρωμένη εικόνα της γλυκαιμικής κατάστασης του ασθενούς [16].

Λέξεις Κλειδιά

Μετρητής Γλυκόζης, Γλυκόζη, Διαβήτης, Υπεργλυκαιμία, Υπογλυκαιμία.

Πίνακας Συντομογραφιών

Πλήρης Όρος	Συντομογραφία
Ames Reflectance Meter	ARM
Συνεχής Καταγραφή Γλυκόζης (Continuous Glucose Monitoring)	CGM
Οξειδάση γλυκόζης	GOx
Αφυδρογονάση γλυκόζης	GDH
Υπεροξείδιο του υδρογόνου	H ₂ O ₂
Τερεφθαλικό πολυαιθυλένιο (Polyethylene Terephthalate)	PET
Δείκτης Διαχείρισης Γλυκόζης (Glucose Management Indicator)	GMI
Συντελεστής μεταβλητότητας (Coefficient of Variation)	CV

2. Εργαστηριακό Μέρος

Εξοπλισμός

1. Μετρητής γλυκόζης
2. Διαλύματα με διαφορετικές συγκεντρώσεις γλυκόζης για την προσομοίωση των μετρήσεων.

Δραστηριότητα

1. Χρησιμοποιήστε τον μετρητή γλυκόζης για να μετρήσετε τα επίπεδα γλυκόζης στα διαλύματα.
2. Επαναλάβετε τις μετρήσεις σε διαφορετικά διαλύματα για να αξιολογήσετε την ακρίβεια του μετρητή.

Αναφορές

- [1]. Hirsch IB. Introduction: History of Glucose Monitoring. In: Role of Continuous Glucose Monitoring in Diabetes Treatment. Arlington (VA): American Diabetes Association; 2018 Aug. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK538968/> doi: 10.2337/db20181-1
- [2]. Clarke SF, Foster JR. A history of blood glucose meters and their role in self-monitoring of diabetes mellitus. *Br J Biomed Sci.* 2012;69(2):83-93.
- [3]. Yoon, JY. (2016). Glucose Sensors. In: Introduction to Biosensors. Springer, Cham.
- [4]. Blood Glucose Meter. National Museum of American History, Smithsonian Institution, Washington, D.C. Accessed [24/09/2025].
- [5]. Accu-Chek. Accu-Chek Instant. Accessed 24/09/2025, from <https://www.accu-chek.gr/meter-systems/instant>
- [6]. K. N. Frayn, "Metabolic Regulation: A Human Perspective," 3rd ed.: Wiley-Blackwell, 2010, pp. 306-308.
- [7]. American Diabetes Association Professional Practice Committee; 6. Glycemic Goals and Hypoglycemia: Standards of Care in Diabetes—2025. *Diabetes Care* 1 January 2025; 48 (Supplement_1): S128–S145. <https://doi.org/10.2337/dc25-S006>
- [8]. Shah VN, DuBose SN, Li Z, et al. Continuous Glucose Monitoring Profiles in Healthy Nondiabetic Participants: A Multicenter Prospective Study. *J Clin Endocrinol Metab.* 2019;104(10):4356-4364. doi:10.1210/jc.2018-02763
- [9]. Zhang, L., Gu, C., Ma, H. et al. Portable glucose meter: trends in techniques and its potential application in analysis. *Anal Bioanal Chem* 411, 21–36 (2019). <https://doi.org/10.1007/s00216-018-1361-7>
- [10]. Corabian P, Chojeki D. Exploratory Brief on Glucose Monitoring Technologies [Internet]. Edmonton (AB): Institute of Health Economics; 2017 Jan. Background: Technologies.
- [11]. Hönes, Joachim & Müller, Peter & Surridge, Nigel. (2008). The Technology Behind Glucose Meters: Test Strips. *Diabetes Technology & Therapeutics - DIABETES TECHNOL THER.* 10. 10.1089/dia.2008.0005.
- [12]. Funtanilla VD, Candidate P, Caliendo T, Hilas O. Continuous Glucose Monitoring: A Review of Available Systems. *P T.* 2019;44(9):550-553.
- [13]. Tonyushkina K, Nichols JH. Glucose meters: a review of technical challenges to obtaining accurate results. *J Diabetes Sci Technol.* 2009;3(4):971-980. Published 2009 Jul 1. doi:10.1177/193229680900300446
- [14]. Kwon SY, Moon JS. Advances in Continuous Glucose Monitoring: Clinical Applications. *Endocrinol Metab (Seoul).* 2025;40(2):161-173. doi:10.3803/EnM.2025.2370
- [15]. Klonoff DC, Nguyen KT, Xu NY, Gutierrez A, Espinoza JC, Vidmar AP. Use of Continuous Glucose Monitors by People Without Diabetes: An Idea Whose Time Has Come?. *J Diabetes Sci Technol.* 2023;17(6):1686-1697. doi:10.1177/19322968221110830
- [16]. Johnson ML, Martens TW, Criego AB, Carlson AL, Simonson GD, Bergenstal RM. Utilizing the Ambulatory Glucose Profile to Standardize and Implement Continuous Glucose Monitoring in Clinical Practice. *Diabetes Technol Ther.* 2019;21(S2):S217-S225. doi:10.1089/dia.2019.0034

Άσκηση 6 Χαρτογράφηση Πίεσης και Ανάλυση Πέλματος με Χαλί Αισθητήρων Πίεσης

Σκοπός

Σκοπός της άσκησης είναι η κατανόηση της αρχής λειτουργίας της συσκευής για την χαρτογράφηση πιέσεων, η μέτρηση των δυνάμεων πίεσης που ασκούνται στα πέλματα κατά τη στάση ή τη βάδιση, καθώς και η διερεύνηση των παραγόντων που επηρεάζουν την ανάλυση των δεδομένων.

1. Θεωρητικό μέρος

1.1 Εξέλιξη στην Μέτρηση Δυνάμεων στα Πέλματα

Η μέτρηση της πίεσης και της κατανομής δυνάμεων στο πέλμα (pedobarography) ξεκίνησε ήδη στα τέλη του 19ου και στις αρχές του 20ού αιώνα με πρωτοπόρες εργασίες όπως αυτές του Étienne-Jules Marey ο οποίος, στο πλαίσιο της «γραφικής μεθόδου» του, είχε ως στόχο να προσδιορίσει τη σειρά των ενεργειών που δημιουργούνται κατά τη κίνηση του ανθρώπινου σώματος [1]. Μεταγενέστερα, συστήματα με θαλάμους αέρα και υλικά που απέδιδαν αποτυπώματα με μελάνι έδωσαν το «εδαφικό» υπόβαθρο της μέτρησης της κατανομής πιέσεων. Το 1947, η χρήση πιεζοηλεκτρικών αισθητήρων από τους R. P. Schwartz και A. L. Heat θεωρείται ορόσημο, καθώς σηματοδότησε την εποχή όπου άρχισαν οι «αυτόματες διατάξεις μέτρησης» της πίεσης κατά τη βάδιση.

Κατά τις επόμενες δεκαετίες, η τεχνολογία εξελίχθηκε σημαντικά: από απλές πλάκες ή χαλιά με μεμονωμένους αισθητήρες, φτάσαμε σε πλήρως ψηφιακά συστήματα με χιλιάδες επιμέρους αισθητήρες, ικανά να καταγράφουν τόσο σε δυναμική (βάδιση) όσο και σε στατική (στάση) κατάσταση. Σήμερα κυκλοφορούν πάνω από 40 διαφορετικά συστήματα μέτρησης της πίεσης του πέλματος, τα οποία διαφοροποιούνται ως προς την τεχνολογία αισθητήρων (π.χ. πιεζοηλεκτρικοί (Εικόνα 1) [2].



Εικόνα 1: Υποδήματα καταγραφής πίεσης του Marey (αριστερά), σύγχρονος αισθητήρας πελματιαίας πίεσης ενσωματωμένος σε υπόδημα (στο κέντρο) και αισθητήρας πελματιαίας πίεσης σε πλατφόρμα (δεξιά).

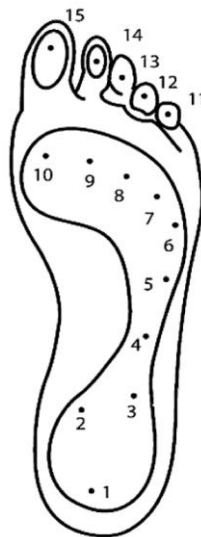
1.2 Φυσιολογία της Πίεσης στα Πέλματα και Ανθρώπινη Κινητικότητα

Κατά τη βάδιση ή τη στάση, η κατανομή πίεσης στο πέλμα καθορίζεται από πολλούς παράγοντες, όπως τα ανατομικά χαρακτηριστικά (π.χ. εσωτερική καμάρα, πτέρνα, δάκτυλα), το σωματικό βάρος, τον τύπο ποδιού (π.χ. πλατυποδία, κοιλοποδία), τον τρόπο βάδισης, τα υποδήματα και τις συνθήκες της επιφάνειας.

Η ακριβής χαρτογράφηση της πίεσης επιτρέπει τον εντοπισμό περιοχών με υπερβολική φόρτιση, οι οποίες μπορεί να οδηγήσουν σε τραυματισμούς, πληγές ή διαταραχές βάδισης.

Η μελέτη της πίεσης σχετίζεται στενά με τη νευρομυϊκή λειτουργία, καθώς η κατανομή των δυνάμεων αντανακλά την ισορροπία, τον συντονισμό και τον έλεγχο των μυών κατά τη βάρδιση. Επιπλέον, η ανάλυση της πίεσης χρησιμοποιείται στην πρόληψη τραυματισμών, στην αποκατάσταση μετά από ορθοπεδικά προβλήματα, και στην αθλητική επιστήμη για την βελτιστοποίηση τεχνικής και επιδόσεων. Στη σύγχρονη έρευνα, η τεχνολογία πλατφορμών πίεσης και τα συστήματα δυναμικής χαρτογράφησης παρέχουν ποσοτικά δεδομένα που βοηθούν στην ακριβή αξιολόγηση της βάρδισης και της στάσης σε διαφορετικούς πληθυσμούς [3].

Το πέλμα του ποδιού μπορεί να χωριστεί σε 15 περιοχές: πτέρνα (περιοχή 1–3), μέσο πέλμα (περιοχή 4–5), μετατάρσιο (περιοχή 6–10) και δάχτυλο (περιοχή 11–15), όπως απεικονίζεται στην Εικόνα 2. Αυτές οι περιοχές υποστηρίζουν το μεγαλύτερο μέρος του σωματικού βάρους και ρυθμίζονται από την ισορροπία του σώματος.



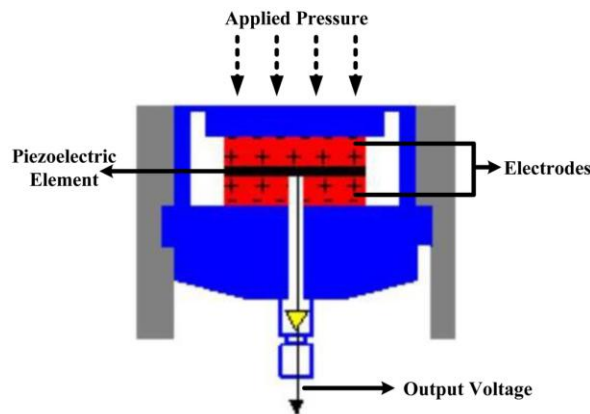
Εικόνα 2: Ανατομικές περιοχές ποδιού.

1.3 Βασική Αρχή Λειτουργίας των Αισθητήρων Πίεσης

Οι αισθητήρες πίεσης είναι συσκευές που μετατρέπουν μηχανική πίεση σε ηλεκτρικό σήμα, επιτρέποντας την ποσοτική μέτρηση δυνάμεων και την ανάλυση κατανομής πίεσης. Οι κυριότερες τεχνολογίες αισθητήρων περιλαμβάνουν:

- **Piezoresistive sensors (Αισθητήρες Πιεζοηλεκτρικής Αντίστασης):** Η ηλεκτρική αντίσταση του αισθητήρα αλλάζει ανάλογα με την εφαρμοζόμενη πίεση. Χρησιμοποιούνται ευρέως λόγω της υψηλής ευαισθησίας και της απλότητας στην ενσωμάτωση σε ηλεκτρονικά κυκλώματα.
- **Capacitive sensors (Χωρητικοί Αισθητήρες):** Όταν ένα αντικείμενο εισέρχεται στη ζώνη ανίχνευσης του αισθητήρα προκαλεί αλλαγή στην χωρητικότητα, η οποία ανιχνεύεται από το ηλεκτρονικό κύκλωμα του αισθητήρα. Παρέχουν καλή σταθερότητα και δυνατότητα μέτρησης σε ευρύ φάσμα πιέσεων.
- **Piezoelectric sensors (Πιεζοηλεκτρικοί Αισθητήρες):** Παράγουν ηλεκτρικό φορτίο όταν υπόκεινται σε μηχανική πίεση (Εικόνα 3). Είναι κατάλληλοι για δυναμικές μετρήσεις λόγω της ταχείας απόκρισης.

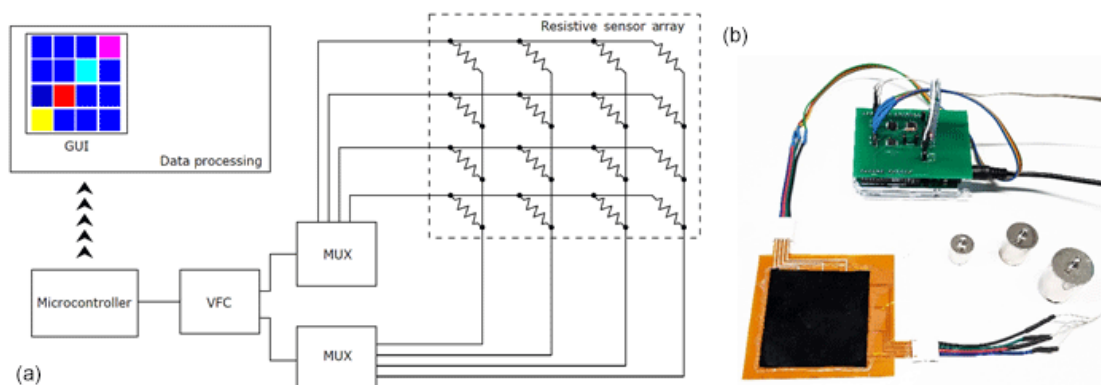
Κάθε σημείο της επιφάνειας του αισθητήρα καταγράφει τη δύναμη που ασκείται σε αυτό, επιτρέποντας τη δημιουργία λεπτομερούς χάρτη πίεσης. Επιπλέον, η δυνατότητα ταυτόχρονης καταγραφής πολλαπλών σημείων (συστοιχίες πολλαπλών αισθητήρων) επιτρέπει την ανάλυση συμμετρίας, την ανίχνευση ακανόνιστων κατανομών και την αξιολόγηση των μηχανικών παραμέτρων βάδισης, όπως το κέντρο πίεσης (CoP) [4].



Εικόνα 3: Κατασκευή πιεζοηλεκτρικού αισθητήρα πίεσης.

1.4 Λειτουργία Αισθητήρων και Υλικά

Οι αισθητήρες πίεσης κατασκευάζονται από υλικά ευαίσθητα στη μηχανική πίεση, όπως πολυμερή, μεταλλικά στοιχεία ή σύνθετα υλικά με ενσωματωμένες μεμβράνες. Ανάλογα με τον τύπο του αισθητήρα (π.χ. πιεζοηλεκτρικός, πιεζοηλεκτρικής αντίστασης, χωρητικότητα), η πίεση μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα, το οποίο μπορεί να καταγραφεί και να αναλυθεί. Η επιλογή των υλικών επηρεάζει την ευαισθησία, την ακρίβεια και την επαναληψιμότητα της μέτρησης, καθώς και την αντοχή του αισθητήρα σε μακροχρόνια χρήση. Τα «χαλιά» αισθητήρων περιλαμβάνουν πολλαπλά στοιχεία σε πλέγμα, επιτρέποντας την πλήρη χαρτογράφηση της επιφάνειας του πέλματος και τον εντοπισμό περιοχών υψηλής και χαμηλής πίεσης [5].



Εικόνα 3: Η σχηματική αναπαράσταση ενός συστήματος στα αριστερά και ο πραγματικός πίνακας αισθητήρα με το κύκλωμα υλικού στα δεξιά.

1.5 Μέθοδοι μέτρησης

Η μέτρηση της πίεσης του πέλματος πραγματοποιείται κυρίως με δύο μεθοδολογικές προσεγγίσεις, ανάλογα με τις συνθήκες και τον στόχο της ανάλυσης:

- Στατική μέτρηση:

Κατά τη στατική ανάλυση, ο χρήστης στέκεται ακίνητος πάνω στο χαλί καταγραφής πιέσεων. Η μέτρηση αποτυπώνει την κατανομή της πίεσης κάτω από το πέλμα σε στάση, επιτρέποντας τον εντοπισμό περιοχών υπερφόρτισης, ανισορροπίας ή ανεπαρκούς στήριξης. Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιείται συχνά για την αξιολόγηση της στάσης σώματος, της ευθυγράμμισης των άκρων και της λειτουργικότητας της ποδικής καμάρας.

- Δυναμική μέτρηση:

Στη δυναμική μέτρηση, ο χρήστης βαδίζει επάνω στο χαλί, ενώ η συσκευή καταγράφει τη χρονική μεταβολή της πίεσης κατά τη διάρκεια του κύκλου βάδισης. Η ανάλυση επιτρέπει τη μελέτη παραμέτρων όπως ο χρόνος επαφής, η συμμετρία των βημάτων, η μεταφορά βάρους και η κατανομή των δυνάμεων σε διαφορετικές φάσεις της κίνησης. Η μέθοδος αυτή είναι ιδιαίτερα χρήσιμη για την αξιολόγηση κινητικών δυσλειτουργιών, ορθοπεδικών παθήσεων ή αποκατάστασης μετά από τραυματισμό.

Βαθμονόμηση και αξιοπιστία μετρήσεων:

Η βαθμονόμηση του αισθητήρα πριν από κάθε διαδικασία μέτρησης είναι καθοριστική για τη μείωση σφαλμάτων και την εξασφάλιση της αξιοπιστίας των δεδομένων. Παράλληλα, η σωστή τοποθέτηση του ποδιού, η σταθερή στάση και η τήρηση των οδηγιών χρήσης αποτελούν βασικές προϋποθέσεις για την ακρίβεια των αποτελεσμάτων [6].

1.6 Εφαρμογές στη Βιοϊατρική

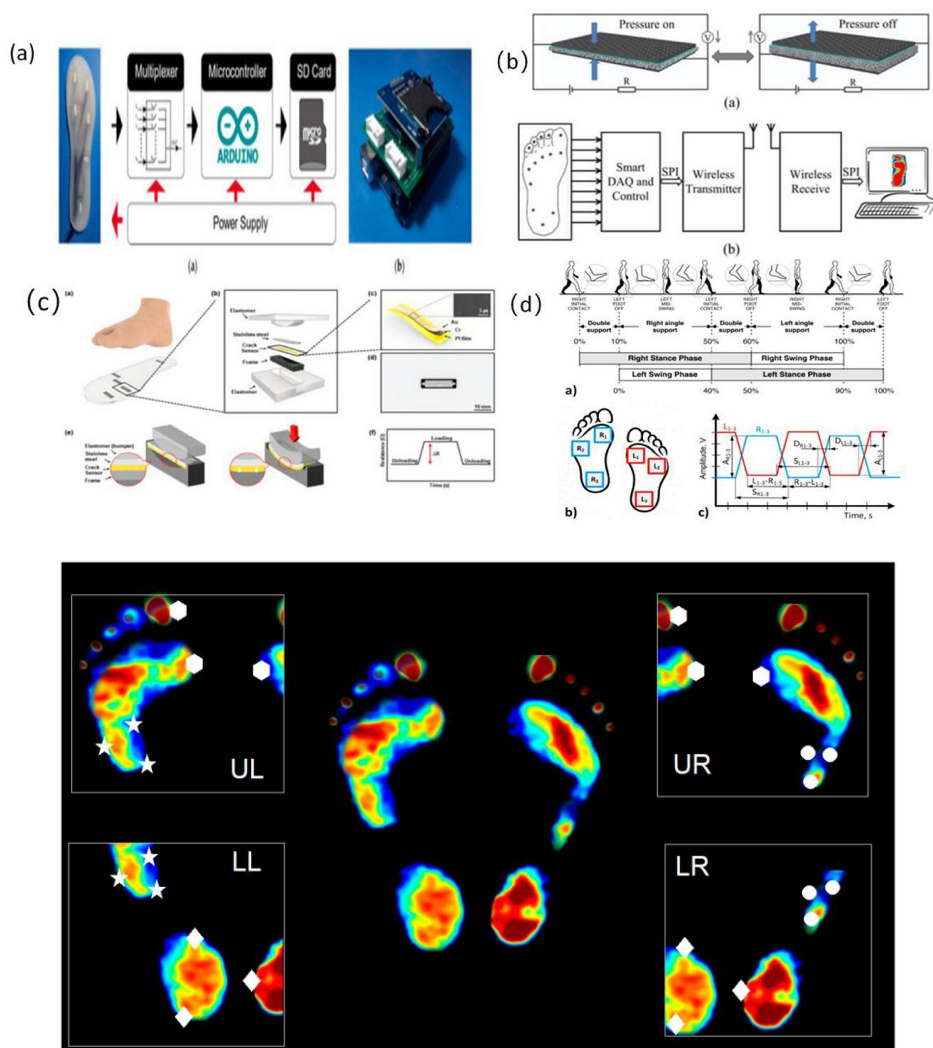
Η χαρτογράφηση πίεσης (pressure mapping) αποτελεί μια σύγχρονη τεχνολογία που επιτρέπει τη μέτρηση και απεικόνιση των πιέσεων που ασκούνται στην επιφάνεια του σώματος και κυρίως στο πέλμα. Χρησιμοποιείται ευρέως στη βιοϊατρική για τη διάγνωση, παρακολούθηση και βελτίωση της κίνησης και στάσης του σώματος. Χρησιμοποιείται σε πολλούς τομείς, όπως:

- Κλινική διάγνωση: Εντοπισμός περιοχών υψηλής πίεσης σε άτομα με διαβήτη, με στόχο την πρόληψη ελκών και άλλων επιπλοκών που σχετίζονται με την υγεία των κάτω άκρων.
- Αποκατάσταση: Αξιολόγηση και παρακολούθηση της κινητικότητας ατόμων μετά από τραυματισμό, εγκεφαλικό επεισόδιο ή χειρουργική επέμβαση, συμβάλλοντας στην προσαρμογή του θεραπευτικού προγράμματος.
- Αθλητική επιστήμη: Ανάλυση της βάδισης, του τρεξίματος και της στάσης για τη βελτιστοποίηση της τεχνικής, την πρόληψη τραυματισμών και τη βελτίωση των επιδόσεων.
- Σχεδιασμός ορθωτικών πελμάτων και υποδημάτων: Εξατομίκευση ειδικών πάτων και υποδημάτων με στόχο τη σωστή κατανομή φορτίου και τη βελτίωση της ισορροπίας και της άνεσης [7, 8].

1.7 Επεξεργασία Σήματος

Τα σήματα που συλλέγονται από τους αισθητήρες κατά τη διάρκεια της βάδισης περιέχουν συχνά θόρυβο και ανεπιθύμητες διακυμάνσεις. Για τον λόγο αυτό απαιτείται προσεκτική επεξεργασία μέσω φίλτρων και ψηφιοποίησης, ώστε να βελτιωθεί η ποιότητα και η αξιοπιστία των δεδομένων. Η επεξεργασία σήματος περιλαμβάνει τα εξής στάδια:

- Αφαίρεση θορύβου και σταθεροποίηση του σήματος για τη διατήρηση της πραγματικής βιομηχανικής πληροφορίας.
- Μετατροπή των δεδομένων σε ψηφιακούς χάρτες πίεσης και τρισδιάστατες αναπαραστάσεις του πέλματος. Σε αυτό το στάδιο, η δομή του αισθητήρα πίεσης πέλματος και η διαδικασία εξαγωγής χαρακτηριστικών του σήματος παίζουν κρίσιμο ρόλο για την αξιοπιστία των δεδομένων (Εικόνα 4).
- Συλλογή και συγχώνευση δεδομένων (data fusion) από διαφορετικούς αισθητήρες, όπως αισθητήρες πίεσης πέλματος τριαξονικά IMU (που περιλαμβάνουν επιταχυνσιόμετρο και γυροσκόπιο), καθώς και αισθητήρες καρδιακού ρυθμού και μεταβλητότητας (HR/HRV). Η ολοκληρωμένη αυτή προσέγγιση επιτρέπει την εκτίμηση πολλαπλών πτυχών της εγγενούς ικανότητας (Intrinsic Capacity).



Εικόνα 4: Δομή αισθητήρα πίεσης πέλματος και ροή εργασιών για την εξαγωγή χαρακτηριστικών σήματος (πάνω) και απεικόνιση ανάλυσης κατανομής φορτίου πέλματος μέσω οπτικής πλατφόρμας μέτρησης πελματιαίας πίεσης (κάτω).

- Ανάλυση στατικών και δυναμικών χαρακτηριστικών, όπως η μέγιστη πίεση, το κέντρο βάρους, η συμμετρία των ποδιών, ο ρυθμός και η σταθερότητα της βάδισης, οι μεταβολές του καρδιακού ρυθμού και η φυσιολογική απόκριση κατά τη διάρκεια της κίνησης.

- Σύγκριση δεδομένων μεταξύ διαφορετικών χρονικών στιγμών ή ατόμων για την αναγνώριση προτύπων, τάσεων και πιθανών ανωμαλιών στη στάση ή στο πρότυπο βάδισης.

Η οπτικοποίηση των δεδομένων (μέσω θερμικών χαρτών πίεσης, γραφημάτων ή 3D μοντέλων) επιτρέπει στους ερευνητές και επαγγελματίες υγείας να εντοπίζουν ασυμμετρίες, να αξιολογούν την αποτελεσματικότητα παρεμβάσεων και να παρακολουθούν την πρόοδο του ατόμου [9, 10].

Λέξεις Κλειδιά

Πίεση πέλματος, Χαλί αισθητήρων, Ανάλυση στάσης και βάδισης, Δυναμική ανάλυση βάδισης.

Πίνακας Συντομογραφιών

Πλήρης Όρος	Συντομογραφία
Κέντρο Πίεσης (Center of Pressure)	CoP
	IMU
Καρδιακός ρυθμός (Heart Rate)	HR
Μεταβλητότητα Καρδιακού ρυθμού (Heart Rate Variability)	HRV

2. Εργαστηριακό Μέρος

Εξοπλισμός

1. Χαλί Αισθητήρων Πίεσης
2. Υπολογιστικό σύστημα για την ανάλυση δεδομένων
3. Ποδονάρια μιας χρήσης

Δραστηριότητα

1. Ανοίξετε το λογισμικό "Wellness Mat".
2. Ονομάστε τον εξοπλισμό σας (Χαλί Αισθητήρων Πίεσης)
3. Πατήστε «Έναρξη» και σταθείτε πάνω στο χαλί. Μόλις ολοκληρώσετε κάθε άσκηση, πατήστε «Λήξη».
4. Να καταγραφούν οι δυνάμεις σε στατική (στάση) και δυναμική (βάδιση) κατάσταση.
5. Τα δεδομένα αποθηκεύονται στον τοπικό δίσκο, από όπου μπορείτε να προχωρήσετε στην ανάλυση των καταγραφών.

Σημείωση: Οι μετρήσεις καταγράφονται σε μονάδες mmHg.

Αναφορές

- [1]. Guldemon, Nick. (2007). 'Plantar pressure measurement' in Plantar pressure, diabetes and amputation: studies on etiological, diagnostic and therapeutical aspects. 10.13140/RG.2.1.4958.5042.
- [2]. Lorkowski, J., Gawronska, K., & Pokorski, M. (2021). Pedobarography: A Review on Methods and Practical Use in Foot Disorders. Applied Sciences, 11(22), 11020. <https://doi.org/10.3390/app112211020>
- [3]. Anukoolkarn K, Vongsirinavarat M, Bovonsunthonchai S, Vachalathiti R. Plantar Pressure Distribution Pattern during Mid-Stance Phase of the Gait in Patients with Chronic Non-Specific Low Back Pain. *J Med Assoc Thai*. 2015;98(9):896-901.
- [4]. Abdul Razak, A. H., Zayegh, A., Begg, R. K., & Wahab, Y. (2012). Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review. Sensors, 12(7), 9884-9912. <https://doi.org/10.3390/s12070988>
- [5]. Ramalingame, Rajarajan & Hu, Zheng & Gerlach, Carina & Rajendran, Dhivakar & Zubkova, Tatiana & Baumann, Reinhard & Kanoun, Olfa. (2019). Flexible piezoresistive sensor matrix based on a carbon nanotube

PDMS composite for dynamic pressure distribution measurement. *Journal of Sensors and Sensor Systems*. 8. 1-7. 10.5194/jsss-8-1-2019.

[6]. Patel, Hemal M.; Balaganapathy, M.¹. Normative Values of Static-dynamic Plantar Pressure and its Cutoff Values. *Indian Journal of Medical Specialities* 15(1):p 4-11, Jan–Mar 2024. | DOI: 10.4103/injms.injms_35_23

[7]. Gerrard JM, Bonanno DR, Whittaker GA, Landorf KB. Effect of different orthotic materials on plantar pressures: a systematic review. *J Foot Ankle Res*. 2020;13(1):35. Published 2020 Jun 11. doi:10.1186/s13047-020-00401-3

[8]. Chuter, V.H., Spink, M.J., David, M. et al. Clinical foot measurements as a proxy for plantar pressure testing in people with diabetes. *J Foot Ankle Res* 14, 56 (2021). <https://doi.org/10.1186/s13047-021-00494-4>

[9]. Ju F, Han X, Zhao M, Wang S. Sensor for sports applications: monitoring and assessment of intrinsic capacity enhancement in older adults during brisk walking. *Front Public Health*. 2025;13:1659600. Published 2025 Sep 11. doi:10.3389/fpubh.2025.1659600

[10]. Keatsamarn, T., Visitsattapongse, S., Aoyama, H., & Pintavirooj, C. (2021). Optical-Based Foot Plantar Pressure Measurement System for Potential Application in Human Postural Control Measurement and Person Identification. *Sensors*, 21(13), 4437. <https://doi.org/10.3390/s21134437>

Άσκηση 7 Μέτρηση Πνευμονικής Λειτουργίας με Χρήση Σπιρομέτρου

Σκοπός

Σκοπός της άσκησης είναι η κατανόηση της αρχής λειτουργίας των σπιρομέτρων, των παραμέτρων που καταγράφει η συσκευή, καθώς και η διερεύνηση παραγόντων που επηρεάζουν την ακρίβεια των μετρήσεων.

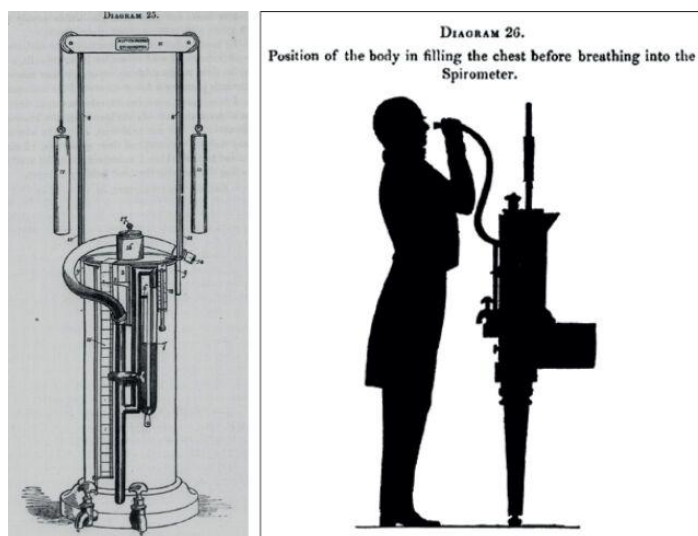
3. Θεωρητικό μέρος

1.1 Εξέλιξη των Σπιρομέτρων

Η μέτρηση της πνευμονικής λειτουργίας έχει μακρά και ενδιαφέρουσα ιστορία, που ξεκινά ήδη από τον 19ο αιώνα. Το πρώτο σπιρόμετρο αποδίδεται στον John Hutchinson το 1846, ο οποίος εισήγαγε τον όρο ζωτική χωρητικότητα (Vital Capacity, VC) και ανέδειξε τη σημασία της μέτρησης του εκπνεόμενου όγκου αέρα ως δείκτη υγείας του αναπνευστικού συστήματος. Η συσκευή του αποτελούνταν από έναν ανεστραμμένο κύλινδρο βυθισμένο σε νερό, που κινούνταν με την εκπνοή του εξεταζόμενου, καταγράφοντας μηχανικά τον όγκο του αέρα (Εικόνα 1).

Κατά τον 20ό αιώνα, η τεχνολογία των σπιρομέτρων εξελίχθηκε σημαντικά με την εμφάνιση ξηρών σπιρομέτρων (dry spirometers), όπως του Wright respirometer (1959), τα οποία δεν απαιτούσαν τη χρήση νερού και ήταν ευκολότερα στη μεταφορά και στη συντήρηση [1]. Σταδιακά εισήχθησαν τουρμπίνες, πνευμοταχογράφοι και αισθητήρες ροής (flow sensors), βελτιώνοντας την ακρίβεια και την ευαισθησία των μετρήσεων.

Από τη δεκαετία του 1980 και έπειτα, η ψηφιακή τεχνολογία και η μικροηλεκτρονική επέτρεψαν τη δημιουργία ηλεκτρονικών σπιρομέτρων με δυνατότητα αυτόματης ανάλυσης, αποθήκευσης και μετάδοσης δεδομένων. Σήμερα, τα φορητά και συνδεδεμένα σπιρόμετρα επιτρέπουν συνεχή παρακολούθηση ασθενών και τηλεϊατρική υποστήριξη, καθιστώντας τη σπιρομέτρηση ένα πολύτιμο εργαλείο τόσο για την κλινική πράξη όσο και για την επιστημονική έρευνα [2, 3].



Εικόνα 1: Το πρώτο σπιρόμετρο που κατασκευάστηκε από τον John Hutchinson (1846).

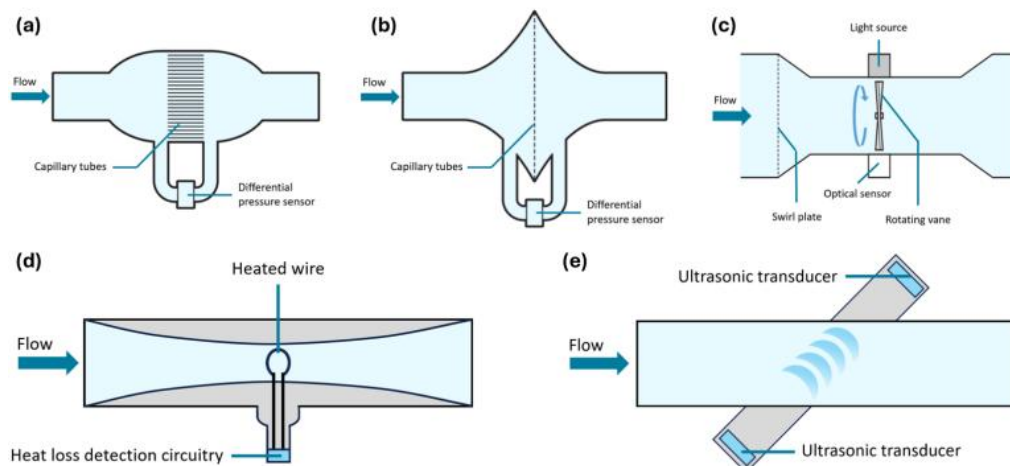
1.2 Φυσιολογία της Αναπνοής

Η αναπνοή είναι η διαδικασία μέσω της οποίας οι πνεύμονες φέρνουν οξυγόνο στο σώμα και αποβάλλουν διοξείδιο του άνθρακα. Η εισπνοή ενεργοποιεί τους αναπνευστικούς μύες, κυρίως το διάφραγμα και τους εξωτερικούς μεσοπλεύριους μύες, ενώ η εκπνοή είναι συνήθως παθητική διαδικασία που βασίζεται στην ελαστικότητα των πνευμόνων και του θωρακικού τοιχώματος. Σε έντονη σωματική δραστηριότητα ή παθολογικές καταστάσεις, η εκπνοή μπορεί να γίνει ενεργητική μέσω των εσωτερικών μεσοπλεύριων και κοιλιακών μυών.

Η φυσιολογική πνευμονική λειτουργία εξαρτάται από την πνευμονική ελαστικότητα, τη διαπερατότητα των αεραγωγών και την ικανότητα των αναπνευστικών μυών να δημιουργούν αρνητική πίεση για την εισπνοή. Σημαντικοί δείκτες της αναπνευστικής λειτουργίας περιλαμβάνουν τη ζωτική χωρητικότητα (VC), τη μέγιστη εκπνευστική ροή (Peak Expiratory Flow, PEF) και τον όγκο εκπνοής πρώτου δευτερολέπτου (First second Forced Expiratory Volume, FEV₁), οι οποίοι χρησιμοποιούνται στην κλινική πράξη για την αξιολόγηση της πνευμονικής λειτουργίας και την ανίχνευση παθολογικών καταστάσεων όπως η Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια (ΧΑΠ) και το άσθμα [4,5].

1.3 Βασική Αρχή των Σπιρομέτρων

Τα σπιρόμετρα χρησιμοποιούνται για την ποσοτική εκτίμηση της πνευμονικής λειτουργίας, μετρώντας τον όγκο και τη ροή αέρα κατά την εισπνοή και την εκπνοή. Η βασική αρχή λειτουργίας τους βασίζεται στην καταγραφή της μεταβολής του όγκου ή της πίεσης του αέρα σε συνάρτηση με τον χρόνο, η οποία στη συνέχεια αναλύεται για την εξαγωγή παραμέτρων όπως η FVC (Forced Vital Capacity), η FEV₁, η PEF, καθώς και της ροής στις διάφορες φάσεις της εκπνοής. Στην Εικόνα 2 παρουσιάζονται οι κυριότεροι τύποι αισθητήρων ροής που εφαρμόζονται στα σπιρόμετρα, καθένας εκ των οποίων χρησιμοποιεί διαφορετική φυσική αρχή μέτρησης.



Εικόνα 2: Διαφορετικοί τύποι αισθητήρων ροής που χρησιμοποιούνται στα σπιρόμετρα: (a) Fleisch-type πνευμοταχογράφος, (b) Lilly-type, (c) τουρμπίνας, (d) με θερμαινόμενο σύρμα, (e) υπερήχων.

Τύποι αισθητήρων:

- Αισθητήρες ροής τύπου τουρμπίνας: Ο αέρας περιστρέφει μια μικρή τουρμπίνα, και οι περιστροφές μετατρέπονται σε ηλεκτρικό σήμα. Η ταχύτητα περιστροφής της τουρμπίνας είναι αναλογική της ροής αέρα.

- Αισθητήρες θερμοαντιστάσεων: Μετρούν πόση θερμότητα χάνεται από ένα θερμαινόμενο στοιχείο αντίστασης (ένα σύρμα ή μια λεπτή μεμβράνη) κατά τη ροή του αέρα. Η απώλεια θερμότητας είναι συνάρτηση της ταχύτητας ροής.
- Πιεζοηλεκτρικοί αισθητήρες: Μετρούν τη διαφορά πίεσης σε γνωστή αντίσταση ροής και τη μετατρέπουν σε ηλεκτρικό σήμα. Συνήθως χρησιμοποιούνται σε πιο εξελιγμένα σπιρόμετρα υψηλής ακρίβειας [6].

1.4 Λειτουργία Αισθητήρων και Υλικά

Οι αισθητήρες των σπιρομέτρων πρέπει να συνδυάζουν υψηλή ευαισθησία, γρήγορη απόκριση και αντοχή σε επαναλαμβανόμενη χρήση. Ο τύπος του αισθητήρα (τουρμπίνας, θερμοαντίστασης, πιεζοηλεκτρικός) καθορίζει την ακρίβεια και το εύρος μέτρησης ροής.

Χαρακτηριστικά υλικών:

- Βιοσυμβατότητα: Απαραίτητη για επαφή με το στόμα ή τον εισπνεόμενο αέρα (π.χ. πολυπροπυλένιο, σιλικόνη).
- Θερμική και χημική αντοχή: Αντοχή σε αποστείρωση (ατμός, χημικά) χωρίς αλλοίωση μηχανικών ή ηλεκτρικών ιδιοτήτων.
- Μηχανική αντοχή: Αντοχή σε καταπονήσεις λόγω επαναλαμβανόμενης χρήσης.
- Αντοχή σε ρύπανση: Επιφανειακή αδράνεια ή επίστρωση για αποφυγή συσσώρευσης υπολειμμάτων και σωματιδίων.

Παράγοντες που επηρεάζουν την ακρίβεια:

- Σφάλματα λόγω κακής βαθμονόμησης, διαρροών ή φραγών στη ροή.
- Περιβαλλοντικές επιδράσεις: θερμοκρασία, υγρασία, στατική ηλεκτρική φόρτιση.
- Φθορά υλικών: με την πάροδο του χρόνου οι μεμβράνες, τα σύρματα ή οι τουρμπίνες χάνουν την αρχική τους ευαισθησία.

Η σωστή επιλογή αισθητήρων και υλικών εξασφαλίζει αξιόπιστες μετρήσεις σε κλινικά περιβάλλοντα, από φορητά σπιρόμετρα για πρωτοβάθμια περίθαλψη μέχρι εργαστηριακά όργανα υψηλής ακρίβειας για ερευνητικούς σκοπούς [7-9].

1.5 Μέθοδοι μέτρησης

Οι βασικές μέθοδοι μέτρησης της πνευμονικής λειτουργίας περιλαμβάνουν:

- FVC (Forced Vital Capacity): Η μέγιστη ποσότητα αέρα που μπορεί να εκπνευσθεί με δύναμη μετά από πλήρη εισπνοή. Χρησιμοποιείται για την εκτίμηση περιοριστικών πνευμονικών νόσων.
- FEV1: Ο όγκος αέρα που εκπνέεται στο πρώτο δευτερόλεπτο της FVC. Χρήσιμος δείκτης για αποφρακτικές νόσους, όπως άσθμα και ΧΑΠ.
- FEV1/FVC ratio: Αναλογία μεταξύ FEV1 και FVC. Χαμηλή τιμή υποδεικνύει αποφρακτική νόσο, ενώ φυσιολογική ή υψηλή σε συνδυασμό με μειωμένη FVC υποδεικνύει περιοριστική νόσο.
- PEF: Η μέγιστη ταχύτητα εκπνοής κατά τη FVC. Χρήσιμη για παρακολούθηση ασθενών με άσθμα ή ΧΑΠ.
- MEF25–75% (Mid-Expiratory Flow): Μέση ροή κατά τη μέση φάση της εκπνοής (25–75% της FVC). Ευαίσθητος δείκτης βλάβης των μικρών αεραγωγών.

- IC (Inspiratory Capacity) και ERV (Expiratory Reserve Volume): Μετρούν τον μέγιστο εισπνεόμενο όγκο μετά από φυσιολογική εκπνοή (IC) και τον επιπλέον εκπνεόμενο όγκο μετά φυσιολογική εκπνοή (ERV). Χρήσιμες παράμετροι σε ασθενείς με περιοριστική νόσο ή ΧΑΠ.

Η επαναληψιμότητα των μετρήσεων επιτυγχάνεται μέσω πολλαπλών προσπαθειών, ενώ η σύγκριση με φυσιολογικές τιμές επιτρέπει την ανίχνευση αποκλίσεων [10, 11].

1.6 Εφαρμογές στη Βιοϊατρική

Τα σπιρόμετρα χρησιμοποιούνται ευρέως στη βιοϊατρική και την κλινική πράξη για:

- Διάγνωση χρόνιων πνευμονικών νοσημάτων: Άσθμα και Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια (ΧΑΠ): Η ανάλυση των παραμέτρων FEV₁, FVC και FEV₁/FVC βοηθά στη διάγνωση και ταξινόμηση της σοβαρότητας. Περιοριστικές πνευμονικές νόσοι: Μείωση της FVC υποδηλώνει περιοριστικό πρότυπο, όπως σε πνευμονική ίνωση ή σαρκοείδωση.
- Παρακολούθηση θεραπευτικής ανταπόκρισης: Αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας φαρμακευτικής αγωγής (π.χ., βρογχοδιασταλτικά σε άσθμα). Συστηματική παρακολούθηση των ατόμων με χρόνια νοσήματα για αλλαγές στη λειτουργία των πνευμόνων.
- Πρόληψη επαγγελματικών και περιβαλλοντικών αναπνευστικών προβλημάτων: Συχνή σπιρομέτρηση εργαζομένων σε βιομηχανικούς χώρους με έκθεση σε σκόνη, χημικά ή ατμούς για πρώιμη ανίχνευση πνευμονικών βλαβών.
- Ερευνητικές εφαρμογές: Μελέτη φυσιολογικών αλλαγών λόγω ηλικίας, άσκησης, άθλησης ή χρόνιων νοσημάτων. Εκτίμηση της επίδρασης περιβαλλοντικών παραγόντων (π.χ., ατμοσφαιρική ρύπανση) στη λειτουργία των πνευμόνων.
- Ανάλυση καμπύλων ροής-όγκου: Αποκάλυψη αποφρακτικών ή περιοριστικών προτύπων. Βοηθά στην πρώιμη διάγνωση παθήσεων ακόμη και πριν εμφανιστούν συμπτώματα [12].

1.7 Επεξεργασία Σήματος

Τα ηλεκτρικά σήματα από τον αισθητήρα ενισχύονται και φιλτράρονται για την αφαίρεση θορύβου υψηλής ή χαμηλής συχνότητας (π.χ. ηλεκτρικός θόρυβος ή μικροδονήσεις). Ακολουθεί ψηφιοποίηση μέσω αναλογο-ψηφιακού μετατροπέα (ADC) με κατάλληλο ρυθμό δειγματοληψίας και ανάλυση, ώστε να εξασφαλίζεται ακριβής αναπαράσταση της ροής και του όγκου. Οι αλγόριθμοι επεξεργασίας περιλαμβάνουν:

- Ολοκλήρωση ροής για τον υπολογισμό του όγκου.
- Ανίχνευση μέγιστης ροής για τον υπολογισμό του PEF.
- Υπολογισμό FVC και FEV₁ από τις καμπύλες όγκου-χρόνου και ροής-χρόνου.
- Εξομάλυνση και διόρθωση ασυνήθιστων δεδομένων (π.χ. βήχας, διαρροή αέρα).

Η σωστή επεξεργασία σήματος είναι κρίσιμη για την ακριβή εκτίμηση της πνευμονικής λειτουργίας και την πρόληψη λανθασμένων διαγνώσεων. Ακόμη και μικρά σφάλματα στη δειγματοληψία, το φίλτρο ή η βαθμονόμηση μπορεί να οδηγήσουν σε σημαντικές αποκλίσεις στις κλινικές παραμέτρους [13, 14].

Λέξεις Κλειδιά

Σπιρόμετρο, Πνευμονική λειτουργία, Όγκος αέρα, Ροή αέρα, FVC, FEV₁, PEF, Άσθμα, ΧΑΠ.

Πίνακας Συντομογραφιών

Πλήρης Όρος	Συντομογραφία
ζωτική χωρητικότητα (vital capacity)	VC
μέγιστη εκπνευστική ροή (Peak Expiratory Flow)	PEF
Όγκος εκπνοής πρώτου δευτερολέπτου (First second Forced Expiratory Volume)	FEV ₁
Χρόνια Αποφρακτική Πνευμονοπάθεια	ΧΑΠ
Forced Vital Capacity	FVC
(Mid-Expiratory Flow)	MEF25–75%
(Inspiratory Capacity)	IC
(Expiratory Reserve Volume)	ERV

2. Εργαστηριακό Μέρος

Εξοπλισμός

1. Σπιρόμετρο χειρός.

Δραστηριότητα

1. Πάρετε μερικές κανονικές αναπνοές για να δημιουργήσετε έναν βασικό όγκο (Αναπνεόμενος όγκος).
2. Εισπνεύστε βαθιά, σφραγίστε τα χείλη γύρω από το επιστόμιο και εκπνεύστε βγάζοντας όλον τον αέρα όσο πιο δυνατά και γρήγορα μπορείτε.
3. Καταγράψτε τις μετρήσεις και αναλύστε τις διακυμάνσεις που παρατηρείτε.

Αναφορές

- [1]. Kouri A, Dandurand RJ, Usmani OS, Chow CW. Exploring the 175-year history of spirometry and the vital lessons it can teach us today. *Eur Respir Rev.* 2021;30(162):210081. Published 2021 Oct 5. doi:10.1183/16000617.0081-2021
- [2]. Miller MR, Hankinson J, Brusasco V, et al. Standardisation of spirometry. *Eur Respir J.* 2005;26(2):319-338. doi:10.1183/09031936.05.00034805
- [3]. Culver BH, Graham BL, Coates AL, et al. Recommendations for a Standardized Pulmonary Function Report. An Official American Thoracic Society Technical Statement. *Am J Respir Crit Care Med.* 2017;196(11):1463-1472. doi:10.1164/rccm.201710-1981ST
- [4]. Macintyre, N., et al. (2005). *Standardisation of the single-breath determination of carbon monoxide uptake in the lung.* *European Respiratory Journal*, 26(4), 720–735.
- [5]. Pellegrino R, Viegi G, Brusasco V, et al. Interpretative strategies for lung function tests. *Eur Respir J.* 2005;26(5):948-968. doi:10.1183/09031936.05.00035205
- [6]. Ferreira Nunes M, Plácido da Silva H, Raposo L, Rodrigues F. Design and Evaluation of a Novel Venturi-Based Spirometer for Home Respiratory Monitoring. *Sensors (Basel).* 2024;24(17):5622. Published 2024 Aug 30. doi:10.3390/s24175622
- [7]. Wu, Z., Huang, R., Zhong, L. et al. Technical performance analysis of different types of spirometers. *BMC Pulm Med* **22**, 23 (2022). <https://doi.org/10.1186/s12890-021-01752-8>
- [8]. Milanzi EB, Koppelman GH, et al. Considerations in the use of different spirometers in epidemiological studies. *Environ Health.* 2019;18(1):39. Published 2019 Apr 25. doi:10.1186/s12940-019-0478-2
- [9]. Wu, Z., Huang, R., Zhong, L. et al. Technical performance analysis of different types of spirometers. *BMC Pulm Med* **22**, 23 (2022). <https://doi.org/10.1186/s12890-021-01752-8>

- [10]. Quanjer PH, Stanojevic S, Cole TJ, et al. Multi-ethnic reference values for spirometry for the 3-95-yr age range: the global lung function 2012 equations. *Eur Respir J*. 2012;40(6):1324-1343. doi:10.1183/09031936.00080312
- [11]. Shaikh AAA, Boniface MA, Naeem N, Ammar Husain S, D Cruz LG, Husain SA. Evaluating the Role of Maximal Expiratory Flow at 25% (MEF-25) in Detecting and Managing Patients With Small Airway Disease in the United Arab Emirates. *Cureus*. 2024;16(11):e74319. Published 2024 Nov 23. doi:10.7759/cureus.74319
- [12]. Vestbo J, Hurd SS, Agustí AG, et al. Global strategy for the diagnosis, management, and prevention of chronic obstructive pulmonary disease: GOLD executive summary. *Am J Respir Crit Care Med*. 2013;187(4):347-365. doi:10.1164/rccm.201204-0596PP
- [13]. Wu, Z., Huang, R., Zhong, L. et al. Technical performance analysis of different types of spirometers. *BMC Pulm Med* **22**, 23 (2022). <https://doi.org/10.1186/s12890-021-01752-8>
- [14]. Wang, Y., Li, Y., Chen, W. et al. Deep learning for spirometry quality assurance with spirometric indices and curves. *Respir Res* **23**, 98 (2022). <https://doi.org/10.1186/s12931-022-02014-9>