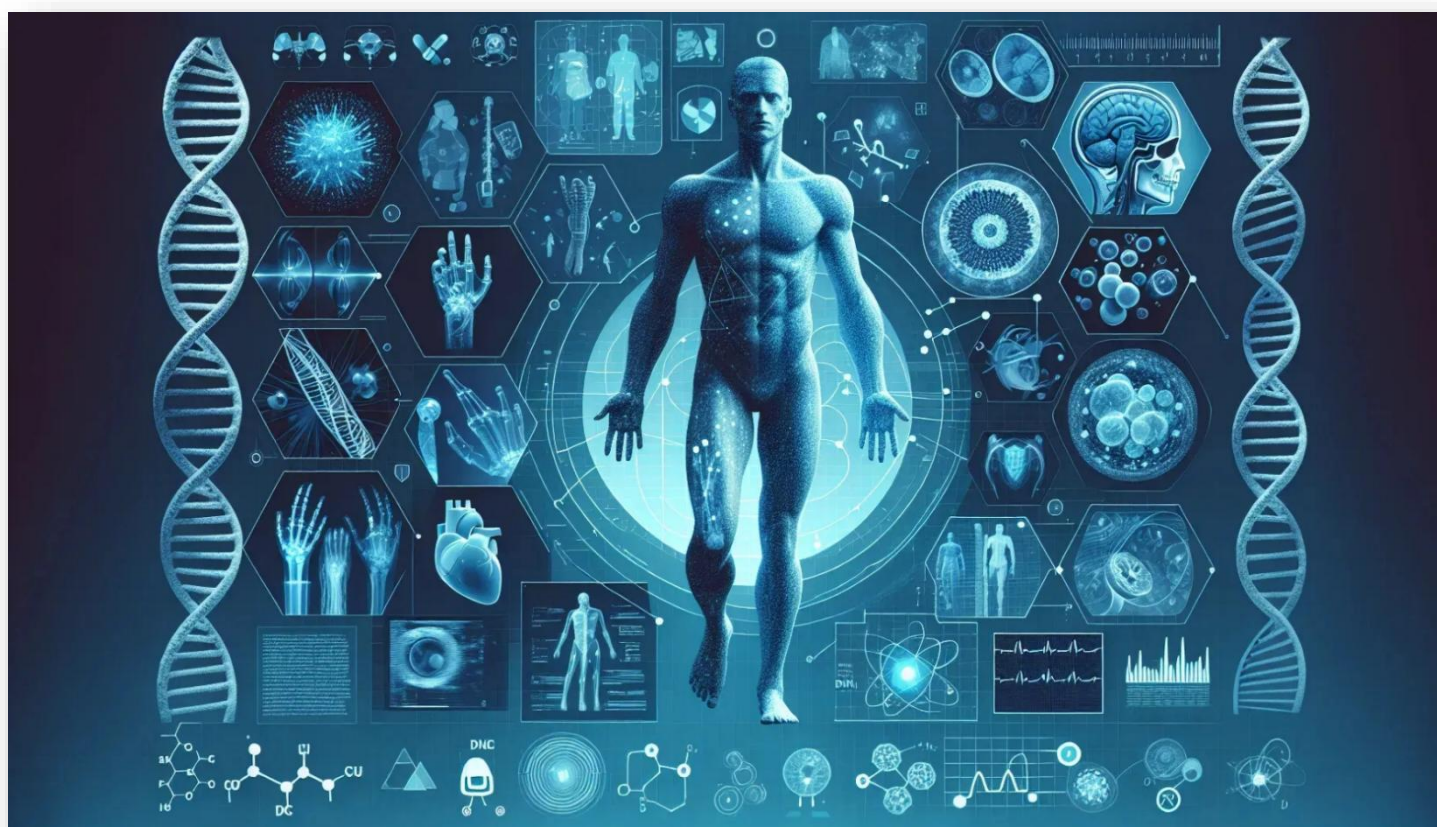


Εργαστήριο Βιοϊατρικής Τεχνολογίας



Διδάσκων: Δημήτριος Ι. Φωτιάδης

Υπεύθυνη Εργαστηρίου: Δάφνη Ν. Κατσαρού

Τμήμα Μηχανικών Επιστήμης Υλικών

Πολυτεχνική Σχολή Πανεπιστημίου Ιωαννίνων

Ιωάννινα, 2026

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 Ανάλυση Βάδισης με Αδρανειακούς Αισθητήρες (IMU).....	37
Άσκηση 7 Μέτρηση Πνευμονικής Λειτουργίας με Χρήση Σπυρομέτρου	45
Άσκηση 8 Ανίχνευση και Ανάλυση Αιματικής Ροής με Αγγειολογικό Doppler	51
Άσκηση 9 Μέτρηση Ηλεκτροδερμικής Δραστηριότητας (GSR) με Ασύρματο Αισθητήρα	59

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

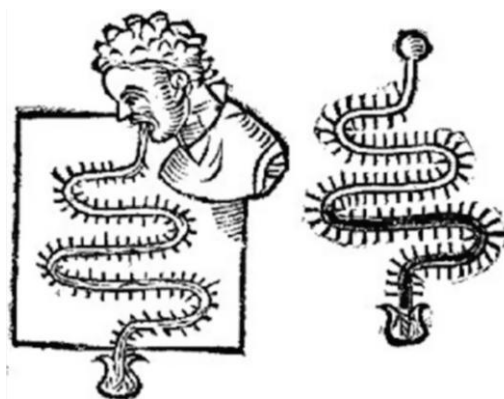
Σκοπός

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.

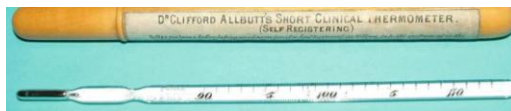
1. Θεωρητικό μέρος

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 θερμομόμετρο το οποίο έδινε μετρήσεις σε μόλις πέντε λεπτά. Το 1964, ο Theodor H. Benzinger παρουσίασε το υπέρυθρο θερμομόμετρο 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 θερμομόμετρο 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].

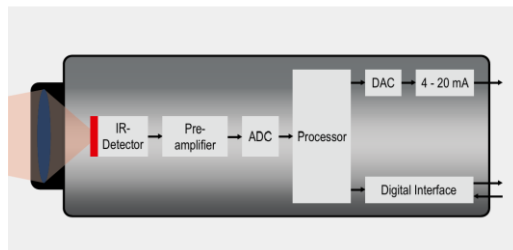
1.3 Βασική Αρχή Υπέρυθρων Θερμομέτρων

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 υπέρυθρη ακτινοβολία, η οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη μέτρηση της θερμοκρασίας ενός σώματος. Τεχνικά, η υπέρυθρη 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 υπέρυθρη 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 υπέρυθρη 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 υπέρυθρη ακτινοβολία εστιάζεται σε έναν ανιχνευτή υπέρυθρων. Ο ανιχνευτής μετατρέπει την εισερχόμενη υπέρυθρη 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 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.

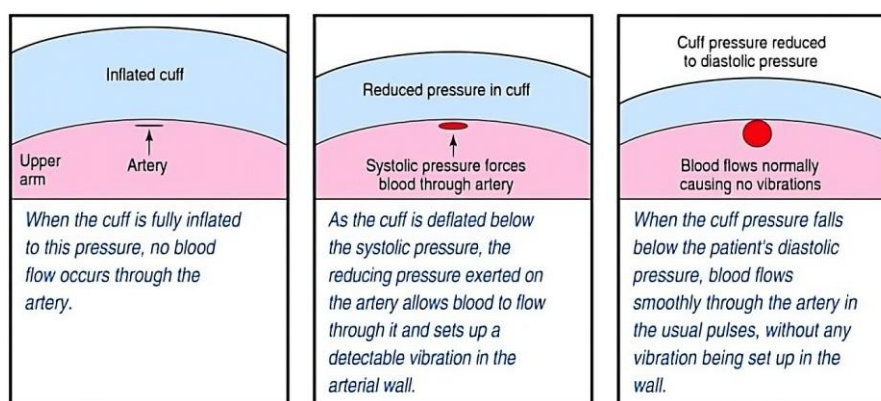
Είναι ζωτικής σημασίας για το σώμα να μπορεί να προσαρμοστεί στις οξείες αλλαγές στην αρτηριακή πίεση και για το άτομο να λάβει ιατρική θεραπεία ή προσαρμογές στον τρόπο ζωής για χρόνιες διακυμάνσεις [2-4].

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. Νανοϋλικά: 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

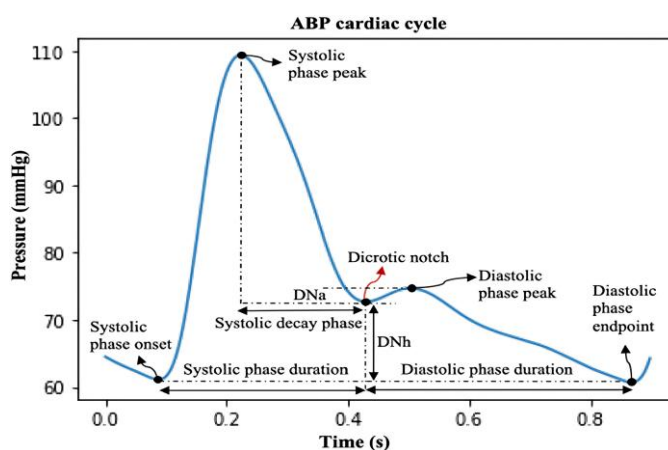
εντατική θεραπεία ή νοσοκομειακά περιβάλλοντα, όπου η ακριβής, συνεχής παρακολούθηση είναι κρίσιμη [8].

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.

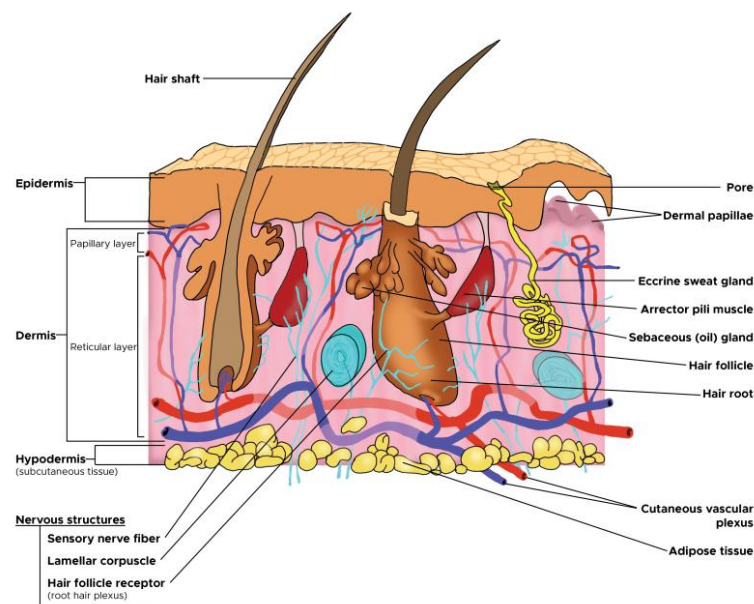
- Καθορίζει το χρώμα του δέρματος, καθώς περιέχει μελανίνη, τη χρωστική ουσία που δίνει χρώμα σε δέρμα, μαλλιά και μάτια.
- Η επιδερμίδα αντικαθίσταται πλήρως περίπου κάθε 30 ημέρες.

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].



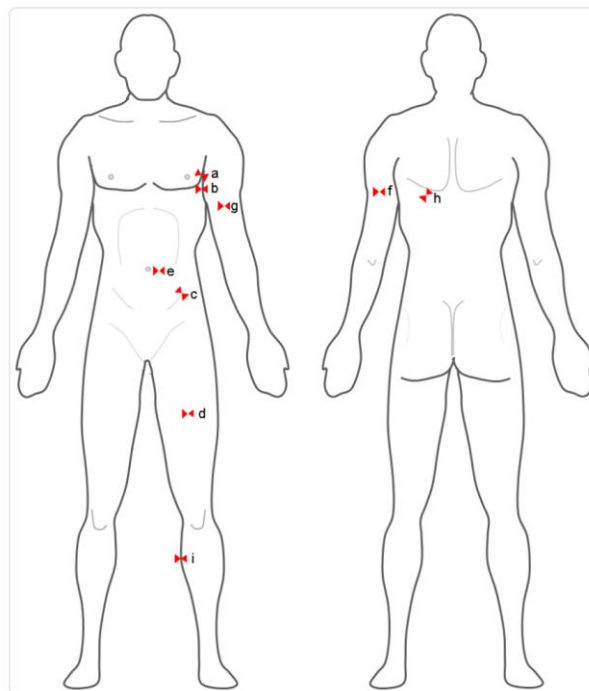
Εικόνα 1: Διατομή, Στιβάδες του Δέρματος

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®.

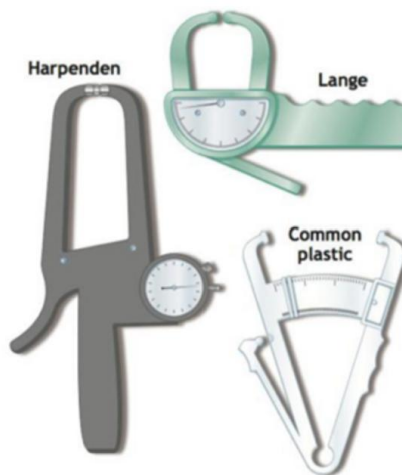
Υλικά κατασκευής:

- 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/mm^2 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

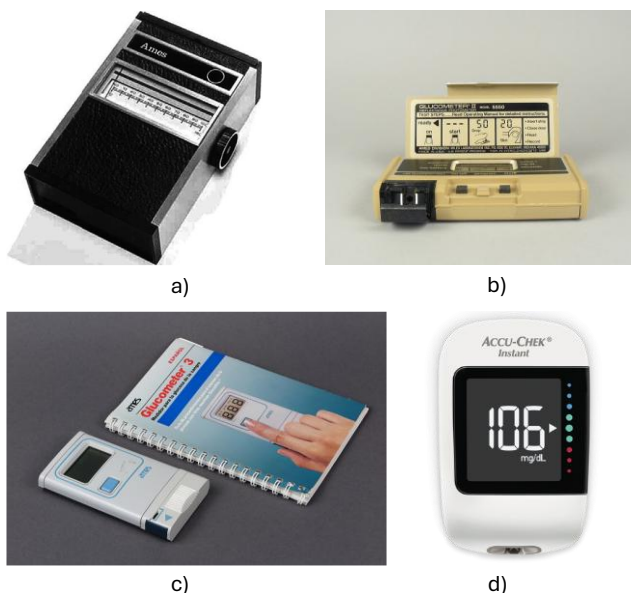
Σκοπός της άσκησης είναι η κατανόηση της αρχής λειτουργίας των μετρητών γλυκόζης, η ανάδειξη του ρόλου τους στην παρακολούθηση των επιπέδων γλυκόζης καθώς και η διερεύνηση παραγόντων που επηρεάζουν την ακρίβεια των μετρήσεων.

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

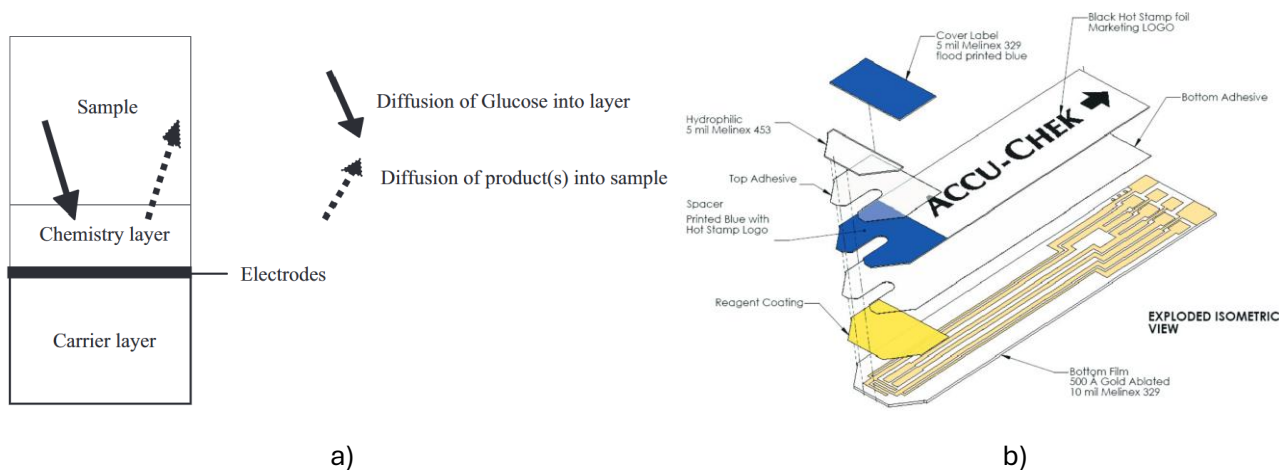
ανιχνεύει αυτό το ρεύμα, το οποίο ενισχύεται και φιλτράρεται ώστε να μειωθούν ο θόρυβος και οι παρεμβολές από εξωτερικούς παράγοντες. Στη συνέχεια, ο μικροεπεξεργαστής της συσκευής μετατρέπει το ενισχυμένο σήμα σε ψηφιακή μορφή και μέσω εσωτερικών αλγορίθμων βαθμονόμησης και διόρθωσης υπολογίζει τη συγκέντρωση 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 Ανάλυση Βάδισης με Αδρανειακούς Αισθητήρες (IMU)

Σκοπός

Σκοπός της άσκησης είναι η κατανόηση της αρχής λειτουργίας των αδρανειακών αισθητήρων (επιταχυνσιόμετρο, γυροσκόπιο, μαγνητόμετρο), η καταγραφή της κίνησης των κάτω άκρων κατά τη βάδιση με τη χρήση φορητών αισθητήρων, ο υπολογισμός βασικών χρονικών παραμέτρων της βάδισης, καθώς και η διερεύνηση των παραγόντων που επηρεάζουν την ακρίβεια των μετρήσεων.

1. Θεωρητικό μέρος

1.1 Εξέλιξη της Ανάλυσης Βάδισης

Η συστηματική μελέτη της ανθρώπινης βάδισης ξεκίνησε στα τέλη του 19ου αιώνα. Ο Eadweard Muybridge και ο Étienne-Jules Marey χρησιμοποίησαν διαδοχικές φωτογραφίες (χρονοφωτογραφία) για να καταγράψουν τις φάσεις της κίνησης, ενώ οι Wilhelm Braune και Otto Fischer ανέπτυξαν την πρώτη μέθοδο τρισδιάστατης ανάλυσης της κίνησης του ανθρώπινου σώματος. Στα μέσα του 20ού αιώνα η καταγραφή της κινηματικής συνδυάστηκε με τη μέτρηση των δυνάμεων αντίδρασης του εδάφους με πλατφόρμες δύναμης, και από τη δεκαετία του 1970 αναπτύχθηκαν τα οπτοηλεκτρονικά συστήματα καταγραφής κίνησης με δείκτες, τα οποία αποτελούν σήμερα το πρότυπο αναφοράς των εργαστηρίων βάδισης [1].

Τα συστήματα αυτά είναι ακριβή, αλλά ακριβά και περιορισμένα στον χώρο του εργαστηρίου. Η ανάπτυξη των μικροηλεκτρομηχανικών συστημάτων (Micro-Electro-Mechanical Systems, MEMS) επέτρεψε την κατασκευή μικροσκοπικών αδρανειακών μονάδων μέτρησης (Inertial Measurement Units, IMU), που συνδυάζουν επιταχυνσιόμετρο, γυροσκόπιο και μαγνητόμετρο σε ένα φορητό αισθητήρα. Οι αισθητήρες αυτοί επιτρέπουν την ανάλυση της βάδισης εκτός εργαστηρίου, στην καθημερινή ζωή, και έχουν αποδειχθεί έγκυροι και αξιόπιστοι για τη μέτρηση των χρονικών παραμέτρων της βάδισης σε υγιείς ενήλικες [1,2].

1.2 Φυσιολογία της Βάδισης και Ανθρώπινη Κινητικότητα

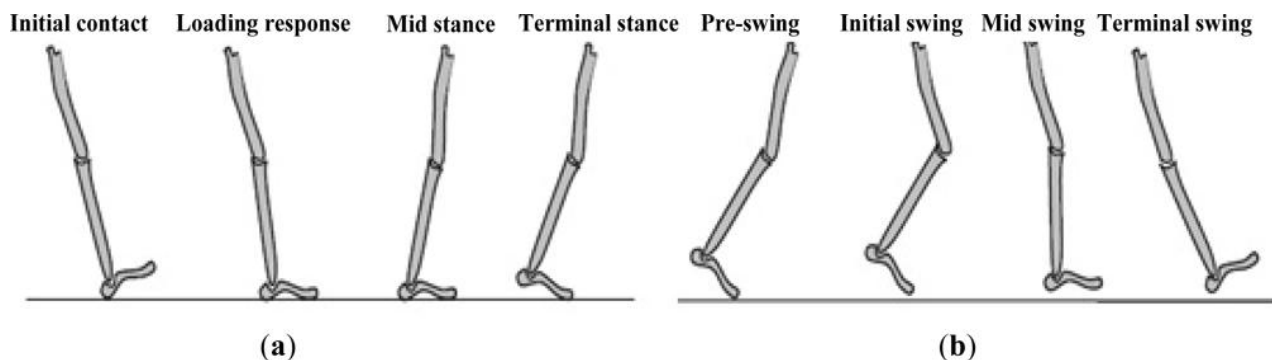
Η βάδιση είναι μια κυκλική, ρυθμική κίνηση που απαιτεί τον συντονισμό του νευρικού και του μυοσκελετικού συστήματος. Η μελέτη της σχετίζεται στενά με τη νευρομυϊκή λειτουργία, καθώς ο τρόπος βάδισης αντανακλά την ισορροπία, τον συντονισμό και τον έλεγχο των μυών. Παράγοντες όπως τα ανατομικά χαρακτηριστικά, το σωματικό βάρος, η ηλικία, τα υποδήματα και οι συνθήκες της επιφάνειας επηρεάζουν το πρότυπο βάδισης, ενώ αλλαγές σε αυτό αποτελούν συχνά πρώιμο δείκτη τραυματισμών ή νευρολογικών παθήσεων.

Η βασική μονάδα ανάλυσης είναι ο κύκλος βάδισης (gait cycle ή διασκελισμός, stride), δηλαδή το διάστημα από την επαφή της πτέρνας ενός ποδιού με το έδαφος έως την επόμενη επαφή του ίδιου ποδιού. Κάθε κύκλος περιλαμβάνει δύο βήματα (steps), ένα με κάθε πόδι, και χωρίζεται σε δύο φάσεις (Εικόνα 1) [3]:

- **Φάση στήριξης** (stance), περίπου το 60% του κύκλου σε φυσιολογική ταχύτητα: το πόδι βρίσκεται σε επαφή με το έδαφος, από την αρχική επαφή (initial contact) έως την απομάκρυνση των δακτύλων (toe-off). Περιλαμβάνει δύο περιόδους διπλής στήριξης, κατά τις οποίες και τα δύο πόδια ακουμπούν στο έδαφος.
- **Φάση αιώρησης** (swing), περίπου το 40% του κύκλου: το πόδι κινείται στον αέρα προς τα εμπρός, έως την επόμενη αρχική επαφή.

Οι βασικές χρονικές και χωρικές παράμετροι της βάδισης είναι ο χρόνος διασκελισμού (stride time), ο ρυθμός βάδισης (cadence, βήματα ανά λεπτό), το μήκος βήματος και διασκελισμού, η ταχύτητα βάδισης και η συμμετρία μεταξύ αριστερού και δεξιού σκέλους. Σε υγιείς ενήλικες με αυτοεπιλεγόμενη ταχύτητα, ο

ρυθμός βάδισης κυμαίνεται περίπου στα 100–120 βήματα ανά λεπτό, ο χρόνος διασκελισμού περίπου στα 1,0–1,2 s και η ταχύτητα περίπου στα 1,2–1,4 m/s. Όσο αυξάνεται η ταχύτητα, μειώνεται ο χρόνος διασκελισμού και το ποσοστό της φάσης στήριξης [3].



Εικόνα 1: Οι φάσεις ενός φυσιολογικού κύκλου βάδισης: (α) φάσεις της περιόδου στήριξης, (β) φάσεις της περιόδου αιώρησης [11].

1.3 Βασική Αρχή Λειτουργίας των Αδρανειακών Αισθητήρων

Μια αδρανειακή μονάδα μέτρησης (IMU) περιλαμβάνει τρεις τύπους αισθητήρων, καθένας με τρεις κάθετους μεταξύ τους άξονες (x, y, z):

- **Επιταχυνσιόμετρο:** μετρά τη γραμμική επιτάχυνση σε μονάδες g ($1 \text{ g} \approx 9,81 \text{ m/s}^2$). Ένα επιταχυνσιόμετρο MEMS αποτελείται από μια μικρή μάζα (proof mass) αναρτημένη σε ελατήρια· όταν ο αισθητήρας επιταχύνεται, η μάζα μετατοπίζεται λόγω αδράνειας και η μετατόπιση μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα, συνήθως χωρητικά [4]. Επειδή το επιταχυνσιόμετρο μετρά και τη βαρύτητα, σε ακινησία δείχνει περίπου 1 g στον κατακόρυφο άξονα, γεγονός που επιτρέπει τον υπολογισμό της κλίσης του αισθητήρα.
- **Γυροσκόπιο:** μετρά τη γωνιακή ταχύτητα σε μοίρες ανά δευτερόλεπτο ($^\circ/\text{s}$). Στα γυροσκόπια MEMS μια μάζα ταλαντώνεται συνεχώς κατά μήκος ενός άξονα (κατάσταση οδήγησης)· όταν ο αισθητήρας περιστρέφεται, η δύναμη Coriolis μετατοπίζει τη μάζα σε κάθετη διεύθυνση (κατάσταση ανίχνευσης) και η μετατόπιση ανιχνεύεται χωρητικά από ηλεκτρόδια [5].
- **Μαγνητόμετρο:** μετρά την ένταση του μαγνητικού πεδίου σε μT . Χρησιμοποιεί το μαγνητικό πεδίο της Γης ως αναφορά για τον προσανατολισμό (πορεία, heading), αλλά επηρεάζεται από μεταλλικά αντικείμενα και ηλεκτρικές συσκευές του περιβάλλοντος.

Ο συνδυασμός των τριών αισθητήρων είναι αναγκαίος, επειδή κάθε αισθητήρας έχει περιορισμούς: η ολοκλήρωση της γωνιακής ταχύτητας δίνει γωνία, αλλά τα μικρά σφάλματα συσσωρεύονται με τον χρόνο (ολίσθηση, drift)· το επιταχυνσιόμετρο δίνει σωστή κλίση μόνο σε συνθήκες χωρίς έντονη κίνηση· το μαγνητόμετρο διαταράσσεται από το περιβάλλον. Οι αλγόριθμοι συγχώνευσης δεδομένων (sensor fusion), όπως το φίλτρο Kalman και τα συμπληρωματικά φίλτρα, συνδυάζουν τα τρία σήματα ώστε να εκτιμηθεί αξιόπιστα ο προσανατολισμός του αισθητήρα στον χώρο, συνήθως με τη μορφή τετραδονίων (quaternions) ή γωνιών Euler [6].

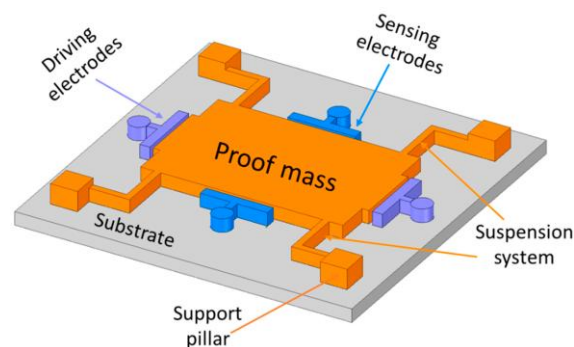
Ο αισθητήρας MetaMotionS της MblentLab που χρησιμοποιείται στο εργαστήριο περιλαμβάνει επιταχυνσιόμετρο (εύρος έως $\pm 16 \text{ g}$), γυροσκόπιο (εύρος έως $\pm 2000 \text{ }^\circ/\text{s}$), μαγνητόμετρο, βαρόμετρο, αισθητήρα φωτός και θερμοκρασίας, με ανάλυση 16 bit. Η συχνότητα δειγματοληψίας φτάνει τα 100 Hz κατά την ασύρματη μετάδοση (streaming) και τα 800 Hz κατά την αποθήκευση στη μνήμη του αισθητήρα

(logging). Ενσωματώνει αλγόριθμο συγχώνευσης δεδομένων με φίλτρο Kalman, ο οποίος δίνει απευθείας τετραδόνια, γωνίες Euler και γραμμική επιτάχυνση στα 100 Hz, ενώ επικοινωνεί μέσω Bluetooth Low Energy (BLE 5.0) [7].

1.4 Λειτουργία Αισθητήρων και Υλικά

Τα αδρανειακά αισθητήρια MEMS κατασκευάζονται κυρίως από πυρίτιο με τεχνικές μικροκατεργασίας (micromachining), παρόμοιες με αυτές των ολοκληρωμένων κυκλωμάτων. Το μονοκρυσταλλικό και το πολυκρυσταλλικό πυρίτιο προσφέρουν υψηλό μέτρο ελαστικότητας, χαμηλή πυκνότητα, πρακτικά μηδενική κόπωση και ελαστική συμπεριφορά χωρίς υστέρηση, ιδιότητες που τα καθιστούν ιδανικά για μικροσκοπικά ελατήρια και ταλαντωτές. Η κινητή μάζα, τα ελατήρια ανάρτησης και τα ηλεκτρόδια σε μορφή «χτένας» (comb drives) σχηματίζονται σε ένα ενιαίο υπόστρωμα, ενώ η μεταβολή της χωρητικότητας μεταξύ σταθερών και κινητών ηλεκτροδίων μετατρέπεται σε τάση από ενσωματωμένο κύκλωμα ανάγνωσης (Εικόνα 2) [4,5].

Εκτός από τη χωρητική ανίχνευση, χρησιμοποιούνται και πιεζοαντιστατικά ή πιεζοηλεκτρικά επιταχυνσιόμετρα [4]. Η αξιοπιστία των αισθητήρων εξαρτάται από τη θερμοκρασία, τις μηχανικές καταπονήσεις και τη συσκευασία (packaging), η οποία προστατεύει τη μικροδομή από υγρασία και σκόνη [5]. Στους φορητούς αισθητήρες, όπως ο MetaMotionS, τα αισθητήρια, ο μικροελεγκτής, η μνήμη και η επαναφορτιζόμενη μπαταρία λιθίου-πολυμερούς ενσωματώνονται σε πλαστικό περίβλημα μεγέθους περίπου $27 \times 27 \times 4$ mm, το οποίο στερεώνεται στο σώμα με ιμάντα ή κλιπ [7].



Εικόνα 2: Σχηματική αρχιτεκτονική γυροσκοπίου MEMS με μία κινητή μάζα (proof mass) που ταλαντώνεται [5].

1.5 Μέθοδοι μέτρησης

Η ανάλυση βάδισης με IMU πραγματοποιείται με έναν ή περισσότερους αισθητήρες, η θέση των οποίων καθορίζει τις παραμέτρους που μπορούν να υπολογιστούν [2,8]:

- **Πέλμα ή υπόδημα:** κατάλληλη θέση για την ανίχνευση των γεγονότων επαφής και απομάκρυνσης του ποδιού και για την εκτίμηση του μήκους διασκελισμού.
- **Κνήμη:** συχνή θέση για την ανίχνευση των γεγονότων βάδισης από τη γωνιακή ταχύτητα στο οβελιαίο επίπεδο (Εικόνα 3). Η γωνιακή ταχύτητα της κνήμης παρουσιάζει μια ευδιάκριτη κορυφή στο μέσο της φάσης αιώρησης και χαρακτηριστικά τοπικά ελάχιστα κοντά στην αρχική επαφή και στην απομάκρυνση των δακτύλων [8,9].
- **Οσφυϊκή περιοχή (κοντά στο κέντρο μάζας):** ένας μόνο αισθητήρας δίνει πληροφορία για τον ρυθμό βάδισης, τη συμμετρία και τη σταθερότητα του κορμού.

- **Συνδυασμός αισθητήρων** σε διαδοχικά τμήματα του σώματος (π.χ. μηρός και κνήμη) επιτρέπει τον υπολογισμό γωνιών αρθρώσεων.

Με αισθητήρα σε κάθε κνήμη, ο χρόνος διασκελισμού υπολογίζεται ως το χρονικό διάστημα μεταξύ διαδοχικών κορυφών της γωνιακής ταχύτητας του ίδιου σκέλους, και ο ρυθμός βάδισης από τον αριθμό των βημάτων ανά λεπτό. Η συμμετρία μεταξύ των δύο σκελών εκφράζεται με τον δείκτη συμμετρίας (Symmetry Index, SI), όπου τιμή 0% δηλώνει πλήρη συμμετρία:

$$SI = \frac{|X_{\Delta} - X_A|}{0,5(X_{\Delta} + X_A)} \times 100\%$$

όπου X_{Δ} και X_A η τιμή μιας παραμέτρου (π.χ. μέσος χρόνος διασκελισμού) για το δεξί και το αριστερό σκέλος. Οι αισθητήρες IMU δίνουν πολύ αξιόπιστες χρονικές παραμέτρους, ενώ οι χωρικές παράμετροι (μήκος βήματος, ταχύτητα) απαιτούν διπλή ολοκλήρωση της επιτάχυνσης και είναι πιο ευαίσθητες σε σφάλματα [2].



Εικόνα 3: Συμμετέχων με δύο αδρανειακούς αισθητήρες στερεωμένους στο κάτω μέρος της κνήμης, πάνω από τους αστραγάλους, κατά τη βάδιση [12].

1.6 Εφαρμογές στη Βιοϊατρική

Η ανάλυση βάδισης με φορητούς αδρανειακούς αισθητήρες χρησιμοποιείται ευρέως στη βιοϊατρική για τη διάγνωση, την παρακολούθηση και τη βελτίωση της κίνησης. Χρησιμοποιείται σε πολλούς τομείς, όπως:

- **Νευρολογικά νοσήματα:** ποσοτική αξιολόγηση της βάδισης σε ασθενείς με νόσο Parkinson, σκλήρυνση κατά πλάκας ή μετά από αγγειακό εγκεφαλικό επεισόδιο, και παρακολούθηση της εξέλιξης ή της ανταπόκρισης στη θεραπεία [1].
- **Αποκατάσταση:** αξιολόγηση της κινητικότητας μετά από τραυματισμό ή χειρουργική επέμβαση (π.χ. αρθροπλαστική), με αντικειμενικές μετρήσεις συμμετρίας και ρυθμού βάδισης.
- **Ηλικιωμένοι:** εκτίμηση του κινδύνου πτώσεων, αυτόματη ανίχνευση πτώσεων και αξιολόγηση της λειτουργικής ικανότητας κατά τη βάδιση [10].
- **Αθλητική επιστήμη:** ανάλυση της βάδισης και του τρεξίματος για τη βελτιστοποίηση της τεχνικής, την πρόληψη τραυματισμών και τη βελτίωση των επιδόσεων.
- **Παρακολούθηση στην καθημερινή ζωή:** συνεχής καταγραφή της φυσικής δραστηριότητας και της ποιότητας της βάδισης εκτός νοσοκομείου [2].

1.7 Επεξεργασία Σήματος

Τα σήματα των αδρανειακών αισθητήρων περιέχουν θόρυβο, μεταβολές λόγω βαρύτητας και ολίσθηση. Η επεξεργασία τους περιλαμβάνει τα εξής στάδια:

- **Βαθμονόμηση και έλεγχος:** έλεγχος της ένδειξης σε ακινησία (περίπου 1 g στον κατακόρυφο άξονα του επιταχυνσιόμετρου και περίπου 0 °/s στο γυροσκόπιο) και διόρθωση της μετατόπισης μηδενός (offset).
- **Φιλτράρισμα:** εφαρμογή βαθυπερατού φίλτρου (συνήθως με συχνότητα αποκοπής 10–20 Hz), επειδή οι χρήσιμες συνιστώσες της βάδισης βρίσκονται σε χαμηλές συχνότητες.
- **Συγχώνευση δεδομένων:** εκτίμηση του προσανατολισμού και διαχωρισμός της βαρύτητας από τη γραμμική επιτάχυνση με φίλτρο Kalman ή συμπληρωματικό φίλτρο [6].
- **Ανίχνευση γεγονότων βάδισης:** εντοπισμός κορυφών και ελαχίστων της γωνιακής ταχύτητας ή της επιτάχυνσης με αλγόριθμους ανίχνευσης κορυφών, κατωφλίων ή μηχανικής μάθησης [8,9].
- **Υπολογισμός παραμέτρων:** χρόνος διασκελισμού, ρυθμός βάδισης, διάρκεια φάσεων στήριξης και αιώρησης, δείκτης συμμετρίας και, με κατάλληλους αλγόριθμους ολοκλήρωσης, μήκος διασκελισμού και ταχύτητα.
- **Συγχώνευση με άλλους αισθητήρες:** συνδυασμός με αισθητήρες πίεσης πέλματος ή καρδιακού ρυθμού για την ολοκληρωμένη εκτίμηση της λειτουργικής ικανότητας [10].

Λέξεις Κλειδιά

Ανάλυση βάδισης, Αδρανειακή μονάδα μέτρησης (IMU), Επιταχυνσιόμετρο, Γυροσκόπιο, MEMS, Κύκλος βάδισης, Συγχώνευση δεδομένων.

Πίνακας Συντομογραφιών

Πλήρης Όρος	Συντομογραφία
Αδρανειακή μονάδα μέτρησης (Inertial Measurement Unit)	IMU
Μικροηλεκτρομηχανικά συστήματα (Micro-Electro-Mechanical Systems)	MEMS
Επιτάχυνση της βαρύτητας ($1\text{ g} \approx 9,81\text{ m/s}^2$)	g
Αρχική επαφή (Initial Contact)	IC
Απομάκρυνση δακτύλων (Toe-Off)	TO
Δείκτης συμμετρίας (Symmetry Index)	SI
Bluetooth χαμηλής ενέργειας (Bluetooth Low Energy)	BLE
Αρχείο τιμών διαχωρισμένων με κόμμα (Comma-Separated Values)	CSV

2. Εργαστηριακό Μέρος

Εξοπλισμός

1. Αδρανειακός αισθητήρας MbientLab MetaMotionS.
2. Smartphone με Bluetooth και την εφαρμογή MetaWear.
3. Χρονόμετρο.

Δραστηριότητα

Ο αισθητήρας στερεώνεται στην κνήμη και το γυροσκόπιο καταγράφει την περιστροφή της κνήμης σε κάθε βήμα. Στο ζωντανό γράφημα της εφαρμογής κάθε διασκελισμός του ποδιού εμφανίζεται ως μία μεγάλη κορυφή, τη στιγμή που το πόδι αιωρείται προς τα εμπρός (φάση αιώρησης). Κάθε ομάδα μετρά 2–3 συμμετέχοντες και κάθε συμμετέχων περπατά πέντε φορές τη διαδρομή των 10 m:

Πίνακας 1: Διαδρομές του πρωτοκόλλου μέτρησης.

Διαδρομή	Θέση αισθητήρα	Τρόπος βάδισης
1	Δεξιά κνήμη	Κανονική βάδιση, με τον συνηθισμένο ρυθμό του συμμετέχοντα.
2	Δεξιά κνήμη	Γρήγορη βάδιση, όσο πιο γρήγορα γίνεται χωρίς να τρέξει.
3	Αριστερή κνήμη	Κανονική βάδιση, με τον συνηθισμένο ρυθμό του συμμετέχοντα.
4	Αριστερή κνήμη	Γρήγορη βάδιση, όσο πιο γρήγορα γίνεται χωρίς να τρέξει.

1. Στερεώστε τον αισθητήρα με τον ιμάντα στην εξωτερική πλευρά της δεξιάς κνήμης, στο μέσο της απόστασης μεταξύ γονάτου και αστραγάλου, ώστε να εφαρμόζει σταθερά και να μη γλιστρά.
2. Ανοίξτε την εφαρμογή MetaWear, επιλέξτε τον αισθητήρα από τη λίστα συσκευών και ανοίξτε την ενότητα του γυροσκοπίου (Gyroscope). Ορίστε εύρος μέτρησης 1000 dps (degrees per second) και πατήστε την έναρξη της ροής δεδομένων (Stream). Στο γράφημα εμφανίζονται τρεις γραμμές, μία για κάθε άξονα (x, y, z).
3. Ο συμμετέχων στέκεται και αιωρεί το δεξί πόδι μπρος-πίσω μερικές φορές. Οι μεγάλες κορυφές εμφανίζονται στη γραμμή του άξονα, η οποία αντιστοιχεί στην περιστροφή της κνήμης μπρος-πίσω, σε αυτή εστιάζει ο παρατηρητής σε όλη την άσκηση.
4. **Διαδρομή 1.** Ο συμμετέχων στέκεται στη γραμμή εκκίνησης. Με το σήμα «πάμε» ξεκινά να περπατά και ο χρονομέτρης ξεκινά το χρονόμετρο, το οποίο σταματά όταν ο συμμετέχων περάσει τη γραμμή τερματισμού. Στο μεταξύ ο παρατηρητής μετρά φωναχτά τις μεγάλες κορυφές που εμφανίζονται στο γράφημα. Μόλις τελειώσει η διαδρομή, τραβά ένα στιγμιότυπο οθόνης. Καταγράψτε τον χρόνο και τον αριθμό κορυφών.
5. Επαναλάβετε για τη διαδρομή 2 (Πίνακας 1).
6. Μεταφέρετε τον αισθητήρα στην αριστερή κνήμη, στην ίδια θέση, και επαναλάβετε για τις διαδρομές.
7. Επαναλάβετε τα βήματα 3–6 για κάθε συμμετέχοντα. Στο τέλος σταματήστε τη ροή δεδομένων και αποσυνδεθείτε από τον αισθητήρα.
8. Υπολογίστε για κάθε διαδρομή: **ταχύτητα** = $10 \div \text{χρόνος (m/s)}$, **ρυθμό βάδισης** = $120 \times \text{αριθμός κορυφών} \div \text{χρόνος (βήματα/min)}$ και **μήκος διασκελισμού** = $10 \div \text{αριθμός κορυφών (m)}$.
9. Συγκρίνετε τα στιγμιότυπα οθόνης: (α) της κανονικής με τη γρήγορη βάδιση (διαδρομές 1 και 2) ως προς το μέγεθος των κορυφών και την απόσταση μεταξύ τους, και (β) του δεξιού με το αριστερό πόδι στην κανονική διαδρομή, σημειώνοντας αν οι κορυφές του αριστερού ποδιού είναι ίδιες, μικρότερες ή μεγαλύτερες από του δεξιού.
10. Συμπληρώστε τη φόρμα αξιολόγησης.

Αναφορές

- [1]. Alderink G, Öunpuu S. Biomechanics of Human Motion and Its Clinical Applications: Instrumented Gait Analysis. *Bioengineering (Basel)*. 2025;12(10):1076. Published 2025 Oct 3. doi:10.3390/bioengineering12101076
- [2]. Kobsar D, Charlton JM, Tse CTF, et al. Validity and reliability of wearable inertial sensors in healthy adult walking: a systematic review and meta-analysis. *J Neuroeng Rehabil*. 2020;17(1):62. Published 2020 May 11. doi:10.1186/s12984-020-00685-3
- [3]. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. *J Sports Sci Med*. 2010;9(2):353. Published 2010 Jun 1.

- [4]. Rasras M, Elfadel IM, Ngo HD. Editorial for the Special Issue on MEMS Accelerometers. *Micromachines*. 2019; 10(5):290. <https://doi.org/10.3390/mi10050290>
- [5]. Gill WA, Howard I, Mazhar I, McKee K. A Review of MEMS Vibrating Gyroscopes and Their Reliability Issues in Harsh Environments. *Sensors (Basel)*. 2022;22(19):7405. Published 2022 Sep 29. doi:10.3390/s22197405
- [6]. Nazarahari M, Rouhani H. 40 years of sensor fusion for orientation tracking via magnetic and inertial measurement units: methods, lessons learned, and future challenges. *Inf Fusion*. 2021;68:67-84.
- [7]. MbientLab Inc. MetaMotionS (MMS) – Product specifications. Available: <https://mbientlab.com/metamotions/>
- [8]. Prasanth H, Caban M, Keller U, et al. Wearable Sensor-Based Real-Time Gait Detection: A Systematic Review. *Sensors (Basel)*. 2021;21(8):2727. Published 2021 Apr 13. doi:10.3390/s21082727
- [9]. Salminen M, Perttunen J, Avela J, Vehkaoja A. A novel method for accurate division of the gait cycle into seven phases using shank angular velocity. *Gait Posture*. 2024;111:1-7. doi:10.1016/j.gaitpost.2024.04.006
- [10]. 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
- [11]. Tao W, Liu T, Zheng R, Feng H. Gait analysis using wearable sensors. *Sensors (Basel)*. 2012;12(2):2255-2283. doi:10.3390/s120202255
- [12]. Trojaniello D, Cereatti A, Pelosin E, et al. Estimation of step-by-step spatio-temporal parameters of normal and impaired gait using shank-mounted magneto-inertial sensors: application to elderly, hemiparetic, parkinsonian and choreic gait. *J Neuroeng Rehabil*. 2014;11:152. doi:10.1186/1743-0003-11-152



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.

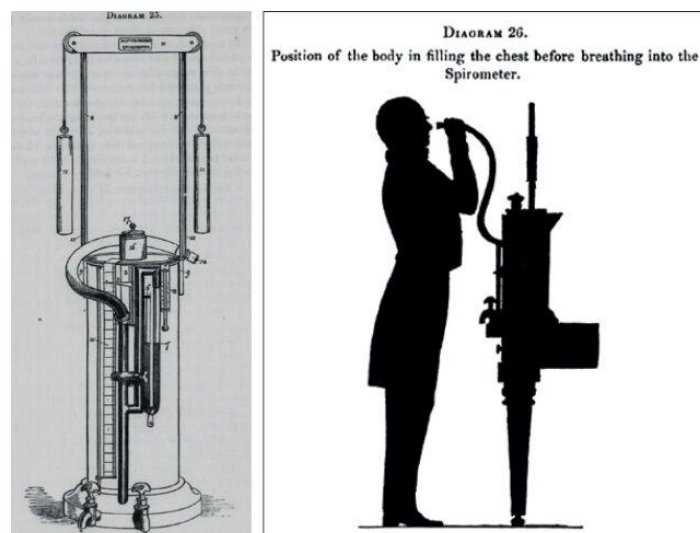
3. Θεωρητικό μέρος

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).

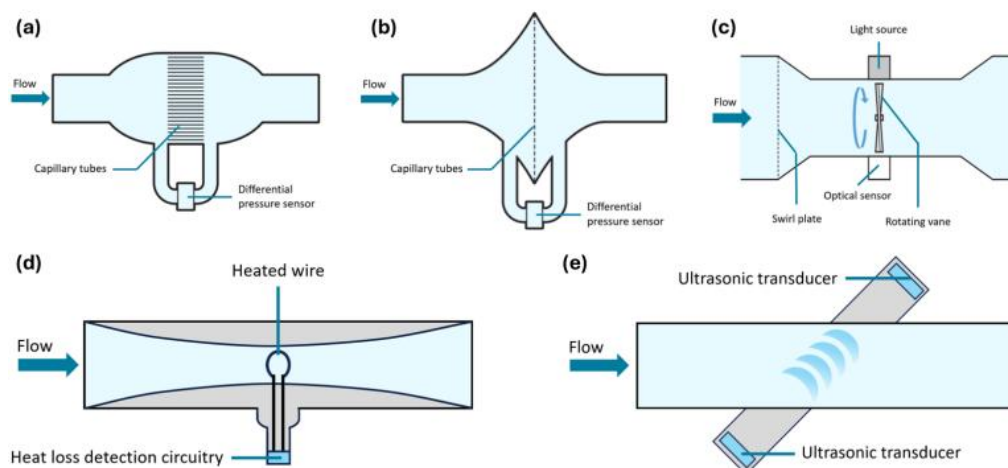
1.2 Φυσιολογία της Αναπνοής

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>

Άσκηση 8 Ανίχνευση και Ανάλυση Αιματικής Ροής με Αγγειολογικό Doppler

Σκοπός

Σκοπός της άσκησης είναι η κατανόηση της αρχής λειτουργίας των αγγειολογικών συσκευών Doppler συνεχούς κύματος, η ανίχνευση και καταγραφή της αρτηριακής ροής με τη χρήση ψηφιακού φορητού Doppler, η μελέτη της επίδρασης της γωνίας της κεφαλής και της ακουστικής σύζευξης στην κυματομορφή ροής, καθώς και η διερεύνηση των παραγόντων που επηρεάζουν την ακρίβεια των μετρήσεων.

1. Θεωρητικό Μέρος

1.1 Εξέλιξη των Συσκευών Doppler

Το φαινόμενο Doppler περιγράφηκε για πρώτη φορά το 1842 από τον Αυστριακό φυσικό Christian Andreas Doppler, ο οποίος υπέθεσε ότι η συχνότητα ενός κύματος που αντιλαμβάνεται ένας παρατηρητής μεταβάλλεται όταν η πηγή και ο παρατηρητής κινούνται ο ένας σε σχέση με τον άλλο [1].

Η αξιοποίηση του φαινομένου στην ιατρική ξεκίνησε τη δεκαετία του 1950, όταν ο Ιάπωνας ερευνητής Shigeo Satomura και οι συνεργάτες του χρησιμοποίησαν υπερήχους για να καταγράψουν την κίνηση της καρδιάς [1,2]. Το 1961 η ομάδα του Robert Rushmer στο Πανεπιστήμιο της Ουάσινγκτον περιέγραψε ροόμετρα Doppler συνεχούς κύματος (Continuous Wave, CW) για τη μέτρηση της ροής του αίματος, ενώ στα μέσα της δεκαετίας του 1960 ο Strandness και οι συνεργάτες του εφάρμοσαν διαδερμικά το Doppler σε ασθενείς με αποφρακτική αρτηριοπάθεια των κάτω άκρων [3]. Λίγο αργότερα καθιερώθηκε η μέτρηση της συστολικής πίεσης στο σφυρό με Doppler, η οποία αποτελεί έως σήμερα τη μέθοδο αναφοράς για τον υπολογισμό του σφυροβραχιόνιου δείκτη [4].

Τις επόμενες δεκαετίες αναπτύχθηκαν το παλμικό Doppler (Pulsed Wave, PW), το οποίο επιτρέπει την επιλογή του βάθους μέτρησης, και τα συστήματα duplex που συνδυάζουν απεικόνιση με υπερήχους και φασματική ανάλυση Doppler [1,2]. Παράλληλα, οι φορητές συσκευές Doppler χειρός (pocket Dopplers) επικράτησαν στην κλινική πράξη λόγω του χαμηλού κόστους και της ευκολίας χρήσης τους. Οι σύγχρονες ψηφιακές συσκευές, όπως το Huntleigh Dopplex DMX που χρησιμοποιείται στο εργαστήριο, συνδυάζουν την ακουστική έξοδο με την απεικόνιση αμφίδρομης κυματομορφής σε έγχρωμη οθόνη, ψηφιακή μείωση θορύβου και δυνατότητα αποθήκευσης των καταγραφών [5].

1.2 Φυσιολογία της Αιματικής Ροής

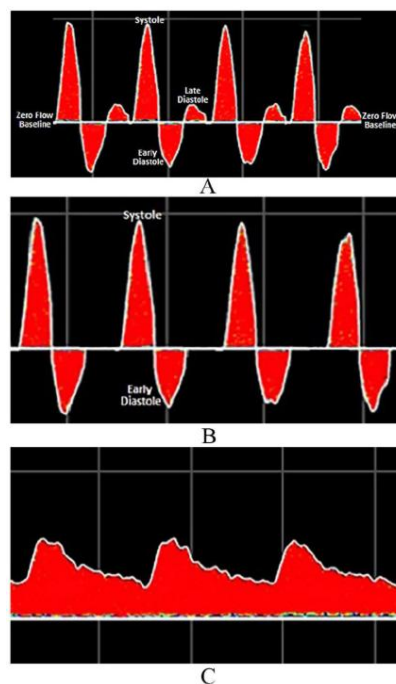
Το κυκλοφορικό σύστημα αποτελείται από το αρτηριακό σκέλος υψηλής πίεσης, το οποίο μεταφέρει το οξυγονωμένο αίμα από την καρδιά στους ιστούς, και το φλεβικό σκέλος χαμηλής πίεσης, το οποίο επιστρέφει το αίμα στην καρδιά. Στις περιφερικές αρτηρίες η μέγιστη συστολική ταχύτητα του αίματος κυμαίνεται συνήθως από 0,5 έως 1,2 m/s, ενώ στις φλέβες η ροή είναι σημαντικά βραδύτερη. Σε φυσιολογικά αγγεία η ροή είναι κατά κύριο λόγο στρωτή (laminar), με παραβολικό προφίλ ταχυτήτων: τα ερυθρά αιμοσφαίρια κινούνται ταχύτερα στο κέντρο του αυλού και βραδύτερα κοντά στο τοίχωμα. Σε σημεία στένωσης η ταχύτητα αυξάνεται και η ροή γίνεται στροβιλώδης (turbulent).

Σύμφωνα με τον νόμο του Poiseuille, η αντίσταση στη ροή είναι αντιστρόφως ανάλογη της τέταρτης δύναμης της ακτίνας του αγγείου. Επομένως, ακόμη και μικρή μείωση της διαμέτρου, όπως συμβαίνει στην αθηροσκλήρωση, προκαλεί μεγάλη αύξηση της αντίστασης και μείωση της αιμάτωσης. Η Περιφερική Αρτηριακή Νόσος (ΠΑΝ) των κάτω άκρων εκτιμάται ότι επηρεάζει περισσότερους από 200 εκατομμύρια ανθρώπους παγκοσμίως και αποτελεί δείκτη αυξημένου καρδιαγγειακού κινδύνου [6].

Η μορφή της κυματομορφής Doppler εξαρτάται από την περιφερική αντίσταση του αγγειακού δικτύου που τροφοδοτεί η αρτηρία. Στις αρτηρίες των άκρων σε ηρεμία (υψηλή αντίσταση) η φυσιολογική

κυματομορφή είναι πολυφασική: μια οξεία συστολική κορυφή ορθής ροής, μια σύντομη φάση ανάστροφης ροής στην πρώιμη διαστολή και, συχνά, μια μικρή ορθή ροή στην όψιμη διαστολή (τριφασική). Μετά από μυϊκή άσκηση, η αγγειοδιαστολή στους μύες μειώνει παροδικά την περιφερική αντίσταση, με αποτέλεσμα η ανάστροφη ροή να εξαφανίζεται και να εμφανίζεται συνεχής ορθή ροή κατά τη διαστολή. Περιφερικά μιας σημαντικής στένωσης ή απόφραξης, η κυματομορφή γίνεται μονοφασική, με χαμηλότερο πλάτος, παρατεταμένο χρόνο επιτάχυνσης και απώλεια της ανάστροφης ροής. Η πρόσφατη διεθνής ομοφωνία των Society for Vascular Medicine και Society for Vascular Ultrasound προτείνει την περιγραφή των κυματομορφών με τους όρους «πολυφασική» και «μονοφασική», συνοδευόμενους από χαρακτηρισμούς όπως «υψηλής» ή «χαμηλής αντίστασης» (Εικόνα 1) [7].

Στις φλέβες, η ροή είναι φυσιολογικά αυθόρμητη και φασική, δηλαδή μεταβάλλεται με την αναπνοή, και ενισχύεται όταν συμπιέζονται οι μύες περιφερικά του σημείου μέτρησης. Οι φλεβικές βαλβίδες εμποδίζουν την ανάστροφη ροή, η παρουσία παλινδρόμησης διάρκειας μεγαλύτερης των 0,5 s στις επιφανειακές φλέβες θεωρείται παθολογική και υποδηλώνει φλεβική ανεπάρκεια [8].



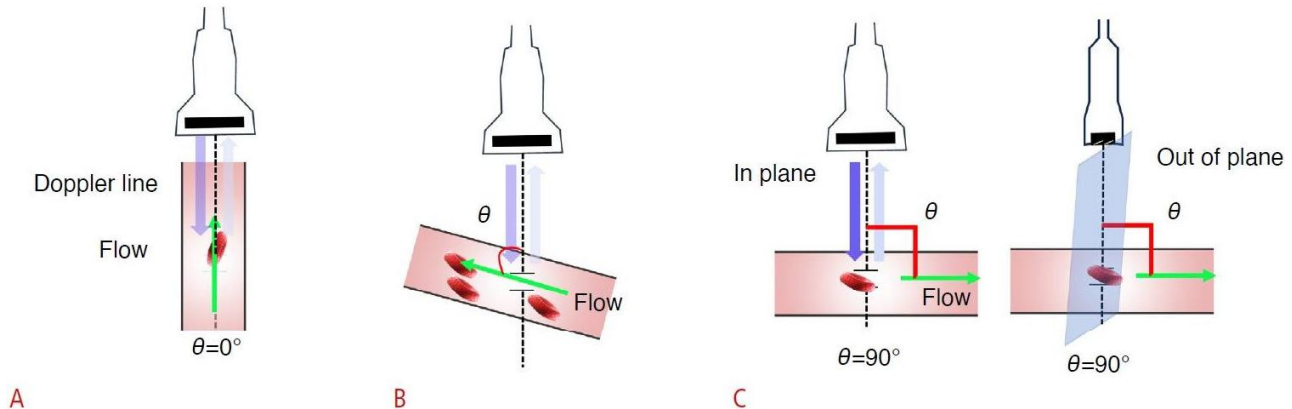
Εικόνα 1: Χαρακτηριστικές αρτηριακές κυματομορφές Doppler: (Α) τριφασική, με συστολική κορυφή, ανάστροφη ροή στην πρώιμη διαστολή και ορθή ροή στην όψιμη διαστολή, (Β) διφασική και (C) μονοφασική, με συνεχή ροή χωρίς ανάστροφη φάση [7].

1.3 Βασική Αρχή των Αγγειολογικών Doppler

Η κεφαλή (probe) της συσκευής εκπέμπει δέσμη υπερήχων σταθερής συχνότητας f_0 (συνήθως 4–10 MHz για αγγειολογικές εφαρμογές). Οι υπέρηχοι ανακλώνται και σκεδάζονται από τα κινούμενα ερυθρά αιμοσφαίρια και επιστρέφουν στην κεφαλή με μεταβολή συχνότητας Δf , η οποία είναι ανάλογη της ταχύτητας του αίματος (Εικόνα 2). Η μεταβολή αυτή (μετατόπιση Doppler) δίνεται από τη σχέση:

$$\Delta f = f_r - f_0 = \frac{2f_0 v \cos \theta}{c}$$

όπου v η ταχύτητα του αίματος, θ η γωνία μεταξύ της δέσμης υπερήχων και της διεύθυνσης ροής, και $c \approx 1540$ m/s η ταχύτητα διάδοσης του ήχου στους μαλακούς ιστούς. Για παράδειγμα, με κεφαλή 8 MHz, ταχύτητα αίματος 0,5 m/s και γωνία 45° , η μετατόπιση Doppler είναι περίπου 3,7 kHz. Επειδή οι μετατοπίσεις βρίσκονται στο ακουστικό φάσμα (περίπου 0,2–8 kHz), η συσκευή μπορεί να τις μετατρέψει απευθείας σε ήχο: οι αρτηρίες παράγουν οξύ παλμικό ήχο, ενώ οι φλέβες έναν χαμηλόσυχο ήχο που μοιάζει με «ριπή ανέμου» [5,9].



Εικόνα 2: Επίδραση της γωνίας θ μεταξύ της δέσμης υπερήχων (γραμμή Doppler) και της διεύθυνσης ροής του αίματος: (Α) $\theta = 0^\circ$, η δέσμη είναι παράλληλη στη ροή και η μεταβολή συχνότητας είναι μέγιστη, (Β) πλάγια γωνία, η μεταβολή συχνότητας είναι ανάλογη του $\cos\theta$, (C) $\theta = 90^\circ$, η δέσμη είναι κάθετη στη ροή, εντός ή εκτός του επιπέδου του αγγείου, και δεν ανιχνεύεται μεταβολή συχνότητας. μονοφασική, με συνεχή ροή χωρίς ανάστροφη φάση [2].

Η γωνία θ επηρεάζει καθοριστικά τη μέτρηση: για $\theta = 90^\circ$ το σήμα γίνεται μηδενίζεται και δεν ανιχνεύεται σήμα, ενώ για μικρές γωνίες το σήμα είναι ισχυρότερο. Στην πράξη, η κεφαλή τοποθετείται υπό γωνία $45-60^\circ$ ως προς το δέρμα. Αν η γωνία είναι γνωστή, η ταχύτητα υπολογίζεται αντιστρέφοντας την παραπάνω σχέση:

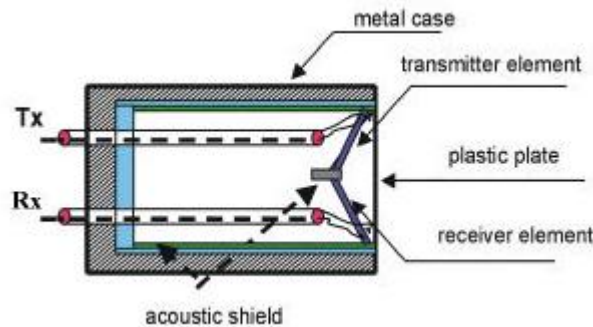
$$v = \frac{c \Delta f}{2f_0 \cos\theta}$$

Οι φορητές συσκευές Doppler, όπως το DMX, λειτουργούν με συνεχές κύμα (CW): η κεφαλή περιέχει δύο κρυστάλλους, εκ των οποίων ο ένας εκπέμπει συνεχώς και ο άλλος λαμβάνει συνεχώς. Η τεχνική αυτή έχει υψηλή ευαισθησία και δεν παρουσιάζει αναδίπλωση συχνοτήτων, δεν παρέχει όμως πληροφορία βάθους, καθώς καταγράφει όλες τις κινήσεις στην περιοχή επικάλυψης των δεσμών εκπομπής και λήψης. Αντίθετα, στο παλμικό Doppler (PW) ένας κρύσταλλος εκπέμπει σύντομους παλμούς και λαμβάνει μόνο σε συγκεκριμένο χρονικό παράθυρο, ώστε να επιλέγεται το βάθος μέτρησης, με κόστος τον περιορισμό της μέγιστης μετρήσιμης ταχύτητας (όριο Nyquist) [9].

Η επιλογή της συχνότητας της κεφαλής αποτελεί συμβιβασμό: οι υψηλότερες συχνότητες (8–10 MHz) δίνουν ισχυρότερη σκέδαση από τα ερυθρά αιμοσφαίρια και καλύτερη ευαισθησία σε επιφανειακά αγγεία, αλλά εξασθενούν γρηγορότερα στους ιστούς. Για τον λόγο αυτό το DMX συνοδεύεται από εναλλάξιμες κεφαλές: 8 MHz (VP8XS, EZ8XS) για περιφερικά επιφανειακά αγγεία, 4–5 MHz (VP4XS, VP5XS) για βαθύτερα αγγεία ή οιδηματώδη άκρα και 10 MHz (VP10XS) για εξειδικευμένες επιφανειακές εφαρμογές [5].

1.4 Λειτουργία Αισθητήρων και Υλικά

Η καρδιά της κεφαλής Doppler είναι ο πιεζοηλεκτρικός μετατροπέας. Το πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο, που ανακαλύφθηκε από τους αδελφούς Curie το 1880, περιγράφει την παραγωγή ηλεκτρικού φορτίου όταν ένα κατάλληλο υλικό παραμορφώνεται μηχανικά (ευθύ φαινόμενο – λήψη) και, αντίστροφα, την παραμόρφωση του υλικού όταν εφαρμόζεται ηλεκτρική τάση (αντίστροφο φαινόμενο – εκπομπή). Στην κεφαλή CW, ο κρύσταλλος εκπομπής διεγείρεται από ημιτονικό σήμα συχνότητας f_0 , ενώ ο κρύσταλλος λήψης μετατρέπει την επιστρεφόμενη ακουστική πίεση σε ηλεκτρικό σήμα (Εικόνα 3).



Εικόνα 3: Δομή κεφαλής Doppler συνεχούς κύματος: δύο πιεζοηλεκτρικά στοιχεία, ένα για εκπομπή (Tx) και ένα για λήψη (Rx), σε μεταλλικό περίβλημα, με ακουστική θωράκιση μεταξύ τους και πλαστική πλάκα στην επιφάνεια επαφής [10].

Τα κυριότερα υλικά που χρησιμοποιούνται στους μετατροπείς υπερήχων είναι:

- Πιεζοκεραμικά PZT (τιτανικός-ζirkονικός μόλυβδος, $\text{Pb}(\text{Zr,Ti})\text{O}_3$): αποτελούν το βιομηχανικό πρότυπο λόγω του υψηλού πιεζοηλεκτρικού συντελεστή (d_{33} περίπου 300–600 pC/N) και του υψηλού συντελεστή ηλεκτρομηχανικής σύζευξης. Αποκτούν πιεζοηλεκτρικές ιδιότητες μετά από πόλωση σε ισχυρό ηλεκτρικό πεδίο.
- Μονοκρύσταλλοι χαλαρωτικών σιδηροηλεκτρικών (π.χ. μαγνησιονιοβικός μόλυβδος – τιτανικός μόλυβδος, PMN-PT): παρουσιάζουν πολύ υψηλότερους συντελεστές ($d_{33} > 1500$ pC/N) και μεγαλύτερο εύρος ζώνης, με αποτέλεσμα αυξημένη ευαισθησία [11].
- Πιεζοηλεκτρικά πολυμερή (πολυβινυλιδενοφθορίδιο, PVDF): εύκαμπτα, με ακουστική εμπέδηση κοντά σε αυτή των ιστών, αλλά με χαμηλότερη απόδοση εκπομπής.
- Κεραμικά χωρίς μόλυβδο (π.χ. Νιοβικό Κάλιο-Νάτριο, $(\text{K,Na})\text{NbO}_3$ – KNN, τιτανικό βάριο, BaTiO_3): μελετώνται εντατικά ως φιλικότερες προς το περιβάλλον εναλλακτικές λύσεις του PZT. Πρόσφατα, κεραμικά με βάση το KNN έφτασαν πιεζοηλεκτρικό συντελεστή d_{33} περίπου 630 pC/N, συγκρίσιμο με τα εμπορικά υλικά μολύβδου [12].

Κρίσιμη παράμετρος για τη μετάδοση του υπερήχου είναι η ακουστική εμπέδηση $Z = \rho \cdot c$ (πυκνότητα $\times$ ταχύτητα ήχου), που μετρείται σε MRayl. Όταν το κύμα συναντά τη διεπιφάνεια δύο μέσων με εμπεδήσεις Z_1 και Z_2 , το ποσοστό της ανακλώμενης έντασης δίνεται από τον συντελεστή ανάκλασης:

$$R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

Η εμπέδηση του PZT ($\sim 30\text{--}35$ MRayl) είναι πολύ μεγαλύτερη από των μαλακών ιστών ($\sim 1,6$ MRayl), επομένως χωρίς ενδιάμεσο στρώμα περίπου το 80% της ενέργειας θα ανακλώνταν στη διεπιφάνεια. Για τον λόγο αυτό χρησιμοποιείται στρώμα προσαρμογής εμπέδησης πάχους $\lambda/4$, με ιδανική εμπέδηση ίση με τον

γεωμετρικό μέσο των δύο μέσων. Ακόμη μεγαλύτερο πρόβλημα δημιουργεί ο αέρας ($Z \approx 0,0004 \text{ MRayl}$), ο οποίος ανακλά πρακτικά το 100% του υπερήχου, γι' αυτό είναι απαραίτητη η γέλη σύζευξης (υδατικό πήκτωμα πολυμερούς, $Z \approx 1,5 \text{ MRayl}$), που απομακρύνει τον αέρα μεταξύ κεφαλής και δέρματος [9].

Η κεφαλή περιλαμβάνει επίσης υλικό απόσβεσης (backing, συνήθως εποξειδική ρητίνη με σκόνες βαρέων μετάλλων) πίσω από τους κρυστάλλους και ακουστικό φακό (σιλικόνη ή εποξειδικό υλικό) για την εστίαση της δέσμης. Το περίβλημα κατασκευάζεται από ανθεκτικά πολυμερή που αντέχουν σε απολύμανση με ισοπροπυλική αλκοόλη 70%, ενώ η συσκευή DMX τροφοδοτείται από μπαταρίες (αλκαλικές ή επαναφορτιζόμενες NiMH) και διαθέτει κάρτα micro SD για την αποθήκευση των καταγραφών [5].

1.5 Μέθοδοι μέτρησης

Με ένα φορητό αγγειολογικό Doppler πραγματοποιούνται οι εξής βασικές εξετάσεις:

- Ακουστική και οπτική αξιολόγηση αρτηριακής ροής: η κεφαλή τοποθετείται πάνω από την αρτηρία (π.χ. κερκιδική, βραχιόνιος, ραχιαία του ποδός, οπίσθια κνημιαία) υπό γωνία 45° και με την άκρη στραμμένη προς την καρδιά. Αξιολογούνται ο ήχος και η μορφή της κυματομορφής (πολυφασική ή μονοφασική).
- Σφυροβραχιόνιος Δείκτης (ΣΒΔ, Ankle Brachial Pressure Index – ABPI): μετράται η συστολική πίεση στη βραχιόνια αρτηρία και στις αρτηρίες του σφυρού με περιχειρίδα και Doppler, ως η πίεση στην οποία επανεμφανίζεται ο ήχος κατά την αποσυμπίεση. Για κάθε σκέλος ισχύει:

$$\Sigma\Delta = \frac{\max(P_{\text{οπίσθια κνημιαία}}, P_{\text{ραχιαία ποδός}})}{\max(P_{\text{βραχιόνιος δεξιά}}, P_{\text{βραχιόνιος αριστερά}})}$$

- Δακτυλοβραχιόνιος Δείκτης (Toe Brachial Index – TBI): σε ασθενείς με ασβεστωμένες, μη συμπίεσιμες αρτηρίες (π.χ. σακχαρώδης διαβήτης, χρόνια νεφρική νόσος) ο ΣΒΔ είναι ψευδώς αυξημένος. Τότε μετράται η πίεση στο μεγάλο δάκτυλο με αισθητήρα φωτοπληθυσμογραφίας (PPG), τον οποίο υποστηρίζει προαιρετικά το DMX, τιμή TBI $< 0,70$ θεωρείται παθολογική [13].
- Φλεβική αξιολόγηση: στη φλεβική λειτουργία της συσκευής εξετάζονται η αυθόρμητη και φασική ροή, η ενίσχυση με συμπίεση των μυών περιφερικά και η παρουσία παλινδρόμησης μετά από απελευθέρωση της συμπίεσης [8].

Η ερμηνεία του ΣΒΔ συνοψίζεται στον Πίνακα 1 [13,14]. Η ακρίβεια της μέτρησης εξαρτάται από τη σωστή γωνία της κεφαλής, την επαρκή ποσότητα γέλης, την ακινησία του εξεταζόμενου, το σωστό μέγεθος περιχειρίδας και τον αργό ρυθμό αποσυμπίεσης (2–3 mmHg/s). Η μέτρηση του ΣΒΔ απαιτεί, εκτός από το Doppler, σφυγμομανόμετρο με περιχειρίδα, στο παρόν εργαστήριο η αρχή της μεθόδου, δηλαδή η διακοπή και η αποκατάσταση της ροής, επιδεικνύεται ποιοτικά μόνο με το Doppler.

Πίνακας 1: Ερμηνεία των τιμών του Σφυροβραχιόνιου Δείκτη.

Τιμή ΣΒΔ	Ερμηνεία
$> 1,40$	Μη συμπίεσιμες (ασβεστωμένες) αρτηρίες, η τιμή δεν είναι αξιόπιστη
$1,00 - 1,40$	Φυσιολογική τιμή
$0,91 - 0,99$	Οριακή τιμή
$0,50 - 0,90$	Περιφερική Αρτηριακή Νόσος ήπιας έως μέτριας βαρύτητας
$< 0,50$	Σοβαρή Περιφερική Αρτηριακή Νόσος

1.6 Εφαρμογές στη Βιοϊατρική

Τα φορητά αγγειολογικά Doppler χρησιμοποιούνται ευρέως στην κλινική πράξη και την έρευνα για:

- Διάγνωση και παρακολούθηση της ΠΑΝ: ο ΣΒΔ αποτελεί την πρώτη, μη επεμβατική και χαμηλού κόστους εξέταση για την ανίχνευση της περιφερικής αρτηριοπάθειας και την εκτίμηση του καρδιαγγειακού κινδύνου [13].
- Φροντίδα ελκών κάτω άκρων: πριν από την εφαρμογή θεραπείας συμπίεσης σε φλεβικά έλκη απαιτείται μέτρηση του ΣΒΔ, ώστε να αποκλειστεί σημαντική αρτηριακή ανεπάρκεια.
- Διαβητικό πόδι: εκτίμηση της αιμάτωσης με κυματομορφές και δακτυλικές πιέσεις σε ασθενείς με διαβήτη.
- Περιεγχειρητική και μετεγχειρητική παρακολούθηση: έλεγχος βατότητας αρτηριακών μοσχευμάτων, κρημών και αρτηριοφλεβικών επικοινωνιών αιμοκάθαρσης.
- Εντοπισμός σφυγμών και μέτρηση πίεσης: όταν ο σφυγμός δεν ψηλαφάται (π.χ. σε καταπληξία ή σε βρέφη).
- Μαιευτική: με ειδικές κεφαλές χαμηλής συχνότητας (2–3 MHz), η ίδια συσκευή χρησιμοποιείται για την ακρόαση του εμβρυϊκού καρδιακού ρυθμού.
- Βιομηχανία και επιστήμη υλικών: η ίδια φυσική αρχή εφαρμόζεται σε υπερηχητικά ροόμετρα υγρών σε σωληνώσεις και σε τεχνικές μη καταστροφικού ελέγχου (Non-Destructive Testing, NDT) με πιεζοηλεκτρικούς μετατροπείς [9].

1.7 Επεξεργασία Σήματος

Το σήμα που λαμβάνει ο κρύσταλλος λήψης περιέχει, εκτός από τη χρήσιμη μετατόπιση Doppler από το αίμα, ισχυρές ανακλάσεις χαμηλής συχνότητας από τα τοιχώματα των αγγείων και τους ιστούς, καθώς και θόρυβο. Η επεξεργασία του περιλαμβάνει τα εξής στάδια:

- Ενίσχυση και αποδιαμόρφωση: το ληφθέν σήμα ενισχύεται και πολλαπλασιάζεται με το σήμα αναφοράς f_0 σε δύο κανάλια με διαφορά φάσης 90° (αποδιαμόρφωση τετραγωνισμού, I/Q). Έτσι απομονώνεται η συχνότητα Δf και, από τη σχέση φάσης των δύο καναλιών, προσδιορίζεται η κατεύθυνση της ροής (προς ή από την κεφαλή).
- Φίλτρο τοιχώματος (wall filter): υψιπερατό φίλτρο που αφαιρεί τις χαμηλόσυχνες συνιστώσες από την κίνηση των τοιχωμάτων. Στο DMX το ωφέλιμο εύρος ζώνης ξεκινά από περίπου 170–270 Hz, ανάλογα με την κεφαλή.
- Ψηφιοποίηση και φασματική ανάλυση: το σήμα ψηφιοποιείται (ADC) με συχνότητα δειγματοληψίας τουλάχιστον διπλάσια της μέγιστης μετατόπισης Doppler και αναλύεται με μετασχηματισμό Fourier βραχέος χρόνου (STFT/FFT). Από το φάσμα εξάγεται η περιβάλλουσα της μέγιστης συχνότητας, η οποία απεικονίζεται ως αμφίδρομη κυματομορφή πάνω (ορθή ροή) και κάτω (ανάστροφη ροή) από τη γραμμή βάσης.
- Μείωση θορύβου: το DMX εφαρμόζει δυναμική ψηφιακή μείωση θορύβου (Dynamic Digital Noise Reduction, DDNR) για την καταστολή του «συριγμού» υποβάθρου και φίλτρο για τους κροταλισμούς από την κίνηση της κεφαλής πάνω στη γέλη [5].
- Εξαγωγή παραμέτρων: από την κυματομορφή υπολογίζονται ο καρδιακός ρυθμός και ποσοτικοί δείκτες, όπως ο δείκτης παλμικότητας (Pulsatility Index, PI) κατά Gosling και ο δείκτης αντίστασης (Resistance Index, RI) κατά Pourcelot [15]:

$$PI = \frac{V_{\max} - V_{\min}}{V_{\text{mean}}}, \quad RI = \frac{V_{\max} - V_{\min}}{V_{\max}}$$

Λέξεις Κλειδιά

Φαινόμενο Doppler, Αγγειολογικό Doppler συνεχούς κύματος, Πιεζοηλεκτρικός μετατροπέας, Ακουστική εμπέδηση, Κυματομορφή ροής, Σφυροβραχιόνιος δείκτης (ΣΒΔ), Περιφερική αρτηριακή νόσος.

Πίνακας Συντομογραφιών

Πλήρης Όρος	Συντομογραφία
Συνεχές κύμα (Continuous Wave)	CW
Παλμικό κύμα (Pulsed Wave)	PW
Σφυροβραχιόνιος Δείκτης (Ankle Brachial Pressure Index)	ΣΒΔ / ABPI
Δακτυλοβραχιόνιος Δείκτης (Toe Brachial Index)	TBI
Περιφερική Αρτηριακή Νόσος (Peripheral Artery Disease)	ΠΑΝ / PAD
Τιτανικός-ζirkονικός μόλυβδος (Lead Zirconate Titanate)	PZT
Πολυβινυλιδενοφθορίδιο (Polyvinylidene fluoride)	PVDF
Φωτοπληθυσμογραφία (Photoplethysmography)	PPG
Δυναμική ψηφιακή μείωση θορύβου (Dynamic Digital Noise Reduction)	DDNR
Μετατροπέας αναλογικού σε ψηφιακό (Analog-to-Digital Converter)	ADC
Γρήγορος μετασχηματισμός Fourier (Fast Fourier Transform)	FFT
Δείκτης παλμικότητας (Pulsatility Index)	PI
Δείκτης αντίστασης (Resistance Index)	RI

2. Εργαστηριακό Μέρος

Εξοπλισμός

- Ψηφιακό αγγειολογικό Doppler Huntleigh Dopplex DMX με αγγειολογική κεφαλή 8 MHz (VP8XS).
- Γέλη υπερήχων υδατικής βάσης.

Δραστηριότητα

- Ενεργοποιήστε τη συσκευή. Ελέγξτε στη γραμμή κατάστασης της οθόνης ότι αναγνωρίζεται η συχνότητα της κεφαλής και επιλέξτε την αρτηριακή λειτουργία (Arterial mode). Η λειτουργία αλλάζει από το πλήκτρο «Trace Options» και κατόπιν από το εικονίδιο με τη μπλε και την κόκκινη γραμμή. Στην αρτηριακή λειτουργία η γραμμή βάσης βρίσκεται χαμηλά στην οθόνη και η χρονική κλίμακα είναι 3 s, ενώ στη φλεβική η γραμμή βάσης βρίσκεται στο κέντρο και η κλίμακα είναι 12 s.
- Ο εξεταζόμενος κάθεται άνετα, χαλαρός και ακίνητος, χωρίς να μιλά, με το αντιβράχιο στηριγμένο στο τραπέζι και την παλάμη προς τα πάνω. Εφαρμόστε επαρκή ποσότητα γέλης πάνω από την κερκιδική αρτηρία στον καρπό.
- Τοποθετήστε την κεφαλή υπό γωνία 45° ως προς το δέρμα, με την άκρη στραμμένη προς την καρδιά, και μετακινήστε την ελαφρά μέχρι να ακούσετε τον πιο καθαρό και δυνατό ήχο. Παρατηρήστε την κυματομορφή, χαρακτηρίστε τη (πολυφασική ή μονοφασική) και καταγράψτε τον καρδιακό ρυθμό. «Παγώστε» την εικόνα και αποθηκεύστε την κυματομορφή.
- Μεταβάλετε τη γωνία της κεφαλής (περίπου 30°, 45°, 60° και 90°) και καταγράψτε πώς αλλάζουν ο ήχος και το πλάτος της κυματομορφής. Στη συνέχεια στρέψτε την άκρη της κεφαλής προς την αντίθετη κατεύθυνση και παρατηρήστε την αναστροφή της κυματομορφής ως προς τη γραμμή βάσης. Ερμηνεύστε τις παρατηρήσεις με βάση την εξίσωση Doppler.

5. Επαναλάβετε τη μέτρηση χωρίς γέλη (στεγνό δέρμα) και εξηγήστε το αποτέλεσμα με βάση την ακουστική εμπέδηση του αέρα.
6. Εντοπίστε και καταγράψτε την κυματομορφή της βραχιονίου αρτηρίας στον αγκώνα (εσωτερικά του τένοντα του δικεφάλου). Συγκρίνετε τη με την κυματομορφή της κερκιδικής αρτηρίας (βήμα 3).
7. Καταγράψτε όλες τις μετρήσεις σε πίνακα και σχολιάστε τυχόν αποκλίσεις μεταξύ επαναλήψεων και εξεταζόμενων.

Αναφορές

- [1]. Coman IM, Popescu BA. Shigeo Satomura: 60 years of Doppler ultrasound in medicine. *Cardiovasc Ultrasound*. 2015;13:48. Published 2015 Dec 23. doi:10.1186/s12947-015-0042-3
- [2]. Paeng DG, Lee CA, Imtiaz C. Principles of Doppler ultrasound and emerging blood flow imaging. *Ultrasonography*. 2025;44(6):409-424. doi:10.14366/usg.25152
- [3]. Zierler RE. From Doppler to duplex: A personal early history of the vascular laboratory. *Vasc Med*. 2021;26(3):338-345. doi:10.1177/1358863X211002644
- [4]. Poredos P, Stanek A, Catalano M, Boc V. Ankle-Brachial Index: Diagnostic Tool of Peripheral Arterial Disease and Predictor of Cardiovascular Risk-An Update of Current Knowledge. *Angiology*. 2025;76(10):937-945. doi:10.1177/00033197241226512
- [5]. Huntleigh Healthcare Ltd. Digital Handheld Doppler – Instructions for Use DMX/SRX (772484EN). Cardiff, UK. Available: <https://www.huntleigh-diagnostics.com/wp-content/uploads/2024/09/772484EN-21PocketDopplerIFU.pdf>
- [6]. Song P, Rudan D, Zhu Y, et al. Global, regional, and national prevalence and risk factors for peripheral artery disease in 2015: an updated systematic review and analysis. *Lancet Glob Health*. 2019;7(8):e1020-e1030. doi:10.1016/S2214-109X(19)30255-4
- [7]. Kim ES, Sharma AM, Scissons R, et al. Interpretation of peripheral arterial and venous Doppler waveforms: A consensus statement from the Society for Vascular Medicine and Society for Vascular Ultrasound. *Vascular Medicine*. 2020;25(5):484-506. doi:10.1177/1358863X20937665
- [8]. Labropoulos N, Tiongson J, Pryor L, et al. Definition of venous reflux in lower-extremity veins. *J Vasc Surg*. 2003;38(4):793-798. doi:10.1016/s0741-5214(03)00424-5
- [9]. Evans DH, McDicken WN. *Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Signal Processing*. 2nd ed. Chichester: Wiley; 2000.
- [10]. Fuentes M, Sotomayor A, García F, Moreno E, Acevedo P. Design and construction of a blood flow detector probe for a continuous wave bidirectional Doppler ultrasound system. *Ingeniería, Investigación y Tecnología* 2006;7(2):97-103.
- [11]. Zhou Q, Lam KH, Zheng H, Qiu W, Shung KK. Piezoelectric single crystals for ultrasonic transducers in biomedical applications. *Prog Mater Sci*. 2014;66:87-111. doi:10.1016/j.pmatsci.2014.06.001
- [12]. Xue H, Huang X, Sun X, et al. Superior lead-free piezoceramics for wearable multimodal ultrasound imaging arrays. *Nat Commun*. 2025;17(1):218. Published 2025 Dec 2. doi:10.1038/s41467-025-66913-3
- [13]. Gornik HL, Aronow HD, Goodney PP, et al. 2024 ACC/AHA/AACVPR/APMA/ABC/SCAI/SVM/SVN/SVS/SIR/VESS Guideline for the Management of Lower Extremity Peripheral Artery Disease: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Joint Committee on Clinical Practice Guidelines. *Circulation*. 2024;149(24):e1313-e1410. doi:10.1161/CIR.0000000000001251
- [14]. Aboyans V, Criqui MH, Abraham P, et al. Measurement and interpretation of the ankle-brachial index: a scientific statement from the American Heart Association. *Circulation*. 2012;126(24):2890-2909. doi:10.1161/CIR.0b013e318276fbc
- [15]. Wielicka M, Neubauer-Geryk J, Kozera G, Bieniaszewski L. Clinical application of pulsatility index. *Med Res J*. 2020;5(3):201-210. doi:10.5603/MRJ.a2020.0016

Άσκηση 9 Μέτρηση Ηλεκτροδερμικής Δραστηριότητας (GSR) με Ασύρματο Αισθητήρα

Σκοπός

Σκοπός της άσκησης είναι η κατανόηση της φυσιολογικής βάσης και της αρχής μέτρησης της ηλεκτροδερμικής δραστηριότητας (γαλβανική απόκριση του δέρματος, GSR), η καταγραφή της αγωγιμότητας του δέρματος και του καρδιακού παλμού με τον ασύρματο αισθητήρα Shimmer3 GSR+ και το λογισμικό Consensus, καθώς και η διερεύνηση των παραγόντων που επηρεάζουν την ποιότητα και την ερμηνεία των μετρήσεων.

1. Θεωρητικό Μέρος

1.1 Εξέλιξη της Μέτρησης της Ηλεκτροδερμικής Δραστηριότητας

Οι πρώτες παρατηρήσεις ότι οι ηλεκτρικές ιδιότητες του δέρματος μεταβάλλονται ανάλογα με την ψυχική κατάσταση έγιναν στα τέλη του 19ου αιώνα. Το 1879 ο Γάλλος νευρολόγος Romain Vigouroux κατέγραψε μεταβολές στην αντίσταση του δέρματος ασθενών, ενώ το 1888 ο Charles Féré έδειξε ότι, όταν διέρχεται ασθενές εξωτερικό ρεύμα από το δέρμα, η αντίσταση μειώνεται απότομα μετά από οπτικά ή ακουστικά ερεθίσματα (εξωσωματική μέθοδος). Λίγο αργότερα, το 1889, ο Ivan Tarchanoff κατέγραψε μεταβολές του ηλεκτρικού δυναμικού του δέρματος χωρίς εξωτερική πηγή ρεύματος (ενδοσωματική μέθοδος) [1].

Στις αρχές του 20ού αιώνα, ο Veraguth εισήγαγε τον όρο «ψυχογαλβανικό αντανακλαστικό» και ο Carl Gustav Jung χρησιμοποίησε το γαλβανόμετρο σε ψυχολογικές μελέτες. Η μέτρηση εντάχθηκε αργότερα στους «ανιχνευτές ψεύδους» (πολυγράφους), εφαρμογή με περιορισμένη επιστημονική εγκυρότητα. Το 1971 οι Lykken και Venables πρότειναν την τυποποίηση της μέτρησης με την τεχνική της σταθερής τάσης και την έκφραση των αποτελεσμάτων σε μονάδες αγωγιμότητας, πρακτική που ισχύει έως σήμερα [2].

Τις τελευταίες δύο δεκαετίες, η μικροηλεκτρονική και οι ασύρματες επικοινωνίες επέτρεψαν την ανάπτυξη φορητών αισθητήρων ηλεκτροδερμικής δραστηριότητας για καταγραφές εκτός εργαστηρίου. Σήμερα, εργαστηριακές φορητές μονάδες όπως η Shimmer3 GSR+, που χρησιμοποιείται στο εργαστήριο, αποτελούν σημείο αναφοράς για τη σύγκριση νέων φορετών συσκευών, όπως τα έξυπνα ρολόγια [3].

1.2 Φυσιολογία της Ηλεκτροδερμικής Δραστηριότητας

Ο όρος ηλεκτροδερμική δραστηριότητα (Electrodermal Activity, EDA) περιγράφει συνολικά τις μεταβολές των ηλεκτρικών ιδιοτήτων του δέρματος, ο παλαιότερος όρος γαλβανική απόκριση του δέρματος (Galvanic Skin Response, GSR) χρησιμοποιείται ακόμη ευρέως, ιδίως στην ονομασία εμπορικών αισθητήρων. Οι μεταβολές αυτές οφείλονται κυρίως στη δραστηριότητα των εκκρινών ιδρωτοποιών αδένων, οι οποίοι είναι κατανομημένοι σε όλο το σώμα αλλά παρουσιάζουν τη μεγαλύτερη πυκνότητα στις παλάμες και στα πέλματα.

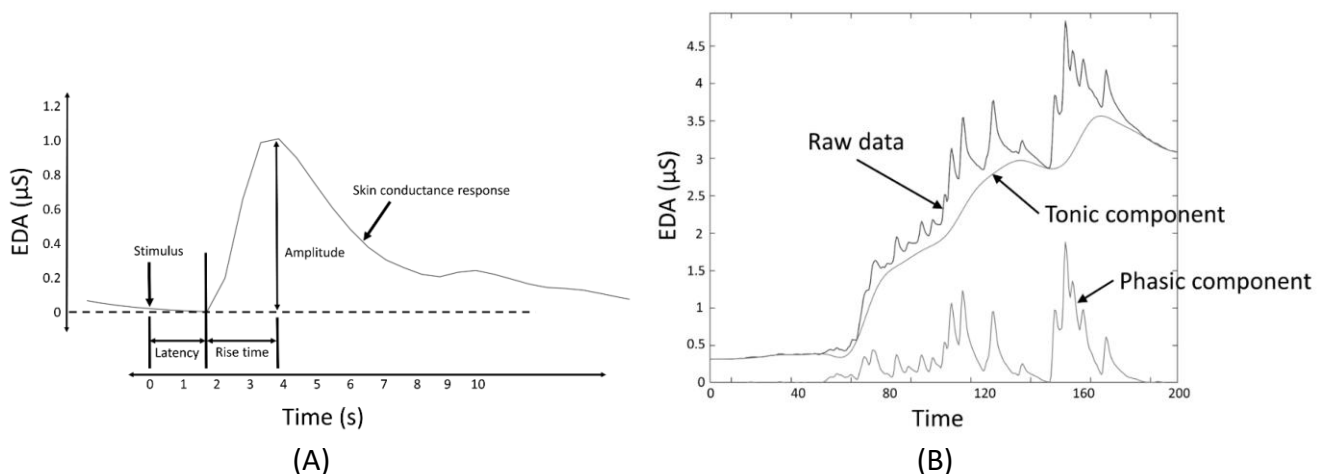
Οι εκκρινείς αδένες νευρώνονται αποκλειστικά από το συμπαθητικό νευρικό σύστημα, μέσω χολινεργικών μεταγαγγλιακών ινών. Η δραστηριότητά τους ρυθμίζεται από κέντρα του υποθαλάμου, του μεταχιακού συστήματος (π.χ. αμυγδαλή) και του προμετωπιαίου φλοιού [4,5]. Όταν το συμπαθητικό σύστημα ενεργοποιείται, για παράδειγμα λόγω συναισθηματικής διέγερσης, προσοχής ή στρες, ο ιδρώτας, ένα ηλεκτρολυτικό διάλυμα, γεμίζει τους εκφορητικούς πόρους των αδένων. Έτσι δημιουργούνται αγωγίμες οδοί μέσα από την κεράτινη στιβάδα της επιδερμίδας, η οποία κατά τα άλλα είναι κακός αγωγός, και η αγωγιμότητα του δέρματος αυξάνεται. Επειδή η εφίδρωση των παλαμών σχετίζεται κυρίως με ψυχολογικά

και όχι με θερμορρυθμιστικά ερεθίσματα, η EDA αποτελεί έναν από τους πιο άμεσους δείκτες της δραστηριότητας του συμπαθητικού συστήματος.

Το σήμα της αγωγιμότητας του δέρματος αποτελείται από δύο συνιστώσες (Εικόνα 1):

- Τονική συνιστώσα: επίπεδο αγωγιμότητας του δέρματος (Skin Conductance Level, SCL): αργά μεταβαλλόμενο επίπεδο βάσης (δεκάδες δευτερόλεπτα έως λεπτά), που κυμαίνεται συνήθως μεταξύ 2 και 20 μS και διαφέρει σημαντικά μεταξύ ατόμων.
- Φασική συνιστώσα: απόκριση αγωγιμότητας του δέρματος (Skin Conductance Response, SCR): ταχείες, παροδικές αυξήσεις της αγωγιμότητας που εμφανίζονται 1–3 s μετά από ένα ερέθισμα, με χρόνο ανόδου 1–3 s και σταδιακή επαναφορά. Αποκρίσεις που εμφανίζονται χωρίς αναγνωρίσιμο ερέθισμα ονομάζονται μη ειδικές (NS-SCR) και σε ηρεμία εμφανίζονται περίπου 1–3 φορές ανά λεπτό [4].

Με την επανάληψη του ίδιου ερεθίσματος, το πλάτος των SCR μειώνεται (εξοικείωση, habituation), ενώ ένα μικρό ποσοστό ατόμων δεν εμφανίζει μετρήσιμες αποκρίσεις (non-responders).



Εικόνα 1: (Α) Τυπική απόκριση αγωγιμότητας του δέρματος (skin conductance response, SCR) μετά από ερέθισμα, με τις βασικές παραμέτρους της: λανθάνων χρόνος (latency), χρόνος ανόδου (rise time) και πλάτος (amplitude). (Β) Διαχωρισμός του αρχικού σήματος ηλεκτροδερμικής δραστηριότητας (raw data) σε τονική συνιστώσα (tonic component, επίπεδο αγωγιμότητας SCL) και φασική συνιστώσα (phasic component, αποκρίσεις SCR) [8].

1.3 Βασική Αρχή Μέτρησης της Αγωγιμότητας του Δέρματος

Από ηλεκτρική άποψη, το δέρμα μπορεί να προσομοιωθεί ως δίκτυο αντιστάσεων και πυκνωτών: η κεράτινη στιβάδα συμπεριφέρεται ως μονωτικό στρώμα, ενώ οι πόροι των ιδρωτοποιών αδένων λειτουργούν ως μεταβλητές αντιστάσεις συνδεδεμένες παράλληλα. Όσο περισσότεροι πόροι γεμίζουν με ιδρώτα, τόσο μειώνεται η ισοδύναμη αντίσταση R και αυξάνεται η αγωγιμότητα $G = 1/R$, η οποία μετριέται σε Siemens (S) και, στην πράξη, σε μικροSiemens (μS).

Οι μέθοδοι μέτρησης διακρίνονται σε ενδοσωματικές, όπου καταγράφεται το δυναμικό του δέρματος (Skin Potential) χωρίς εξωτερική πηγή, και εξωσωματικές, όπου εφαρμόζεται μικρή εξωτερική τάση ή ρεύμα. Η συνηθέστερη εξωσωματική τεχνική είναι η μέθοδος σταθερής τάσης (συνεχούς ρεύματος, DC): μεταξύ δύο ηλεκτροδίων εφαρμόζεται σταθερή τάση 0,5 V και μετριέται το ρεύμα, το οποίο σύμφωνα με τον νόμο του Ohm είναι ευθέως ανάλογο της αγωγιμότητας. Η χαμηλή τάση περιορίζει την πόλωση των ηλεκτροδίων και διατηρεί την πυκνότητα ρεύματος σε ασφαλή επίπεδα (της τάξης των λίγων $\mu A/cm^2$) [2,6].

Η μονάδα Shimmer3 GSR+ εφαρμόζει τάση πόλωσης $V_b = 0,5 \text{ V}$ στα ηλεκτρόδια και χρησιμοποιεί κύκλωμα τελεστικού ενισχυτή με αντίσταση ανάδρασης R_f , η τιμή της οποίας επιλέγεται ανάλογα με το εύρος μέτρησης. Στην απλοποιημένη διάταξη μη αναστρέφοντος ενισχυτή, η τάση εξόδου V_o , που ψηφιοποιείται από μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό (ADC) 12 bit, συνδέεται με την αντίσταση του δέρματος R_{skin} μέσω των σχέσεων [7]:

$$V_o = V_b \left(1 + \frac{R_f}{R_{skin}} \right), \quad G_{skin} = \frac{1}{R_{skin}} = \frac{V_o - V_b}{R_f V_b}$$

Επειδή η αντίσταση του δέρματος μεταβάλλεται σε πολύ μεγάλο εύρος, η μονάδα διαθέτει τέσσερα εύρη μέτρησης και λειτουργία αυτόματης επιλογής εύρους (Auto-Range), όπως φαίνεται στον Πίνακα 1. Η απόκριση συχνότητας του κυκλώματος εκτείνεται από DC έως περίπου 15,9 Hz, εύρος που επαρκεί για τα αργά μεταβαλλόμενα σήματα EDA [7].

Πίνακας 1: Εύρη μέτρησης της μονάδας Shimmer3 GSR+ [7].

Εύρος	Αντίσταση δέρματος	Αγωγιμότητα δέρματος
0	8 kΩ – 63 kΩ	125 μS – 15,9 μS
1	63 kΩ – 220 kΩ	15,9 μS – 4,5 μS
2	220 kΩ – 680 kΩ	4,5 μS – 1,5 μS
3	680 kΩ – 4,7 MΩ	1,5 μS – 0,2 μS
4	Αυτόματη επιλογή εύρους (Auto-Range)	—

1.4 Λειτουργία Αισθητήρων και Υλικά

Η ποιότητα της μέτρησης καθορίζεται σε μεγάλο βαθμό από τη διεπιφάνεια ηλεκτροδίου–δέρματος, όπου το ηλεκτρικό ρεύμα μετατρέπεται από ροή ηλεκτρονίων στο μέταλλο σε ροή ιόντων στο δέρμα. Τα κυριότερα υλικά ηλεκτροδίων είναι:

- Ηλεκτρόδια Ag/AgCl: αποτελούν το πρότυπο για την EDA. Πρόκειται για μη πολώσιμα ηλεκτρόδια, στα οποία η αντιστρεπτή αντίδραση $\text{AgCl} + e^- \rightleftharpoons \text{Ag} + \text{Cl}^-$ εξασφαλίζει σταθερό δυναμικό ημιστοιχείου, χαμηλό θόρυβο και ελάχιστη πόλωση κατά τη διέλευση συνεχούς ρεύματος. Συνιστάται επιφάνεια επαφής περίπου 1 cm^2 και, όπου χρησιμοποιείται αγωγίμη πάστα, ισότονη πάστα NaCl με συγκέντρωση παρόμοια με αυτή του ιδρώτα [6,7].
- Ξηρά μεταλλικά ηλεκτρόδια (ανοξειδωτος χάλυβας, χρυσός): ανθεκτικά και κατάλληλα για φορητές συσκευές καρπού, αλλά πολώσιμα και με υψηλότερη αντίσταση επαφής.
- Υφασμάτινα ηλεκτρόδια: νήματα επικαλυμμένα με άργυρο ενσωματωμένα σε γάντια ή περικάρπια, για άνετες μακροχρόνιες καταγραφές.
- Αγώγιμα πολυμερή και νανοϋλικά: το PEDOT:PSS, οι νανοσωλήνες άνθρακα και το γραφένιο επιτρέπουν την κατασκευή εξαιρετικά λεπτών, εύκαμπτων ηλεκτροδίων που εφαρμόζουν σαν «ηλεκτρονικό τατουάζ» στο δέρμα, με πολύ καλή επαφή και μειωμένα τεχνουργήματα κίνησης [8,9].

Η μονάδα Shimmer3 GSR+ διαθέτει υποδοχές ηλεκτροδίων ιατρικού τύπου (touch-proof, IEC 60601-1) με προστασία από ραδιοσυχνικές παρεμβολές και περιορισμό ρεύματος, μικροελεγκτή, κάρτα micro SD, αισθητήρες κίνησης (επιταχυνσιόμετρο, γυροσκόπιο, μαγνητόμετρο) και ασύρματη σύνδεση Bluetooth. Επιπλέον, διαθέτει αναλογική είσοδο στην οποία συνδέεται ο οπτικός αισθητήρας παλμού (φωτοπληθυσμογραφία, PPG), που τοποθετείται στον λοβό του αυτιού ή σε δάκτυλο και επιτρέπει την ταυτόχρονη εκτίμηση του καρδιακού ρυθμού, με την ίδια αρχή που περιγράφεται στην Άσκηση 1 [7].

1.5 Μέθοδοι μέτρησης

Για αξιόπιστες μετρήσεις EDA ακολουθούνται οι συστάσεις της Society for Psychophysiological Research [6]:

- Θέση ηλεκτροδίων: προτιμάται η παλαμιαία επιφάνεια της μέσης ή της άπω φάλαγγας του δείκτη και του μέσου δακτύλου (Εικόνα 2), ή οι προεξοχές της παλάμης (θέναρ και υποθέναρ), συνήθως στο μη κυρίαρχο χέρι ώστε να περιορίζονται οι κινήσεις. Ο καρπός, που χρησιμοποιείται από πολλές φορητές συσκευές, παρουσιάζει σημαντικά μικρότερη απόκριση.
- Προετοιμασία δέρματος: πλύσιμο των χεριών με νερό και ουδέτερο σαπούνι, χωρίς χρήση αλκοόλης ή λειαντικών, και αναμονή 5–15 λεπτών μετά την τοποθέτηση των ηλεκτροδίων ώστε να σταθεροποιηθεί η επαφή.
- Περιβάλλον: σταθερή θερμοκρασία δωματίου (περίπου 22–24 °C) και υγρασία, ησυχία και ελαχιστοποίηση των κινήσεων του εξεταζόμενου.
- Πρωτόκολλα: καταγραφή περιόδου ηρεμίας (baseline) και ακολούθως εφαρμογή ερεθισμάτων, όπως ξαφνικός ήχος, βαθιά εισπνοή ή νοητικό έργο (π.χ. αριθμητικοί υπολογισμοί), με καταγραφή των χρονικών στιγμών των ερεθισμάτων.
- Παράμετροι: μέσο SCL ανά φάση, πλάτος, λανθάνων χρόνος, χρόνος ανόδου και χρόνος ημι-αποκατάστασης των SCR, καθώς και συχνότητα των NS-SCR. Ως ελάχιστο πλάτος για τον χαρακτηρισμό μιας απόκρισης χρησιμοποιείται συνήθως κατώφλι 0,01–0,05 μS .

Η συχνότητα δειγματοληψίας δεν χρειάζεται να είναι υψηλή, καθώς το σήμα EDA μεταβάλλεται αργά, τιμές μερικών δεκάδων Hz είναι επαρκείς, ενώ υψηλότερες συχνότητες χρησιμοποιούνται όταν το σήμα καταγράφεται ταυτόχρονα με άλλα, ταχύτερα σήματα, όπως το PPG.



Εικόνα 2: Φορητός αισθητήρας ηλεκτροδερμικής δραστηριότητας στερεωμένος στον καρπό του μη κυρίαρχου χεριού (αριστερά) και τοποθέτηση των δύο ηλεκτροδίων στην παλαμιαία επιφάνεια του δείκτη και του μέσου δακτύλου (δεξιά) [16].

1.6 Εφαρμογές στη Βιοϊατρική

Η ηλεκτροδερμική δραστηριότητα χρησιμοποιείται σε ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών:

- Ψυχοφυσιολογία και συναισθηματική υπολογιστική (affective computing): ως δείκτης της συναισθηματικής διέγερσης, της προσοχής και του γνωστικού φόρτου, συχνά σε συνδυασμό με καρδιακό ρυθμό και θερμοκρασία δέρματος [4].
- Ανίχνευση στρες: φορητά συστήματα που συνδυάζουν EDA, PPG και επιταχυνσιόμετρα χρησιμοποιούνται για την αναγνώριση καταστάσεων στρες στην καθημερινή ζωή [10].

- Νευρολογία: η ταυτόχρονη καταγραφή EDA και κίνησης από συσκευή καρπού έχει χρησιμοποιηθεί για την ανίχνευση γενικευμένων επιληπτικών κρίσεων [11].
- Αξιολόγηση του αυτόνομου νευρικού συστήματος: έλεγχος της λειτουργίας των ιδρωτοποιών αδένων σε νευροπάθειες (π.χ. διαβητική νευροπάθεια) και σε υπεριδρωσία.
- Βιοανάδραση (biofeedback) και ψυχική υγεία: εκπαίδευση σε τεχνικές χαλάρωσης και μελέτη του άγχους, της κατάθλιψης και της μετατραυματικής διαταραχής.
- Αλληλεπίδραση ανθρώπου–μηχανής, εργονομία και αθλητισμός: αξιολόγηση της εμπειρίας χρήστη, της κόπωσης και της απόδοσης.
- Επιστήμη υλικών: η EDA αποτελεί πρότυπη εφαρμογή για την αξιολόγηση νέων εύκαμπτων και φορετών ηλεκτροδίων [8,9].

1.7 Επεξεργασία Σήματος

Η επεξεργασία του σήματος EDA περιλαμβάνει τα εξής στάδια:

- Βαθμονόμηση: μετατροπή των τιμών του ADC σε αντίσταση και αγωγιμότητα (μS), λαμβάνοντας υπόψη το ενεργό εύρος μέτρησης. Το λογισμικό Consensus εξάγει απευθείας βαθμονομημένα δεδομένα [15].
- Φιλτράρισμα: εφαρμογή βαθυπερατού φίλτρου με συχνότητα αποκοπής 1–5 Hz για την αφαίρεση του θορύβου υψηλής συχνότητας, χωρίς απώλεια χρήσιμης πληροφορίας λόγω του αργού χαρακτήρα του σήματος. Το φίλτρο εφαρμόζεται στην αγωγιμότητα ή στην αντίσταση και όχι στις ακατέργαστες τιμές του ADC [7].
- Απομάκρυνση τεχνουργημάτων: απότομες μεταβολές από κίνηση, πίεση στα ηλεκτρόδια ή απώλεια επαφής εντοπίζονται με φίλτρα διάμεσου, με κριτήρια κλίσης ή με τη βοήθεια του επιταχυνσιομέτρου της μονάδας.
- Διαχωρισμός τονικής και φασικής συνιστώσας: από απλές μεθόδους (υψιπερατό φίλτρο $\sim 0,05$ Hz) έως μοντέλα αποσυνέλιξης, όπως η Continuous Decomposition Analysis, η μέθοδος cnxEDA, που βασίζεται σε κυρτή βελτιστοποίηση, και νεότερες μέθοδοι αραιής αποσυνέλιξης [12,13].
- Ανίχνευση SCR και εξαγωγή χαρακτηριστικών: εντοπισμός κορυφών πάνω από το κατώφλι πλάτους και υπολογισμός πλάτους, λανθάνοντος χρόνου, αριθμού αποκρίσεων και εμβαδού. Επειδή το SCL διαφέρει πολύ μεταξύ ατόμων, συχνά εφαρμόζεται κανονικοποίηση (π.χ. z-score) πριν από συγκρίσεις.

Για την ανάλυση μπορούν να χρησιμοποιηθούν ανοιχτές βιβλιοθήκες, όπως η NeuroKit2 για Python, που υλοποιεί όλα τα παραπάνω στάδια [14].

Λέξεις Κλειδιά

Ηλεκτροδερμική δραστηριότητα (EDA), Γαλβανική απόκριση δέρματος (GSR), Αγωγιμότητα δέρματος, Συμπαθητικό νευρικό σύστημα, Ηλεκτρόδια Ag/AgCl, Φορητοί αισθητήρες.

Πίνακας Συντομογραφιών

Πλήρης Όρος	Συντομογραφία
Ηλεκτροδερμική δραστηριότητα (Electrodermal Activity)	EDA
Γαλβανική απόκριση του δέρματος (Galvanic Skin Response)	GSR
Επίπεδο αγωγιμότητας του δέρματος (Skin Conductance Level)	SCL
Απόκριση αγωγιμότητας του δέρματος (Skin Conductance Response)	SCR
Μη ειδική απόκριση αγωγιμότητας (Non-Specific SCR)	NS-SCR
Άργυρος / Χλωριούχος άργυρος Ag/AgCl Φωτοπληθυσμογραφία (Photoplethysmography)	PPG
Καρδιακός ρυθμός (Heart Rate)	HR
Μετατροπέας αναλογικού σε ψηφιακό (Analog-to-Digital Converter)	ADC
Μονάδα αδρανειακών μετρήσεων (Inertial Measurement Unit)	IMU
Αρχείο τιμών διαχωρισμένων με κόμμα (Comma-Separated Values)	CSV

2. Εργαστηριακό Μέρος

Εξοπλισμός

1. Μονάδα Shimmer3R GSR+ με λουρί καρπού και καλώδιο φόρτισης USB-C.
2. Δύο ηλεκτρόδια GSR δακτύλων (GSR Dry Finger Electrodes) και δύο καλώδια σύνδεσης (Biophysical Leads).
3. Οπτικοί αισθητήρες παλμού (PPG): κλιπ λοβού αυτιού και αισθητήρας δακτύλου (χρησιμοποιείται ένας κάθε φορά).
4. Smartphone με Bluetooth και εγκατεστημένη την εφαρμογή ShimmerCapture.
5. Χρονόμετρο.

Δραστηριότητα

1. Βεβαιωθείτε ότι η μονάδα είναι φορτισμένη (κατά τη φόρτιση το κάτω LED είναι κόκκινο και, όταν ολοκληρωθεί, πράσινο). Αποσυνδέστε το καλώδιο φόρτισης: η μονάδα δεν τοποθετείται ποτέ στον εξεταζόμενο όσο είναι συνδεδεμένη στο ρεύμα.
2. Εφόσον δεν έχει γίνει ήδη, ανοίξτε τη μονάδα από τον συρόμενο διακόπτη στο πλάι και πραγματοποιήστε ζεύξη (pairing) από τις ρυθμίσεις Bluetooth του κινητού με τη συσκευή «Shimmer3R-XXXX-BT», όπου XXXX ο κωδικός της ετικέτας της μονάδας.
3. Συνδέστε τα δύο καλώδια (Biophysical Leads) στην κόκκινη και στη μαύρη υποδοχή της μονάδας. Τυλίξτε τα ηλεκτρόδια γύρω από τη μέση φάλαγγα του δείκτη και του μέσου δακτύλου του μη κυρίαρχου χεριού, με τη μεταλλική επιφάνεια στην πλευρά της παλάμης. Συνδέστε τον αισθητήρα παλμού με κλιπ στην τρίτη (μαύρη) υποδοχή της μονάδας και στερεώστε τον στον λοβό του αυτιού (εναλλακτικά, χρησιμοποιήστε τον αισθητήρα δακτύλου στο άλλο χέρι, το οποίο παραμένει ακίνητο). Στερεώστε τη μονάδα στον καρπό με τον ιμάντα.
4. Ανοίξτε την εφαρμογή ShimmerCapture και συνδεθείτε με τη μονάδα («Connect»). Η σύνδεση επιβεβαιώνεται όταν το πάνω LED της μονάδας ανάψει σταθερά μπλε.
5. Στις ρυθμίσεις των αισθητήρων ενεργοποιήστε το GSR με εύρος «Auto», και τον αισθητήρα PPG («PPG A0» ή «PPG A1»: επιλέξτε το κανάλι στο οποίο εμφανίζεται κυματομορφή παλμού).
6. Ξεκινήστε τη ροή δεδομένων («Start Streaming») και επιλέξτε για προβολή την αγωγιμότητα του δέρματος (GSR, σε μS). Ο εξεταζόμενος κάθεται άνετα, με το χέρι ακίνητο πάνω στο τραπέζι. Περιμένετε 2–3 λεπτά για τη σταθεροποίηση της επαφής και ελέγξτε ότι το σήμα είναι ομαλό.

7. Ενεργοποιήστε την αποθήκευση σε αρχείο και ταυτόχρονα το χρονόμετρο. Ακολουθήστε το πρωτόκολλο του πίνακα. Ένα μέλος της ομάδας σημειώνει τη χρονική στιγμή έναρξης κάθε φάσης και ένα δεύτερο άτομο παρακολουθεί το διάγραμμα στην οθόνη και καταγράφει: (α) την τιμή της αγωγιμότητας σε ηρεμία (SCL), (β) μετά το παλαμάκι, πόσα δευτερόλεπτα πέρασαν μέχρι να αρχίσει η άνοδος του σήματος (λανθάνων χρόνος) και πόσο ανέβηκε από την τιμή ηρεμίας (πλάτος SCR), και (γ) τη μορφή του σήματος κατά την κίνηση των δακτύλων.

Φάση	Διάρκεια	Τι κάνει ο εξεταζόμενος
(α) Ηρεμία	2 λεπτά	Κάθεται ακίνητος, με το χέρι πάνω στο τραπέζι και το βλέμμα σε σταθερό σημείο.
(β) Ξαφνικός ήχος	30 s	Ο επιβλέπων κάνει απροειδοποίητα ένα δυνατό παλαμάκι πίσω από τον εξεταζόμενο. Ο εξεταζόμενος παραμένει ακίνητος.
(γ) Κίνηση δακτύλων	10 s + 20 s	Ανοιγοκλείνει τα δάχτυλα του χεριού με τα ηλεκτρόδια για 10 s και μένει ξανά ακίνητος για 20 s.

8. Σταματήστε την αποθήκευση και τη ροή δεδομένων («Stop Streaming»).
9. Συμπληρώστε τη φόρμα αξιολόγησης.

Αναφορές

- [1]. Sequeira H, Deren P, Maitte B. The early days of electrodermal activity. *Anales de Psicología*. 2021;37(3):406-411. doi:10.6018/analesps.483051
- [2]. Lykken DT, Venables PH. Direct measurement of skin conductance: a proposal for standardization. *Psychophysiology*. 1971;8(5):656-672. doi:10.1111/j.1469-8986.1971.tb00501.x
- [3]. Ronca V, Martinez-Levy AC, Vozzi A, et al. Wearable technologies for electrodermal and cardiac activity measurements: a comparison between Fitbit Sense, Empatica E4 and Shimmer GSR3+. *Sensors*. 2023;23(13):5847. doi:10.3390/s23135847
- [4]. Dawson ME, Schell AM, Filion DL. The electrodermal system. In: Cacioppo JT, Tassinary LG, Berntson GG, eds. *Handbook of Psychophysiology*. 4th ed. Cambridge: Cambridge University Press; 2017:217-243.
- [5]. Vittrant B, Ayoub H, Brunswick P. From Sudoscan to bedside: theory, modalities, and application of electrochemical skin conductance in medical diagnostics. *Front Neuroanat*. 2024;18:1454095. doi:10.3389/fnana.2024.1454095
- [6]. Society for Psychophysiological Research Ad Hoc Committee on Electrodermal Measures, Boucsein W, Fowles DC, et al. Publication recommendations for electrodermal measurements. *Psychophysiology*. 2012;49(8):1017-1034. doi:10.1111/j.1469-8986.2012.01384.x
- [7]. Shimmer Research. Shimmer3 GSR+ User Guide, rev. 1.13. Dublin: Shimmer; 2013. Available: https://shimmersensing.com/wp-content/docs/support/documentation/GSR_User_Guide_rev1.13.pdf
- [8]. Posada-Quintero HF, Chon KH. Innovations in electrodermal activity data collection and signal processing: a systematic review. *Sensors (Basel)*. 2020;20(2):479. doi:10.3390/s20020479
- [9]. Kabiri Ameri S, Ho R, Jang H, et al. Graphene electronic tattoo sensors. *ACS Nano*. 2017;11(8):7634-7641. doi:10.1021/acsnano.7b02182
- [10]. Schmidt P, Reiss A, Duerichen R, Marberger C, Van Laerhoven K. Introducing WESAD, a multimodal dataset for wearable stress and affect detection. In: *Proceedings of the 20th ACM International Conference on Multimodal Interaction (ICMI)*. 2018:400-408. doi:10.1145/3242969.3242985

- [11]. Mohamed S, Shaikh MF, Piaggio D. Automated seizure detection using wearable devices: updated systematic review and meta-analysis of tonic-clonic and focal seizure detection. *Front Bioeng Biotechnol.* 2026;14:1833080. doi:10.3389/fbioe.2026.1833080
- [12]. Veeranki YR, Ganapathy N, Swaminathan R, Posada-Quintero HF. Comparison of electrodermal activity signal decomposition techniques for emotion recognition. *IEEE Access.* 2024;12:19952-19966. doi:10.1109/ACCESS.2024.3361832
- [13]. Alam S, Amin MR, Faghieh RT. Sparse multichannel decomposition of electrodermal activity with physiological priors. *IEEE Open J Eng Med Biol.* 2023;4:234-250. doi:10.1109/OJEMB.2023.3332839
- [14]. Makowski D, Pham T, Lau ZJ, et al. NeuroKit2: a Python toolbox for neurophysiological signal processing. *Behav Res Methods.* 2021;53(4):1689-1696. doi:10.3758/s13428-020-01516-y
- [15]. Shimmer Research. Consensys User Guide, rev. 2.4. Dublin: Shimmer; 2026. Available: https://www.shimmersensing.com/wp-content/uploads/2026/07/Consensys_User_Guide_rev2.4.pdf
- [16]. Zangróniz R, Martínez-Rodrigo A, Pastor JM, López MT, Fernández-Caballero A. Electrodermal activity sensor for classification of calm/distress condition. *Sensors.* 2017;17(10):2324. doi:10.3390/s17102324