



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

Υλοποίηση Παλμικού Γλυκομέτρου με χρήση Μικροελεγκτή

ΜΑΡΙΑ ΓΚΙΝΟΥ

Αριθμός Μητρώου: 18388023

Επιβλέπων Καθηγητής

ΠΑΝΤΕΛΕΗΜΩΝ ΑΣΒΕΣΤΑΣ

ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Παντελεήμων Ασβέστας

Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Γκλωτσος Δημητριος

Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Κωστόπουλος Σπυρίδων

Αναπληρωτής καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η υπογράφουσα Γκίνου Μαρία του Χρήστου, με αριθμό μητρώου 18388023 φοιτήτρια του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του διπλώματός μου».

Ημερομηνία

26/09/2023

Η Δηλούσα

Μ.Γκίνου

Αθήνα 25/09/2023

Ευχαριστίες

Για την εκπόνηση της διπλωματικής μου θέλω να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή μου κ. Παντελεήμων Ασβεστά για τις πολύτιμες συμβουλές και υποδείξεις του. Επίσης θέλω να ευχαριστήσω το φορέα της πρακτικής μου άσκησης, το Ωνάσειο καρδιοχειρουργικό κέντρο για τη βοήθεια τους στις μετρήσεις και στην καταγραφή των δεδομένων.

Τέλος, θέλω να ευχαριστήσω την οικογένεια και τους φίλους μου για την συμπαράσταση και την έμπνευση που παρείχαν.

.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Το παλμικό γλυκόμετρο είναι ένα μη επεμβατικό σύστημα υπολογισμού της συγκέντρωσης γλυκόζης. Η λειτουργία του βασίζεται στον υπολογισμό της συγκέντρωσης σακχάρου με τη χρήση υπέρυθρης ακτινοβολίας που εκπέμπει κοντά στο υπέρυθρο, η οποία απορροφάται ισχυρά από τη γλυκόζη. Η κατασκευή του συστήματος περιλαμβάνει ένα κύκλωμα επεξεργασίας του βιοσήματος και ένα Arduino για την ανάλυση τού σε μικροεπεξεργαστή. Η τιμή της γλυκόζης δίνεται από ένα μαθηματικό μοντέλο το οποίο αποδίδει την προβλεπόμενη τιμή της γλυκόζης σύμφωνα με την τάση που καταγράφει το σύστημα. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η συγκέντρωση του σακχάρου μπορεί να υπολογιστεί. Το παλμικό γλυκόμετρο με χρήση μικροελεγκτή είναι μια αρκετά υποσχόμενη ιατρική συσκευή.

Λέξεις κλειδιά: Παλμικό γλυκόμετρο, υπέρυθρη ακτινοβολία, γλυκόζη, arduino

Abstract

The pulse glucometer is a non-invasive system for calculating glucose concentration. Its operation is based on the calculation of the glucose concentration using near-infrared radiation emitted in the near-infrared range, which is strongly absorbed by glucose. The construction of the system includes a circuit to process the biosignal and an Arduino to analyze it in a microprocessor. The glucose value is given by a mathematical model which yields the predicted glucose value according to the voltage recorded by the system. The results showed that the concentration of glucose can be calculated. The pulse glucometer using a microcontroller is a very promising medical device.

Keywords: Pulse glucometer, non invasive, glucose concentration, near infrared, arduino

Περιεχόμενα

1	Εισαγωγή.....	9
2	Θεωρητικό Υπόβαθρο.....	11
2.1	Διαβήτης.....	11
2.1.1	Ιστορικά Στοιχεία	11
2.1.2	Βιομηχανική επανάσταση και έπειτα	13
2.1.3	19ος – 20ος Αίωνας	13
2.1.4	Ανακάλυψη της ινσουλίνης.....	14
2.1.5	Σύγχρονες Εξελίξεις	16
2.1.6	Οι διαταραχές του σακχαρώδους διαβήτη	16
2.1.7	Μέτρηση Γλυκόζης και παρακολούθηση σακχάρου	18
2.1.8	Επιπλοκές σακχαρώδους Διαβήτη.....	19
2.2	Γλυκόζη.....	20
2.2.1	Οι Υδατάνθρακες	20
2.2.2	Το μόριο της Γλυκόζης.....	22
2.2.3	Ινσουλίνη και Γλυκαγόνη	23
2.3	Φασματοσκοπία Υπερύθρου	25
2.3.1	Η βασική αρχή της Υπέρυθρης ακτινοβολίας.....	25
2.3.2	Περιοχές του Υπέρυθρου.....	26
2.3.3	Το φασματοφωτόμετρο	27
2.3.4	Νόμοι Beer-Lambert και απορρόφηση.....	29
2.4	Η Γλυκόζη και η αντίδραση της στο NIR.....	31
2.4.1	Αλληλεπίδραση της γλυκόζης με τη δέσμη	34
2.4.2	Το Δέρμα	35
2.4.3	Φωτοπληθυσμογραφία	37
2.4.4	Το σήμα PPG.....	38
2.5	Ενεργά Φίλτρα αποκοπής	39
2.5.1	Κέρδος Φίλτρου	41
3	Μεθοδολογία.....	43
3.1	Σχέση σήματος με Γλυκόζη.....	44
3.2	Το χρονικό πλαίσιο του πειράματος	45
3.3	Κύκλωμα καρδιακού ρυθμού	46
3.3.1	Αισθητήρας υπερύθρου	46

3.3.2	Ο τελεστικός ενισχυτής LF411	47
3.3.3	Τα χαρακτηριστικά του LF411.....	48
3.3.4	Τα φίλτρα	49
3.3.5	Ο Ανορθωτής τάσης.....	51
3.3.6	ARDUINO.....	51
3.3.7	Κώδικας πλακέτας.....	53
3.4	PicoScope 2000 Series.....	54
3.5	Το σακχαρόμετρο	56
3.6	Συνάρτηση παλινδρόμησης	57
3.6.1	Η συνάρτηση παλινδρόμησης του συστήματος.....	58
3.6.2	Επαλήθευση συνάρτησης.....	58
4	Αποτελέσματα.....	60
4.1	Οι μετρήσεις.....	61
5	Συμπεράσματα.....	64
	Βιβλιογραφία	66

1 Εισαγωγή

Η χρήση υπέρυθρης ακτινοβολίας για τον υπολογισμό της συγκέντρωσης της γλυκόζης είναι κάτι εφικτό και αρκετά υποσχόμενο. Η ερευνητική κοινότητα μάλιστα έχει αφιερώσει μεγάλο πλήθος ερευνών για να μελετήσει τη δυνατότητα διαμόρφωσης ενός παλμικού γλυκόμετρου, που θα υπολογίζει τη συγκέντρωση σακχάρου με μη επεμβατικό τρόπο. Οι επιστήμονες έχουν εξετάσει όλους τους δυνατούς τρόπους κατασκευής ενός μη επεμβατικού συστήματος υπολογισμού, τα οποία έχουν αποδειχθεί ότι προσφέρουν μεγάλη ακρίβεια (Jahangiri, Bahrampour, & Taraz, 2014). Σήμερα, το σάκχαρο υπολογίζεται με ειδικό σακχαρόμετρο και με τρύπημα του δακτύλου για δειγματοληψία. Ωστόσο, αυτή η μέθοδος προκαλεί δυσφορία και επίσης δεν διευκολύνει τις συνεχείς επαναλήψεις της μέτρησης. Ο σύγχρονος τρόπος ζωής χαρακτηρίζεται από αύξηση των διαβητικών ατόμων. Για αυτό έχει εξεταστεί ιδιαίτερα η διαμόρφωση συστημάτων που θα καταγράφουν το σάκχαρο με μη επεμβατικό τρόπο, τα οποία ενδεχομένως να διευκολύνουν και τον πάσχοντα (Hina & Saadeh, 2022).

Στην παρούσα διπλωματική, εξετάστηκε καταρχάς αν είναι δυνατό να υπολογιστεί η συγκέντρωση της γλυκόζης με φως που εκπέμπει στο φάσμα απορρόφησης της, κάτι το οποίο αποδείχθηκε ότι είναι επιτυχές. Στόχος, πιο συγκεκριμένα, ήταν να διαμορφωθεί ένα σύστημα που θα υπολογίζει μια τάση ενός σήματος, και αυτήν την τάση να την συσχετίζει με την τιμή της γλυκόζης. Στο μοντέλο εξετάστηκε η άνοδος του σακχάρου το πρωί, όπου αυτό βρίσκεται στα πιο χαμηλά του επίπεδα και ο ρυθμός με τον οποίο αυξάνεται μέχρι το μεσημέρι, έχοντας καταναλωθεί αρχικά ένα αναψυκτικό. Έτσι, διαμορφώσα ένα σύστημα που να υπολογίζει τη συγκέντρωση της γλυκόζης και να δείχνει πως αυτή αυξάνεται σταδιακά.

Η διπλωματική απαιτούσε την υλοποίηση κατασκευαστικού μέρους. Πιο συγκεκριμένα, υλοποιήθηκε ένα σύστημα απεικόνισης του καρδιακού παλμού με αισθητήρα που εκπέμπει στο φάσμα απορρόφησης της γλυκόζης. Δηλαδή απομονώθηκε το βιοσήμα από το δάχτυλο και με ανάλογη επεξεργασία εμφανίστηκε ο καρδιακός παλμός. Στην κατασκευή εφαρμόστηκε και ένας μικροελεγκτής Arduino. Το Arduino, προσφέρει απλό και προσιτό λογισμικό για την διαμόρφωση κώδικα που θα δώσει την απεικόνιση του βιοσήματος. Οι μετρήσεις από κορυφή σε κορυφή έγιναν με την χρήση ενός φορητού παλμογράφου.

Το δεύτερο μέρος της κατασκευής ήταν η δειγματοληψία, δηλαδή η πραγματοποίηση των μετρήσεων του σακχάρου. Αυτό έγινε με ένα απλό σακχαρόμετρο. Το μοντέλο διαμορφώθηκε ως εξής: το πρωί όπου το άτομο χαρακτηρίζεται από χαμηλά επίπεδα σακχάρου καταναλώνει μια πορτοκαλάδα. Στη συνέχεια άνα ένα μισάωρο υπολογίζεται η συγκέντρωση της γλυκόζης και της τάσης, που δίνει ο παλμογράφος, από κορυφή σε κορυφή. Διαμορφώνεται λοιπόν μια καμπύλη για το πως μεταβάλλεται η γλυκόζη σε συνάρτηση με την τάση του συστήματος. Από το μοντέλο αυτό και μέχρι πριν το πρώτο γεύμα μέσα στην ημέρα, αποδείχθηκε ότι είναι δυνατή η μέτρηση της συγκέντρωσης της γλυκόζης.

Επίσης στη διπλωματική καλύφθηκε ένα μεγάλο μέρος από το θεωρητικό υπόβαθρο που αφορά την κατανόηση του θέματος. Το πρώτο μέρος της θεωρίας περιλαμβάνει την κατανόηση του σακχαρώδους διαβήτη. Επίσης αναφέρεται η ινσουλίνη και ο ρόλος της, καθώς και πώς αυτή συμβάλλει στο μεταβολισμό του σακχάρου. Τα σάκχαρα είναι υδατάνθρακες, οπότε αφιερώθηκε ένα επιπλέον κομμάτι για την ανάλυση τους. Το δεύτερο μέρος του θεωρητικού υπόβαθρου, αφορά την φασματοσκοπία υπέρυθρου. Αναφέρθηκαν αρχικά τα χαρακτηριστικά της και τί αποτελέσματα έχει η αλληλεπίδραση της με την γλυκόζη. Στο σημείο αυτό αναλύθηκαν οι νόμοι Beer-Lambert και οι ανάλογες εξίσωσης αλληλεπίδρασης της υπέρυθρης ακτινοβολίας με τους βιολογικούς ιστούς και τη γλυκόζη. Επίσης, έγινε στην συνέχεια, αναφορά στην φωτοπληθυσμογραφία, ένα κομμάτι το οποίο θα δώσει το τελικό σήμα προς εξέταση.

2 Θεωρητικό Υπόβαθρο

2.1 Διαβήτης

Ο σακχαρώδης διαβήτης είναι μια χρόνια πάθηση του μεταβολισμού που χαρακτηρίζεται από αυξημένα επίπεδα σακχάρου στο αίμα, τα οποία οφείλονται στην αδυναμία του οργανισμού να παράγει ή να χρησιμοποιεί αποτελεσματικά την ινσουλίνη. Στους διαβητικούς τα ποσοστά γλυκόζης παρεκτρέπουν από το φυσιολογικό. Η πάθηση επηρεάζει εκατομμύρια ανθρώπους παγκοσμίως και η μη ρύθμιση του διαβήτη μπορεί να οδηγήσει μακροπρόθεσμα σε σοβαρές επιπλοκές για την υγεία. Ο διαβητικός είναι αναγκαίο να παρακολουθεί συχνά τα επίπεδα σακχάρου του (World Health Organisation, 2023).

Σύμφωνα με τη διεθνής ομοσπονδία διαβητικών μέχρι το τέλος του 2021 εκτιμήθηκε ότι 537 εκατομμύρια ενήλικες παγκοσμίως είναι διαβητικοί ενώ οι θάνατοι κάθε χρόνο, σύμφωνα με τον παγκόσμιο οργανισμό υγείας, φτάνουν στα 1.5 εκατομμύριο. Στην Ελλάδα από έρευνα του 2016, το ποσοστό των διαβητικών υπολογίζεται στο 7% του πληθυσμού (International Diabetes Federation, 2021), (World Health Organisation, 2023), (Liatis, et al., 2016).

2.1.1 Ιστορικά Στοιχεία

Ο σακχαρώδης διαβήτης ("*diabetes melitus*") είναι από τα παλαιότερα γνωστά νοσήματα που επηρέασαν τον άνθρωπο και συνεπώς η ιστορική του αναφορά είναι μακρά και πολύπλοκη. Το όνομα της πάθησης προέρχεται από την ελληνική λέξη "διαβαίνω" δηλαδή περνάω, κυκλοφορώ το οποίο συνδέεται με την ανάγκη των διαβητικών για συχνουρία. Η λατινική του ορολογία, *melitus*, σημαίνει ευχάριστη-γλυκή γεύση λόγω των αυξημένων επιπέδων σακχάρων και συνεπώς της γλυκιάς γεύσης που προκαλούν στα υγρά και στα ούρα. Η αναφορά της ασθένειας και στα συμπτώματα που την ταυτίζουν με αυτή, δηλαδή τη συχνουρία και την γλυκιά γεύση των ούρων, συναντάται σε πολλά αρχαία ιατρικά κείμενα και συνεπώς τα χαρακτηριστικά αυτά συνδέθηκαν και με την αναφορά στην πάθηση. Οι πρώτες αναφορές στην ασθένεια εντοπίζονται στα ιατρικά κείμενα της αρχαίας Αιγύπτου και Ελλάδας (Wikipedia, 2023).

Από τις παλαιότερες αναφορές της πάθησης σε κείμενο, υπάρχει στην αρχαία Αίγυπτο, γύρω στο 1550 π.Χ. Ο πάπυρος Ebers, ένα αιγυπτιακό ιατρικό έγγραφο που μελετήθηκε το 1872 από τον Georg Ebers, περιέγραφε μια κατάσταση που περιλάμβανε συμπτώματα που έμοιαζαν με αυτά του διαβήτη. Το έγγραφο πρότεινε θεραπείες που περιείχαν διουρητικά και δίαιτα με υψηλή περιεκτικότητα σε φυτικές ίνες (Karamanou, Protogerou, Tsoucalas, Androutsos, & Poulakou-Rebelakou, 2016).



Εικόνα 2-1. Αρρέταιος της Καππαδοκίας (Πηγή).

Στην Ελληνική και Ρωμαϊκή εποχή εντοπίζονται αρκετές αναφορές σε πολλές πηγές για την πάθηση. Κατά τον 4^ο αιώνα π.Χ ο Έλληνας γιατρός Αρρέταιος της Καππαδοκίας(Εικόνα 2-1) επινοεί τον όρο "διαβήτης" και παρατηρεί τα συμπτώματα της ασθένειας όπως η συχνή ούρηση, η αυξημένη δίψα και η μεγάλη εξασθένηση του ασθενή. Τα κείμενα του Αρρέταιου είναι από τα πρώτα που βρέθηκαν που αναφέρονται σε ακριβή και συγκεκριμένα χαρακτηριστικά συμπτώματα της ασθένειας. Για τις έγκυρες αναφορές του λοιπόν, και προς τιμήν του, πλέον ο όρος που επινόησε είναι και αυτός που αποδόθηκε στην πάθηση. Ο ίδιος σπούδασε στην Αλεξάνδρεια της Αιγύπτου και συγκαταλέγεται σε έναν από τους σημαντικότερους γιατρούς της ελληνορωμαϊκής εποχής (Karamanou, Protogerou, Tsoucalas, Androutsos, & Poulakou- Rebelakou, 2016) (Wikipedia, 2023).

Επίσης, οι αναφορές της ασθένειας σε όλο τον αρχαίο κόσμο είναι πολλές και έχουν εντοπιστεί σε αρκετά ιατρικά έγγραφα. Εξίσου σημαντικά είναι και κείμενα που έχουν βρεθεί στην Ινδία και στην αρχαία Κίνα. Πολλοί Ρωμαίοι, ακόμα, είχαν αναγνωρίσει την ασθένεια, όπως ο Ρωμαίος γιατρός Γαληνός που παρατήρησε την γλυκύτητα των ούρων και το συνέδεσε με την παρουσία της ζάχαρης. Παρόλο που τα κείμενα είναι πολλά και έχουν βρεθεί σε πολλές περιοχές, στον Αρρέταιο αποδόθηκε ως η πρώτη επίσημη αναφορά του όρου για την ακριβή μελέτη του. Ο διαβήτης είναι μια από τις αρχαιότερες νόσους που προσπάθησε να θεραπεύσει ο άνθρωπος και συνεπώς υπάρχουν πολλές εκτιμήσεις της ασθένειας (Wikipedia, 2023), (Karamanou, Protogerou, Tsoucalas, Androutsos, & Poulakou- Rebelakou, 2016) .

Στον Μεσαίωνα, γνώσεις για την πάθηση ήταν σχετικά περιορισμένες ωστόσο επιχειρήθηκαν διάφορες θεραπείες με προσαρμογή της διατροφής (Wikipedia, 2023).

2.1.2 Βιομηχανική επανάσταση και έπειτα

Κατά τη βιομηχανική επανάσταση, τον 17ο αιώνα, οι συνθήκες επιτρέπουν την έρευνα και συνεπώς την επιπλέον μελέτη της πάθησης. Η προσφορά του Τόμας Γουίλις είναι εξίσου σημαντική. Ο ίδιος σπούδασε ιατρική στο πανεπιστήμιο της Οξφόρδης και έχει από πίσω του μεγάλη προσφορά στον τομέα του. Ήταν αυτός που απέδωσε τον όρο σακχαρώδης (*melitus*) στην ορολογία του διαβήτη. Ταυτόχρονα, βρήκε ότι η πάθηση είναι ανεξάρτητη των νεφρών και η γλυκιά γεύση των ούρων δεν οφείλεται σε αυτά. Η διατύπωση αυτή όρισε ότι το αίτιο της πάθησης δεν προκαλείται από την αδυναμία των νεφρών και ότι η πάθηση οφείλεται σε άλλον παράγοντα. Παράλληλα, ανέπτυξε μια θεραπεία που κάπως βοήθησε σημαντικά στην μείωση των επιπλοκών σε ασθενείς. Παρόλο την ευρεία προσπάθεια του ωστόσο, δεν μπόρεσε να προσδιορίσει γιατί η ουρεία των διαβητικών είναι τόσο γλυκιά σε αντίθεση με τα φυσιολογικά άτομα. Η απάντηση και ο προσδιορισμός της αιτίας θα δοθεί τους επόμενους αιώνες (Karamanou, Protogerou, Tsoucalas, Androutsos, & Roulakou- Rebelakou, 2016) (Rostène & De Meyts, 2021).

2.1.3 19ος – 20ος Αιώνας

Ο 19ος αιώνας χαρακτηρίζεται από τη μεγάλη πρόοδο της επιστήμης και συνεπώς νέες έρευνες και ανακαλύψεις πραγματοποιήθηκαν στη μελέτη του σακχαρώδους διαβήτη. Ο Κλοντ Μπερνάρ, γεννημένος από φτωχή οικογένεια στο νότο της Γαλλίας, σπούδασε Ιατρική στο Παρίσι, και η συνεισφορά του είναι σταθμός στην έρευνα της πάθησης. Στο ιστορικό του έχει πολλές ανακαλύψεις και ήταν γιατρός μεγάλης εκτίμησης. Η μελέτη του πάνω στο διαβήτη έγινε σε ζώα και συγκεκριμένα σε σκύλους. Αρχικά, πρέπει να αναφερθεί ότι η άποψη πως ο διαβήτης οφείλεται σε αδυναμία του πάγκρεας ήταν ήδη διαδεδομένη σε κύκλους και μελέτες από τις αρχές του αιώνα. Ο Μπερνάρ, λοιπόν, προσάρμοσε τη διατροφή των σκύλων του σε διατροφή πλούσια σε υδατάνθρακες, και στη συνέχεια μελέτησε το συκώτι τους, το πάγκρεας και τη γλυκόζη στο αίμα τους. Ο Κλοντ Μπερνάρ με τις μελέτες του, ερεύνησε το μεταβολισμό της γλυκόζης στο αίμα και όρισε τις διαδικασίες της γλυκογέννησης και γλυκόλυσης, δηλαδή τη σύνθεση και διάσπαση της γλυκόζης αντίστοιχα. Όρισε ότι η γλυκόζη υπάρχει στο αίμα ανεξαρτήτως της διατροφής του ασθενούς. Έδειξε επίσης τον καθοριστικό ρόλο του ήπαρ στην όλη διαδικασία. Πιο συγκεκριμένα, απέδειξε ότι το ήπαρ μπορεί να αποθηκεύσει γλυκόζη με τη μορφή γλυκαγόνου και να το απελευθερώσει, για να αυξήσει τα επίπεδα της γλυκόζης του οργανισμού, όταν αυτά είναι χαμηλά. Έκανε επίσης, ιδιαίτερη έρευνα στο πάγκρεας και ήταν από τους πρώτους που έκανε αναφορά στις νησίδες του παγκρέατος. Ο Bernard ανακάλυψε τελικά ότι τα σταθερά επίπεδα σακχάρου ήταν αυτό που θα επιφέρει τη θεραπεία της ασθένειας και έδωσε τη βάση για την ανακάλυψη της ινσουλίνης (Rostène & De Meyts, 2021), (Karamanou, Protogerou, Tsoucalas, Androutsos, & Roulakou- Rebelakou, 2016).

Η συνεισφορά των Όσκαρ Μινκόφσκι και Γιόζεφ φον Μέρινγκ ήταν το επόμενο βήμα για την ανακάλυψη της ινσουλίνης. Σε πειράματα με σκύλους απέδειξαν τη σύνδεση του διαβήτη με το πάγκρεας, και τον ρόλο του στον μεταβολισμό της γλυκόζης. Οι

ίδιοι με μια σειρά πειραμάτων ανέδειξαν τον ρόλο του παγκρέατος. Στο πείραμα τους, χρησιμοποίησαν σκύλους στους οποίους αφαίρεσαν το πάγκρεας. Προς έκπληξη τους διαπίστωσαν ότι οι σκύλοι ανέπτυξαν διαβήτη και αυξημένα επίπεδα σακχάρου. Κατάφεραν να προσδιορίσουν έτσι ότι το πάγκρεας έχει σχέση με τον μεταβολισμό των υδατανθράκων. Επίσης, παρόλο που τα πειράματα τους δεν οδήγησαν στην ανακάλυψη της ινσουλίνης, οι έρευνες τους έδωσαν σημαντική κατεύθυνση για περισσότερη μελέτη (Karamanou, Protogerou, Tsoucalas, Androutsos, & Poulakou-Rebelakou, 2016).

2.1.4 Ανακάλυψη της ινσουλίνης

Η ανακάλυψη της ινσουλίνης αποτελεί σταθμό στη σύγχρονη ιατρική, μια ανακάλυψη που καθόρισε και βελτίωσε τη ζωή του σύγχρονου διαβητικού. Πριν την χρήση της, στους ασθενείς χορηγούνταν εξαντλητικές δίαιτες με χαμηλή έως μηδενική ποσότητα υδατανθράκων. Οι ίδιοι οι ασθενείς ήταν σε συνεχή εξάντληση. Το 1923 λοιπόν, αποδόθηκε σε δύο καναδούς ερευνητές από το πανεπιστήμιο του Τορόντο, τους Φρεντερίκ Μπαντινγκ και Τζον Μακλέοντ, το Νομπελ ιατρικής για την ανακάλυψη της ινσουλίνης. Το 1920, ο Μπαντινγκ εργαζόταν ως ερευνητής στο εργαστήριο του καθηγητή του, και πρύτανη της σχολής, Τζον Μακλέοντ. Ως επιρροή στην έρευνα του έπαιξε ρόλο ένα άρθρο που είχε διαβάσει για τα πειράματα των Όσκαρ Μινκόφσκι και Γιόζεφ φον Μέρινγκ από τα οποία θεώρησε ότι μπορούν τα οδηγήσουν στην παραγωγή της ορμόνης που ρυθμίζει το μεταβολισμό του σακχάρου. Τον Μάιο του 1921, ο Μπέντινγκ συνεργάστηκε με ένα συμφοιτητή του, τον Τσαρλς Μπεντ, για πειράματα και μελέτες σε σκύλους που αφορούσαν τη παραγωγή της ινσουλίνης στο πάγκρεας. Όσοσο, η διαδικασία παραγωγής της ορμόνης από το πάγκρεας των σκύλων ήταν αρκετά χρονοβόρα και επίσης αυτή είχε διαφορές στη σύσταση από την ανθρώπινη. Έτσι ο Μπαντινγκ δοκίμασε να απομονώσει την ινσουλίνη από το πάγκρεας μοσχαριού, που δεν είχε ακόμα αναπτύξει πεπτιδικούς αδένες. Οι ερευνητές κατάφεραν να απομονώσουν της νησίδες παγκρέατος που παράγουν την ινσουλίνη. Ο χημικός Τζέιμς Κόλιπ βοήθησε στην απομόνωση και καθαρισμό της ινσουλίνης (Karamanou, Protogerou, Tsoucalas, Androutsos, & Poulakou-Rebelakou, 2016) (HuffPost Greece, 2021).

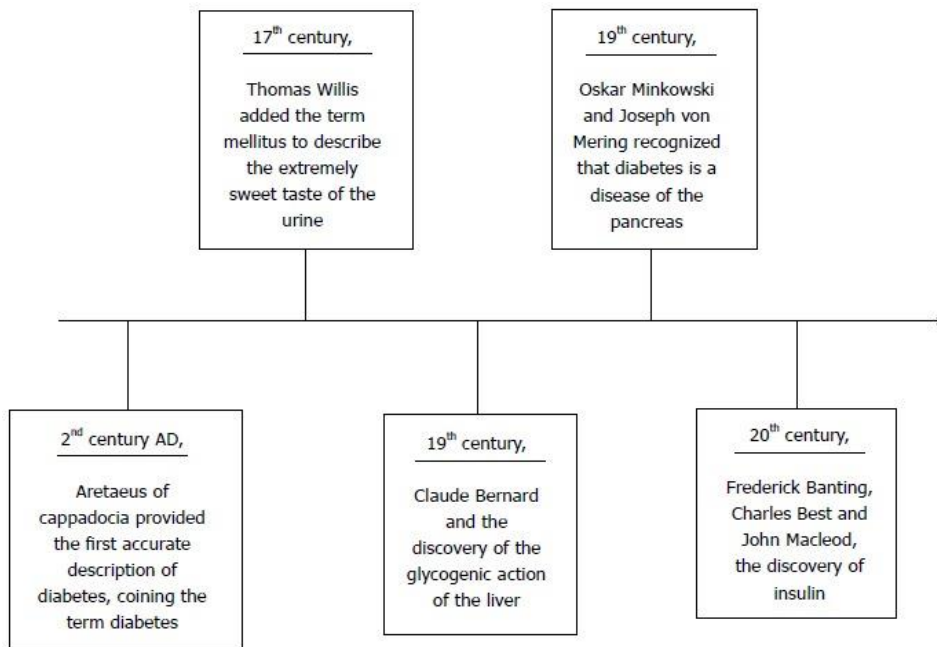


Εικόνα 2-2. Ο Φρέντερικ Μπάντινγκ στο εργαστήριο του(Πηγή).

Το επόμενο βήμα ήταν να δοκιμαστεί η ινσουλίνη στον άνθρωπο. Αφού είχε ελεγχθεί η αποτελεσματικότητά της, το 1922 χορηγήθηκε σε ένα 14χρονο αγόρι στο νοσοκομείο του Τορόντο η πρώτη δόση ινσουλίνης. Το πρώτο πείραμα δεν ήταν επιτυχές καθώς το εκχύλισμα ήταν ακάθαρμο, με αποτέλεσμα να προκαλέσει στο αγόρι σοβαρή αλλεργική αντίδραση. Τις επόμενες 12 μέρες, ο Μπαντινγκ ασχολήθηκε με τον καθαρισμό του εκχυλισματος. Μια δεύτερη δόση, λοιπόν, χορηγήθηκε. Το πείραμα ήταν επιτυχές και διαπιστώθηκε ότι τα επίπεδα σακχάρου του αγοριού είχαν πέσει στο φυσιολογικό. Το αγόρι συνέχισε τις θεραπείες με ινσουλίνη και έζησε για άλλα 13 χρόνια. Αντίστοιχη είναι η ιστορία της Ελίζαμπεθ Χιουζ, κόρης ενός πολιτικού, η οποία διαγνώστηκε με διαβήτη σε ηλικία 11 χρονών. Στο κορίτσι χορηγήθηκε ινσουλίνη και έζησε για το υπόλοιπο της ζωής με συνεχείς εγχύσεις μέχρι τα 74 χρόνια (HuffPost Greece, 2021), (Karamanou, Protogerou, Tsoucalas, Androutsos, & Poulakou-Rebelakou, 2016).

Η δουλειά των επιστημόνων έσωσε και βελτίωσε τη ζωή των διαβητικών ατόμων. Για την έρευνά τους, μια μεγάλη φαρμακευτική εταιρεία συνεργάστηκε μαζί τους, έτσι ώστε να προωθήσει το *iletin* ως το πρώτο προϊόν ινσουλίνης στην αγορά. Λίγους μήνες αργότερα η ινσουλίνη διατίθονταν σε μεγάλες ποσότητες προς πώληση στο κοινό (Karamanou, Protogerou, Tsoucalas, Androutsos, & Poulakou-Rebelakou, 2016).

Το 1923, η επιτροπή των Νόμπελ αποφάσισε να αποδώσει το βραβείο στους Μπάντινγκ και Μακλέοντ. Ο Μπάντινγκ μοιράστηκε το βραβείο του με τον Τσαρλς Μπεντ για την προσφορά του. Το χρονογράφημα της ανακάλυψης για την θεραπεία του διαβήτη απεικονίζονται στην εικόνα 2-3 (Karamanou, Protogerou, Tsoucalas, Androutsos, & Poulakou-Rebelakou, 2016).



Εικόνα 2-3. Οι Βασικοί σταθμοί στην ανακάλυψη της ινσουλίνης (Πηγή).

2.1.5 Σύγχρονες Εξελίξεις

Με την πάροδο των ετών, οι εξελίξεις στην ιατρική επιστήμη και την τεχνολογία έχουν βελτιώσει σημαντικά τη διαχείριση του διαβήτη. Η ανάπτυξη διαφορετικών τύπων ινσουλίνης, ήδη από τη δεκαετία του 50' μείωσαν σημαντικά την αλλεργικές αντιδράσεις. Πλέον η ινσουλίνη δεν παράγεται από βοοειδή, αλλά γενετικά τροποποιημένα βακτήρια *E.coli*, που παράγουν ινσουλίνη η οποία δεν έχει δομικές διαφορές με την ανθρώπινη. Επίσης, η εισαγωγή συσκευών παρακολούθησης της γλυκόζης στο αίμα, με άμεση μέτρηση, και η χρήση φαρμάκων έχουν προσφέρει καλύτερες επιλογές για τον έλεγχο των επιπέδων σακχάρου στο αίμα. Πλέον έχουν αναπτυχθεί ειδικές συσκευές μετρητές σακχάρου που καταγράφουν τα επίπεδα γλυκόζης, τα οποία είναι συνδεδεμένα και με κινητά τηλέφωνα. Εξίσου επαναστατικό, είναι και οι βαλβίδες χορήγησης ινσουλίνης, μια συσκευή που χορηγεί συνεχόμενα ινσουλίνη μέσα στην ημέρα χωρίς να απαιτεί την ένεση από το διαβητικό. Πλέον πολλές εξειδικευμένες συσκευές και μετρητές ασχολούνται με καταγραφή των επιπέδων σακχάρων. Οι έξυπνες συσκευές συνδέονται και στο διαδίκτυο (Staff, 2016) (American Diabetes Association, 2019).

Στην τρέχουσα εποχή, ο διαβήτης έχει καταστεί παγκόσμιο πρόβλημα υγείας, με τον αριθμό των ατόμων που πάσχουν από την πάθηση να αυξάνεται σημαντικά. Η έρευνα συνεχίζει να επικεντρώνεται στην κατανόηση των υποκείμενων αιτιών του διαβήτη, στη βελτίωση των θεραπευτικών επιλογών και στην εξεύρεση θεραπείας (Staff, 2016) (Wikipedia, 2023).

2.1.6 Οι διαταραχές του σακχαρώδους διαβήτη

Ο σακχαρώδης διαβήτης περιλαμβάνει ένα ευρύ φάσμα διαταραχών με ξεχωριστά χαρακτηριστικά. Ωστόσο, οι πιο κοινί τύποι που συναντώνται είναι οι τύποι 1 και 2 και ο διαβήτης της κήσης. Σε όλες τις περιπτώσεις, ο διαβητικός είναι αναγκαίο να

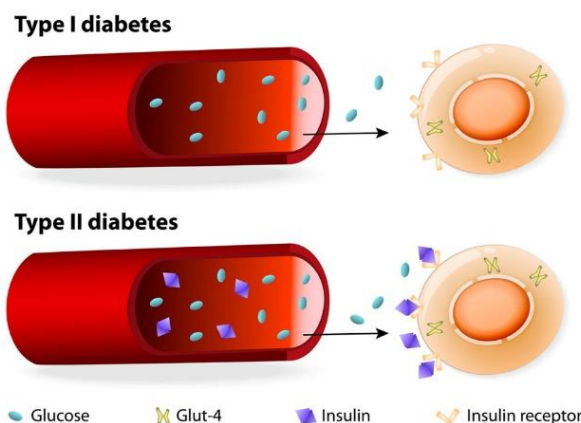
παρακολουθεί τα επίπεδα σακχάρου του. Επίσης, η θεραπεία προϋποθέτει χορήγηση ινσουλίνης και αρκετές φορές, επιπρόσθετη φαρμακευτική αγωγή (Βικιπαίδεια, 2023).

Ο διαβήτης τύπου 1 εμφανίζεται συνήθως σε νεαρή ηλικία. Υπολογίζεται ότι κάθε χρόνο διαγιγνώσκονται στις ΗΠΑ με διαβήτη τύπου 1 περίπου 80.000 παιδιά. Είναι αποτέλεσμα αυτοάνοσης αντίδρασης του οργανισμού, με αποτέλεσμα πλέον τα Β κύτταρα του παγκρέατος να μην παράγουν ή να παράγουν ελάχιστη ινσουλίνη για τον οργανισμό. Η ζωή των ατόμων αυτών εξαρτάται πλήρως από τη χορήγηση ινσουλίνης. Τα αίτια της ασθένειας θεωρούνται διάφοροι γενετικοί και περιβαλλοντικοί παράγοντες. Η θεραπεία προϋποθέτει τη χορήγηση ινσουλίνης συστηματικά, με ένεση ή συνεχόμενα μέσω αντλίας ινσουλίνης. Οι αντλίες ινσουλίνης είναι μικρές συσκευές οι οποίες συνδέονται υποδόρια στο δέρμα, και μέσω ενός καθετήρα χορηγούν συνεχόμενα την ινσουλίνη. Επίσης, οι διαβητικοί αντιμετωπίζουν την ασθένεια προσαρμόζοντας την διατροφή τους και περιορίζοντας τις τροφές σε ζάχαρη. Ο διαβήτης εάν δεν αντιμετωπιστεί, μακροπρόθεσμα, μπορεί να οδηγήσει σε σοβαρές επιπλοκές (Wikipedia, 2023).

Ο σακχαρώδης διαβήτης τύπου 2, που είναι και ο πιο κοινός, συχνά συνδέεται με παράγοντες που επηρεάζουν τον τρόπο ζωής, όπως η παχυσαρκία, η έλλειψη σωματικής δραστηριότητας, η κακή διατροφή, το στρες. Μεγάλο ρόλο σε αυτό επίσης, παίζει και η κληρονομικότητα. Συνήθως, εμφανίζεται σε μεσήλικες ή μεγάλης ηλικίας ασθενείς. Ο οργανισμός εμφανίζει διαβήτη τύπου 2 όταν κάποια στιγμή εξελίσσει αντίσταση στην ινσουλίνη, και πλέον η ορμόνη δεν μεταφέρει την γλυκόζη στα κύτταρα. Η ινσουλίνη πλέον χαρακτηρίζεται μη αποτελεσματική και μακροπρόθεσμα το πάγκρεας σταματάει να παράγει αρκετή ινσουλίνη. Η θεραπεία προϋποθέτει συχνό έλεγχο των επιπέδων σακχάρων, προσαρμογή της διατροφής, φαρμακευτική αγωγή και έλεγχο των επιπέδων χοληστερόλης (National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney diseases, 2013) (Hajjaj, Kadhem, Alakool, & Mattar, 2022).

Στην εικόνα 2-4 απεικονίζεται η δράση κάθε διαφορετικού τύπου διαβήτη. Στον τύπο 1, όπως αναφέρθηκε δεν παράγεται αρκετή ινσουλίνη, ενώ στον τύπο 2 το γονίδιο της ινσουλίνης παράγει μια μη λειτουργική πρωτεΐνη.

TYPES OF DIABETES



Εικόνα 2-4. Οι διαταραχές του διαβήτη (Πηγή).

Ο διαβήτης της κύησης προκαλείται στην εγκυμοσύνη, όταν προηγουμένως η έγκυος δεν είχε εμφανίσει κάποιο ιατρικό ιστορικό. Κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης, το σώμα εκρήγνυει ορμόνες που μπορούν να προκαλέσουν αντίσταση στην ινσουλίνη. Όταν το πάγκρεας δεν μεταβολίζει σωστά τη γλυκόζη κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης, η έγκυος διαγιγνώσκεται με διαβήτη της κύησης και είναι αναγκαίο να κάνει συχνές χορηγήσεις ινσουλίνης. Μετά την εγκυμοσύνη η ινσουλίνη επανέρχεται στα αρχικά της επίπεδα. Έρευνες έχουν δείξει ότι γυναίκες που είχαν εκδηλώσει διαβήτη στην εγκυμοσύνη τους, έχουν μεγαλύτερες πιθανότητες να εμφανίσουν διαβήτη τύπου 2 αργότερα (National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney diseases, 2013).

Ανακεφαλαιώνοντας, οι παθήσεις του σακχαρώδους διαβήτη διακρίνονται στο μεγαλύτερο εύρος τους, σε τύπο 1, τύπο 2 και στον διαβήτη της κύησης. Όταν το πάγκρεας δεν παράγει αρκετή ινσουλίνη ο διαβήτης είναι τύπου 1, ενώ όταν η ινσουλίνη που παράγεται δεν είναι αποτελεσματική είναι τύπου 2. Ο διαβήτης της κύησης χαρακτηρίζεται από αυξημένα ποσοστά γλυκόζης στη κύηση, χωρίς να υπάρχει προηγούμενο ιατρικό ιστορικό.

2.1.7 Μέτρηση Γλυκόζης και παρακολούθηση σακχάρου

Ο διαβητικός είναι αναγκαίο να ελέγχει συχνά τα ποσοστά σακχάρου του. Η μέτρηση γίνεται συνήθως με ειδικό γλυκόμετρο. Η τεχνική είναι κυρίως επεμβατική, δηλαδή με τρύπημα από βελόνα στο δάχτυλο, ωστόσο, υπάρχουν και άλλες μη επεμβατικές τεχνικές με αρκετή ευρεία χρήση. Η μέτρηση συνήθως γίνεται το πρωί, και πολλές φορές πριν ή μετά το γεύμα ή και σε καταστάσεις υπεργλυκαιμίας ή υπογλυκαιμίας. Όταν τα ποσοστά σακχάρου ξεπεράσουν κατά πολύ το φυσιολογικό η κατάσταση χαρακτηρίζεται ως υπεργλυκαιμία ενώ το αντίθετο, όταν τα ποσοστά είναι πολύ χαμηλά σε υπογλυκαιμία. Γενικότερα, τα φυσιολογικά ποσοστά γλυκόζης στο αίμα κυμαίνονται από 80-120 mg/dL. Και οι δύο περιπτώσεις μπορούν να προκαλέσουν σοβαρές επιπλοκές (Diabetes.co.uk, 2023) (Wikipedia, 2023).

Η παρακολούθηση των επιπέδων γλυκόζης είναι ζωτικής σημασίας για τον διαβητικό. Η μέτρηση γίνεται συνήθως από τον ίδιο τον ασθενή, με ειδικό γλυκόμετρο. Το δείγμα αίματος λαμβάνεται έπειτα από τρύπημα του δακτύλου, μετά τοποθετείται σε δοκιμαστική ταινία και στην συνέχεια εισάγεται στη συσκευή για μέτρηση. Η συχνότητα των ελέγχων ποικίλει ανάλογα με το τύπο του διαβήτη και έτσι άλλα άτομα μπορεί να χρειάζονται παρακολούθηση αρκετές φορές μέσα στη μέρα και άλλα λιγότερες. Στους διαβητικούς η μέτρηση γίνεται συνήθως το πρωί, πριν και μετά το φαγητό ή σε περιπτώσεις υπογλυκαιμίας. Η καταμέτρηση των επιπέδων γλυκόζης επιτρέπει στον διαβητικό να ελέγχει την επίδραση των φαρμάκων του και να προσαρμόσει την άσκηση και τη διατροφή του (Wikipedia, 2023).

Το γλυκόμετρο είναι μια συσκευή που μετράει τα επίπεδα σακχάρου στο αίμα. Λειτουργεί με ειδικές ταινίες που συμπεριφέρονται σαν ηλεκτρόδια. Πιο συγκεκριμένα, αφού τρυπηθεί το δάχτυλο για να απομονωθεί η σταγόνα αίματος, η γλυκόζη της σταγόνας θα αντιδράσει με ένα ένζυμο, που υπάρχει στην ταινία, με αποτέλεσμα η αντίδραση να απελευθερώσει ιόντα. Η ταινία που έχει ρόλο ηλεκτροδίου ανιχνεύει τα ιόντα, και παράγει έτσι μετρήσιμο ρεύμα που μπορεί να επεξεργαστεί η συσκευή. Όση περισσότερη γλυκόζη υπάρχει το δείγμα, τόσο περισσότερο ρεύμα παράγεται, και έτσι απεικονίζεται η ανάλογη μέτρηση στο γλυκόμετρο. Οι ταινίες είναι ευαίσθητες στο φως, και για αυτό η συσκευασία που αποθηκεύονται έχουν μαύρη επικάλυψη για να τις προστατέψουν. Επίσης, οι ταινίες είναι ευαίσθητες, οπότε η τοποθέτηση τους θέλει προσοχή (Wikipedia, 2023).



Εικόνα 2-5. Ταινίες σακχάρου (Πηγή).

2.1.8 Επιπλοκές σακχαρώδους Διαβήτη

Οι επιπτώσεις της ασθένειας είναι εξίσου σοβαρές. Εάν δεν αντιμετωπιστεί έγκαιρα μπορεί να οδηγήσει στις εξής επιπλοκές (HealthLine, 2021):

1. Καρδιακές παθήσεις
2. Εγκεφαλικό
3. Νεφρική ανεπάρκεια
4. Νευροπάθεια

Αρχικά, οι διαβητικοί έχουν υψηλότερο κίνδυνο ανάπτυξης υψηλής αρτηριακής πίεσης. Επίσης, η υψηλή ποσότητα γλυκόζης στο αίμα μπορεί να προκαλέσει βλάβη στα αγγεία. Αυξημένη αρτηριακή πίεση και κατεστραμμένα αγγεία καταπονούν πολύ

την καρδιά. Επιπλέον, η χαμηλή ποσότητα ινσουλίνης έχει ως αποτέλεσμα ο οργανισμός να χρησιμοποιήσει άλλες ορμόνες, για να την καλύψει. Αυτό οδηγεί στο να παράγονται κετοξέωσες οι οποίες είναι επιβλαβείς για την υγεία. Χωρίς θεραπεία, η διαβητική κετοξέωση αυξάνει τις πιθανότητες για εγκεφαλικό επεισόδιο. Επίσης, ο διαβήτης μπορεί να προκαλέσει σοβαρές επιπλοκές και στα νεφρά. Τέλος, το υψηλό σάκχαρο έχει αυξημένες πιθανότητες να εμφανίσει προβλήματα στα πόδια με λοιμώξεις και έλκος. Ταυτόχρονα, μειώνει την υγρασία στο δέρμα το οποίο προκαλεί σκληρότητα και σκάσιμο (HelthLine, 2021).

Εξίσου αυξημένος είναι και ο κίνδυνος εμφάνισης αμφιβληστροειδοπάθειας. Τα κατεστραμμένα αγγεία στα μάτια μπορούν να προκαλέσουν προβλήματα στην όραση. Παράλληλα, αυξάνουν την πιθανότητα εμφάνισης καταράκτη (HelthLine, 2021).

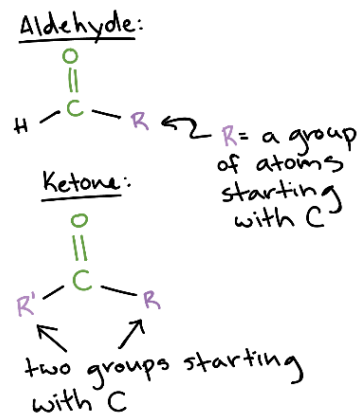
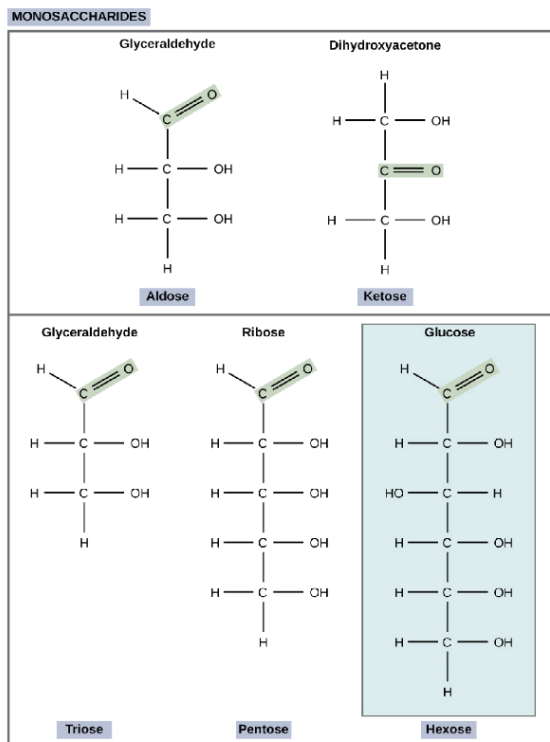
2.2 Γλυκόζη

2.2.1 Οι Υδατάνθρακες

Ο οργανισμός για να λειτουργήσει παίρνει την ενέργεια του από την τροφή. Η βασική πηγή ενέργειας του οργανισμού είναι οι υδατάνθρακες. Όπως προσδιορίζει και η λέξη, αποτελούνται από άνθρακες και νερό και έχουν γενικό τύπο $C_m(H_2O)_n$. Δομικό συστατικό των υδατανθράκων είναι τα σάκχαρα. Οι υδατάνθρακες ανάλογα με το μέγεθος τους διακρίνονται σε απλούς και σύνθετους. Οι απλοι περιλαμβάνουν τους μονοσακχαρίτες και τους δισακχαρίτες. Οι σύνθετοι διακρίνονται σε ολιγοσακχαρίτες και πολυσακχαρίτες (Davidson, 2023) (Wikipedia, 2023).

Οι μονοσακχαρίτες αποτελούνται από ένα απλό σάκχαρο με την πιο σημαντική και κοινή την γλυκόζη. Οι μονοσακχαρίτες διακρίνονται σε αλδεΐδες και κετόνες, με κριτήριο τη θέση του ΟΗ στην ανθρακική αλυσίδα. Όταν το υδροξύλιο βρίσκεται στο άκρο της ανθρακικής αλυσίδας προκύπτει αλδεΐδη, ενώ όταν βρίσκεται στο εσωτερικό κετόνη. Εκτός από την γλυκόζη, εξίσου κοινοί μονοσακχαρίτες είναι η φρουκτόζη και η γαλακτόζη. Και τα τρία σάκχαρα είναι ισομερή μεταξύ τους (Khan Academy, 2023) (Davidson, 2023).

Στην Εικόνα 2-6, απεικονίζονται υδατάνθρακες με την αλδεΐνομάδα και την κετόνη στο μόριο τους. Η αλδεΐδη βρίσκεται στο τέλος της ανθρακικής αλυσίδας και η κετόνη στο εσωτερικό, όπως φαίνεται πιο αναλυτικά στο δεξιό μέρος της εικόνας όπου απεικονίζεται η διάκριση σε αλδεΐδη και κετόνη. Επίσης, απεικονίζονται και άλλοι μονοσακχαρίτες με τρία, πέντε και έξι άτομα άνθρακα αντίστοιχα. Τα έξι άτομα άνθρακα διαμορφώνουν την γλυκόζη.



Εικόνα 2-6. Η Γλυκόζη και άλλοι μονοσακχαρίτες (Πηγή).

Οι πιο κοινές δισακχαρίτες είναι η ζαχαρόζη, η λακτόζη και η μαλτόζη. Αυτοί οι δισακχαρίτες, περιλαμβάνουν στο μόριό τους ως δεύτερο συστατικό τη γλυκόζη. Η μαλτόζη είναι ο δισακχαρίτης που αποτελείται από δύο μόρια γλυκόζης (Αμπελιώτης, και συν., 2023).

Η Ζαχαρόζη ή κοινώς σάκχαρη, αποτελείται από ένα μόριο γλυκόζη και ένα μόριο φρουκτόζη. Απομονώνεται από ζαχαροκάλαμο και ζαχαρότευτλα και έπειτα από αρκετά στάδια βιοχημική επεξεργασίας, το τελικό προϊόν που προκύπτει είναι η ζάχαρη (Αμπελιώτης, και συν., 2023).

Η Λακτόζη είναι ο υδατάνθρακας του γάλακτος και αποτελείται από ένα μόριο γλυκόζης και ένα μόριο γαλακτόζης. Κατά την πέψη της τροφής, ο οργανισμός με τη βοήθεια του ενζύμου λακτάση, διασπά τη λακτόζη σε γλυκόζη και γαλακτόζη. Η δυσανεξία στην λακτόζη προκύπτει όταν η λασκταση του εντέρου λειτουργεί περιορισμένα ή και καθόλου (Αμπελιώτης, και συν., 2023).

Το Άμυλο είναι πολυσακχαρίτης που αποτελείται από πολλά μόρια γλυκόζης ενωμένα με γλυκοζιτικούς δεσμούς. Θεωρείται ως η «αποθήκη ενέργειας» των φυτών και συναντάται κυρίως σε δημητριακά, όσπρια και πατάτες. Το άμυλο αποτελεί τη βάση της τροφής του ανθρώπινου οργανισμού και όταν διασπάται απελευθερώνει μεγάλες ποσότητες γλυκόζης (Αμπελιώτης, και συν., 2023).

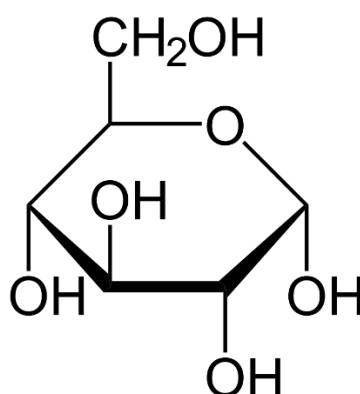
Το γλυκογόνο είναι ένας κοινός πολυσακχαρίτης των ζωικών οργανισμών και η διάσπαση του απελευθερώνει και αυτή μεγάλες ποσότητες γλυκόζης. Η γλυκόζη αποθηκεύεται στο ήπαρ και στους μύες ως γλυκογόνο και θα απελευθερωθεί όταν τα επίπεδα σακχάρου είναι χαμηλά. Αντίθετα, η κυτταρίνη είναι ο κυριότερος

πολυσακχαρίτης που συναντάται στα φυτά. Η κυτταρίνη αποτελείται από περισσότερες των 3000 μορίων γλυκόζης, ενωμένες μεταξύ τους με γλυκοζιτικούς δεσμούς, σχηματίζοντας έτσι τις λεγόμενες αλυσίδες κυτταρίνης (Αμπελιώτης, και συν., 2023) (Davidson, 2023).

2.2.2 Το μόριο της Γλυκόζης

Η γλυκόζη είναι ένας μονοσακχαρίτης που ανήκει στην ομάδα των υδατανθράκων. Έχει χημικό τύπο $C_6H_{12}O_6$, υποδηλώνοντας ότι αποτελείται από έξι άτομα άνθρακα, δώδεκα άτομα υδρογόνου και έξι άτομα οξυγόνου. Η γλυκόζη έχει δομή εξαμελή δακτυλίου γνωστό και ως δακτύλιο πυρανόζης. Στο ανθρώπινο σώμα η γλυκόζη είναι η κύρια πηγή ενέργειας στο κυτταρικό μεταβολισμό και παίζει καθοριστικό ρόλο στην κυτταρική αναπνοή, όπου διασπάται απελευθερώνοντας ενέργεια με τη μορφή ATP(τριφωσφορική αδενοσίνη) (Davidson, 2023) (Wikipedia, 2023).

Η γλυκόζη στο ανθρώπινο σώμα υπάρχει σε πολλές μορφές. Κυρίως διακρίνεται στην D-Γλυκόζη και στην L-Γλυκόζη οι οποίες είναι στερεοϊσομερή και καθορίζονται από τον προσανατολισμό του OH στην ανθρακική ομάδα. Παρακάτω, στην εικόνα 2-7 εμφανίζεται το μόριο D γλυκόζης η οποία είναι και η πιο συχνή στο ανθρώπινο σώμα. Η γλυκόζη απελευθερώνεται έπειτα από την υδρόλυση των υδατανθράκων, δηλαδή από δισακχαρίτες και πολυσακχαρίτες. Επίσης, μπορεί να πάρει είτε τη μορφή δακτυλίου είτε την μορφή ελεύθερης αλυσίδας, παρόλο που η κατάσταση της σε ελεύθερη αλυσίδα δεν είναι αρκετά συχνή. Δηλαδή, εμφανίζεται στις περισσότερες περιπτώσεις σε κατάσταση δακτυλίου. Στα φυτά γίνεται βιοσύνθεση της γλυκόζης και διάσπαση της, και οι διαδικασίες ονομάζονται γλυκογέννηση και γλυκόλυση αντίστοιχα. Τέλος, εμφανίζει κυρίως ασπρο/άχρωμο χρώμα (Wikipedia, 2023).



Εικόνα 2-7. Το μόριο της D- Γλυκόζης(Πηγή).

2.2.2.1 Ιστορική Αναδρομή της Γλυκόζης

Η γλυκόζη απομονώθηκε για πρώτη φορά το 1747 από τον Γερμανό χημικό Άντριου Μάργκραφ. Ο όρος γλυκόζη αποδόθηκε για πρώτη φορά από Ζαν Δουμάς το 1838. Το 1902, ο Εμίλ Φίσερ και ο Γιόχαν Τομπάις Λόβιτς διεξήγαγαν περαιτέρω έρευνες για τη γλυκόζη. Προσδιόρισαν τη χημική της σύνθεση και την καθιέρωσαν ως μονοσακχαρίτη, κάτι που τους απέδωσε και το Νόμπελ Χημείας. Η κατανόηση του ρόλου της γλυκόζης στον κυτταρικό μεταβολισμό και την παραγωγή ενέργειας

διευρύνθηκε κατά τη διάρκεια του 19ου και του 20ού αιώνα. Οι πρωτοποριακές εργασίες επιστημόνων όπως ο Λουί Παστέρ, ο Ότο Μάιερχοφ και ο Γκούσταβ Έμπντεν έριξαν φως στο μεταβολισμό της γλυκόζης και στη σύνδεσή της με την κυτταρική αναπνοή. Η σχέση μεταξύ της γλυκόζης και του διαβήτη αποτελεί κεντρικό σημείο έρευνας και στις αρχές του 20ού αιώνα. Το 1922, οι ερευνητές Φρέντερικ Μπάντινγκ, Τσαρλς Μπεστ και Τζον Μακλάουντ ανακάλυψαν την ινσουλίνη, μια ορμόνη ζωτικής σημασίας για τη ρύθμιση των επιπέδων γλυκόζης. Αυτή η ανακάλυψη έφερε επανάσταση στη θεραπεία του διαβήτη. Με την πάροδο των ετών έχουν αναπτυχθεί διάφορες μέθοδοι παρακολούθησης της γλυκόζης. Οι πρώτες τεχνικές περιλάμβαναν εξέταση ούρων για την παρουσία γλυκόζης, αλλά η πρόοδος οδήγησε στην ανάπτυξη μετρητών γλυκόζης αίματος και ταινιών ελέγχου γλυκόζης. Πιο πρόσφατα, μη επεμβατικές μέθοδοι, όπως τα συστήματα συνεχούς παρακολούθησης της γλυκόζης (Continuous Glucose Monitoring), έχουν κερδίσει ευρεία αποδοχή. Η κατανόηση της γλυκόζης και της σημασίας της στο διαβήτη έχει διαμορφώσει τη διαχείριση και τη θεραπεία της νόσου. Η παρακολούθηση της γλυκόζης, η ινσουλινοθεραπεία, οι διατροφικές τροποποιήσεις και η άσκηση αποτελούν βασικά στοιχεία της διαχείρισης του διαβήτη, τα οποία αποσκοπούν στη διατήρηση των βέλτιστων επιπέδων γλυκόζης στο αίμα. Στον τομέα της παρακολούθησης της γλυκόζης έχουν σημειωθεί σημαντικές τεχνολογικές εξελίξεις. Από τις χειροκίνητες τεχνικές μέτρησης έως τους αυτοματοποιημένους μετρητές γλυκόζης και τα συστήματα CGM, η τεχνολογία έχει βελτιώσει σημαντικά την ακρίβεια, την ευκολία και την προσβασιμότητα της παρακολούθησης της γλυκόζης για τα άτομα με διαβήτη (Wikipedia, 2023) (Wikipedia, 2023) (Wikipedia, 2023) (Imperial College London, 2023).

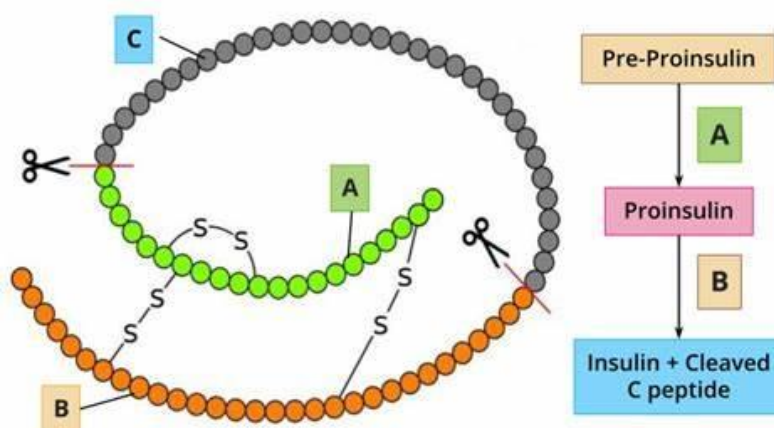
2.2.3 Ινσουλίνη και Γλυκαγόνη

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, η ινσουλίνη έχει καθοριστικό ρόλο στο μεταβολισμό της γλυκόζης. Η ινσουλίνη είναι μια ορμόνη που παράγεται από ειδικά κύτταρα του παγκρέατος και συγκεκριμένα τα Β παγκρεατικά κύτταρα, γνωστά και ως νησίδες του Λανγκερχντς. Η ορμόνη αυτή έχει ως ρόλο να ρυθμίζει το μεταβολισμό των υδατανθράκων και ειδικότερα το ποσοστό της γλυκόζης στο αίμα. Αυτό το πραγματοποιεί μεταφέροντας τη γλυκόζη, η οποία αποτελεί πηγή ενέργειας στα κύτταρα, για να την χρησιμοποιήσουν ώστε να πραγματοποιήσουν τις λειτουργίες τους. Δηλαδή, όταν η γλυκόζη εισέρχεται στο σώμα προσλαμβάνεται από τους ιστούς, που χρειάζονται ενέργεια μέσω της ινσουλίνης. Έκει διασπάται, έπειτα από μια σειρά βιοχημικών διεργασιών, απελευθερώνοντας ενέργεια με τη μορφή ATP. Το ATP χρησιμοποιείται για να τροφοδοτήσει κάθε διεργασία του σώματος. Στο ανθρώπινο σώμα το ATP παράγεται χρησιμοποιώντας οξυγόνο και ένα μόριο γλυκόζης (Wikipedia, 2023).

Πριν από το 1982, οι κύριες πηγές της ήταν το πάγκρεας από χοίρους και από βοοειδή. Η ινσουλίνη παραγόταν από την εκχύλιση αυτών των ιστών με μια δαπανηρή και πολύπλοκη διαδικασία και επιπλέον, επειδή είχε μικρές διαφορές στη σύσταση των αμινοξέων της με την ανθρώπινη, προκαλούσε αλλεργικές αντιδράσεις. Ωστόσο, σήμερα νέες μέθοδοι έχουν αναπτυχθεί και πλέον η ινσουλίνη που απομονώνεται είναι ακριβώς ίδια σε σύσταση με την ανθρώπινη. Ο κυριότερος τρόπος παραγωγής

της είναι μέσω της χρήσης γενετικά τροποποιημένων βακτηρίων και ειδικότερα του βακτηριδίου *E.coli*. Τα πλασμίδια, τα οποία συναντώνται ελεύθερα στο κυτταρόπλασμα των βακτηριδίων, περιλαμβάνουν το γονίδιο την ανθρώπινης ινσουλίνης, το οποίο κωδικοποιείται και τελικά παράγει την ορμόνη. Έτσι σήμερα, η παραγωγή καθίσταται άμεση και εύκολη και είναι δυνατή η παραγωγή μεγάλων ποσοτήτων (Wikipedia, 2023) (YaClass, 2023).

Όσον αφορά τη δομή της φαίνεται αναλυτικά στην εικόνα 2-8. Είναι αρχικά μια πρωτεΐνη που αποτελείται από δύο αλυσίδες πεπτιδίων, μια αλυσίδα A και μια αλυσίδα B, οι οποίες συνδέονται μεταξύ τους με δισουλφιδικούς δεσμούς. Το γονίδιο της ινσουλίνης παράγει ένα πρόδρομο μόριο την προΐνσουλίνη, η οποία επιδέχεται κατάλληλη επεξεργασία για να σχηματιστεί τελικά σε ινσουλίνη. Η προΐνσουλίνη είναι σχετικά ανενεργή. Στο ενδοπλασματικό δίκτυο των β-κυττάρων του παγκρέατος, το μόριο της προΐνσουλίνης διασπάται σε δύο σημεία, δίνοντας τις αλυσίδες A και B της ινσουλίνης και ένα ενδιάμεσο, βιολογικά ανενεργό πεπτίδιο C. Οι αλυσίδες A και B συνδέονται μεταξύ τους με δύο δεσμούς θείου-θείου (δισουλφιδικούς). Το πάγκρεας ενός φυσιολογικού ενήλικα περιέχει περίπου 200 μονάδες ινσουλίνης και η μέση ημερήσια έκκριση ινσουλίνης στην κυκλοφορία σε υγιή άτομα κυμαίνεται από 30 έως 50 μονάδες (Utiger, 2023) (TeachMe Physiology, 2023) (Wikipedia, 2023).



Εικόνα 2-8. Η δομή της ινσουλίνης και τα πεπτίδια A,B,C(Πηγή).

Η γλυκαγόνη από την άλλη, είναι μια ορμόνη, που παράγεται από ειδική ομάδα κυττάρων, τα α παγκρεατικά κύτταρα στα νησίδια του Λανγκερχαντς. Έχει αντίθετο ρόλο από τη γλυκόζη, συνεπώς αυξάνει τα επίπεδα γλυκόζης στο αίμα. Η γλυκαγόνη για να αυξήσει τη συγκέντρωση γλυκόζης, είτε διασπά το γλυκαγόνο, δηλαδή την αποθηκευμένη γλυκόζη, είτε αυξάνει τη γλυκογένεση στη ήπαρ. Η γλυκαγόνη αποτελείται συνολικά από 39 αμινοξέα και έχει σημαντικό ρόλο σε περιστατικά υπογλυκαιμίας, όταν δηλαδή τα επίπεδα σακχάρου είναι κάτω του φυσιολογικού (Wikipedia, 2021) (Cleveland Clinic, 2023).

Ανακεφαλαιώνοντας, μετά την κατανάλωση των υδατανθράκων, η γλυκόζη περνάει στο κυκλοφορικό σύστημα από το πεπτικό. Η ορμόνη ινσουλίνη, που παράγεται στο πάγκρεας ρυθμίζει τα επίπεδα γλυκόζης, διευκολύνοντας την πρόσληψη της στα κύτταρα και προωθώντας την αποθήκευση της ως γλυκογόνο στο ήπαρ και στους μυς.

Όταν τα επίπεδα γλυκόζης στο αίμα είναι χαμηλά, η γλυκαγόνη, μια άλλη ορμόνη του παγκρέατος, διεγείρει τη διάσπαση του γλυκογόνου για την απελευθέρωση γλυκόζης και την αύξηση των επιπέδων σακχάρου στο αίμα. Η διατήρηση των επιπέδων γλυκόζης στο αίμα εντός ενός στενού εύρους είναι απαραίτητη για τη συνολική υγεία του διαβητικού.

2.3 Φασματοσκοπία Υπερύθρου

Η φασματοσκοπία υπερύθρου είναι φασματοσκοπική μέθοδος ανάλυσης που ανήκει στον κλάδο της Αναλυτικής Χημείας. Το φάσμα υπερύθρου ανιχνεύεται όταν αλλάξει η διπολική ροπή μιας χημικής ένωσης λόγω της δόνησης ή της περιστροφής της μέσα στο μόριο της. Τα φάσματα υπερύθρου υπάρχουν προσεγγιστικά από τα 700 νανόμετρα(nm) έως 1mm. Κάθε χημική ένωση εκπέμπει στο δικό της φάσμα υπερύθρου το οποίο αποτελεί το δακτυλικό της αποτύπωμα, καθώς από αυτό είναι δυνατή η ταυτοποίηση της ένωσης και η περεταίρω επεξεργασία της σε ποιοτικό και ποσοτικό επίπεδο. Πλέον η σύγχρονη τεχνολογία έχει επιτρέψει την απομόνωση του φάσματος IR με πολύ εύκολο τρόπο, χωρίς να υπάρξει αλλοίωση του δείγματος. Συνεπώς η Φασματοσκοπία Υπερύθρου χαρακτηρίζεται ως μια αξιόπιστη και από τις πιο σημαντικές μεθόδους της Αναλυτικής Χημείας (Vedantu, 2023) (BYJU'S, 2023).

2.3.1 Η βασική αρχή της Υπέρυθρης ακτινοβολίας

Η φασματοσκοπία υπερύθρου, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, είναι μια αναλυτική τεχνική που χρησιμοποιείται για τη μελέτη του αλληλεπίδρασης της ύλης με την υπέρυθρη ακτινοβολία. Παρέχει πληροφορίες σχετικά με τη χημική σύνθεση και τη δομή των ουσιών μετρώντας την αλληλεπίδρασή τους με το φως. Η φασματοσκοπία υπερύθρου βρίσκει ευρεία εφαρμογή σε πολλούς τομείς, όπως η χημεία, η φαρμακευτική, η επιστήμη των υλικών και η περιβαλλοντική ανάλυση (Theophanides, 2012) (BYJU'S, 2023).

Η αρχή της φασματοσκοπίας υπερύθρου βασίζεται στο γεγονός ότι τα μόρια απορροφούν και εκπέμπουν υπέρυθρη ακτινοβολία συγκεκριμένης ενέργειας. Η απορρόφηση αυτή προκαλείται κυρίως από τους δεσμούς των ατόμων μεταξύ των μορίων, επειδή ο δεσμός αλληλεπιδρά με το φως και αυτό μπορεί να προκαλέσει αλλαγές στις δονητικές και περιστροφικές κινήσεις των ατόμων που αποτελούν τα μόρια. Η ενέργεια που απαιτείται για αυτές τις μεταβάσεις αντιστοιχεί σε συγκεκριμένα μήκη κύματος ή συχνότητων τα οποία ανήκουν στην υπέρυθρη περιοχή του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος. Κατά τη διέλευση του υπερύθρου φωτός μέσα από ένα δείγμα, ορισμένα μόρια απορροφούν την ενέργεια αυτή, και αυτό το φαινόμενο καταγράφεται στο φάσμα υπερύθρου. Η αλληλεπίδραση του φωτός με την ύλη περιλαμβάνει την απορρόφηση, τη σκέδαση και την ανάκλαση τού (Theophanides, 2012) (Wikipedia, 2023).

Στην απορρόφηση του φωτός, η ενέργεια της ακτινοβολίας προσλαμβάνεται από τα ηλεκτρόνια στα άτομα και τα μόρια, με αποτέλεσμα αυτά να μεταπηδίσουν από μια κατάσταση χαμηλότερης ενέργειας σε μια υψηλότερη (Wikipedia, 2023).

Η σκέδαση από την άλλη, αναφέρεται στο φαινόμενο κατά το οποίο το φως αλλάζει την αρχική του κατεύθυνση όταν αυτό συναντά μικρά σωματίδια ή ανωμαλίες σε ένα μέσο. Η σκέδαση του φωτός μπορεί να προκληθεί από σωματίδια που είναι πολύ μικρότερα από το μήκος κύματος του φωτός, όπως μόρια, διάφορα κολλοειδή ή σωματίδια σκόνης. Η σκέδαση περιγράφεται από διάφορες θεωρίες, όπως της σκέδασης Rayleigh, η οποία περιλαμβάνει μικρότερα σωματίδια, και η σκέδαση Mie για σωματίδια με μεγαλύτερους πυρήνες (Wikipedia, 2023).

Η ανάκλαση συμβαίνει όταν το φως ή άλλα ηλεκτρομαγνητικά κύματα αναπηδούν(ανακλούν) από μια επιφάνεια αντί να απορροφηθούν από αυτήν. Όπως περιγράφεται από τον νόμο της ανάκλασης, η γωνία πρόσπτωσης (η γωνία υπό την οποία το φως προσπίπτει σε μια επιφάνεια) είναι ίση με τη γωνία ανάκλασης (η γωνία υπό την οποία το φως ανακλάται από την επιφάνεια). Η ανακλαστικότητα εξαρτάται από τις ιδιότητες του υλικού και τη γωνία πρόσπτωσης. Τα ανακλαστικά υλικά χρησιμοποιούνται σε διάφορες εφαρμογές, όπως τα κάτοπτρα και οι ανακλαστήρες (Wikipedia, 2023).

Επειδή τα μόρια διαφέρουν στη χημική σύνθεση και τη δομή τους, το φάσμα υπέρυθρου μιας χημικής ένωσης περιλαμβάνει μοναδικές χαρακτηριστικές κορυφές απορρόφησης σε συγκεκριμένα μήκη κύματος του φάσματος. Κάθε κορυφή ή αλλιώς ζώνη απορρόφησης στο υπέρυθρο φάσμα απορρόφησης της ουσίας, αντιστοιχεί σε έναν συγκεκριμένο τρόπο δόνησης των μορίων του δείγματος. Το σχήμα και ο αριθμός των κορυφών μπορούν να προσφέρουν πολύτιμες πληροφορίες σχετικά με τη μοριακή δομή και τη σύνθεση του δείγματος. Με αυτόν τον τρόπο, η φασματοσκοπία υπέρυθρου μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την αναγνώριση, τον χαρακτηρισμό και τον ποσοτικό προσδιορισμό χημικών ενώσεων, όπως για παράδειγμα της γλυκόζης (Wikipedia, 2023) (Theorphanides, 2012).

2.3.2 Περιοχές του Υπέρυθρου

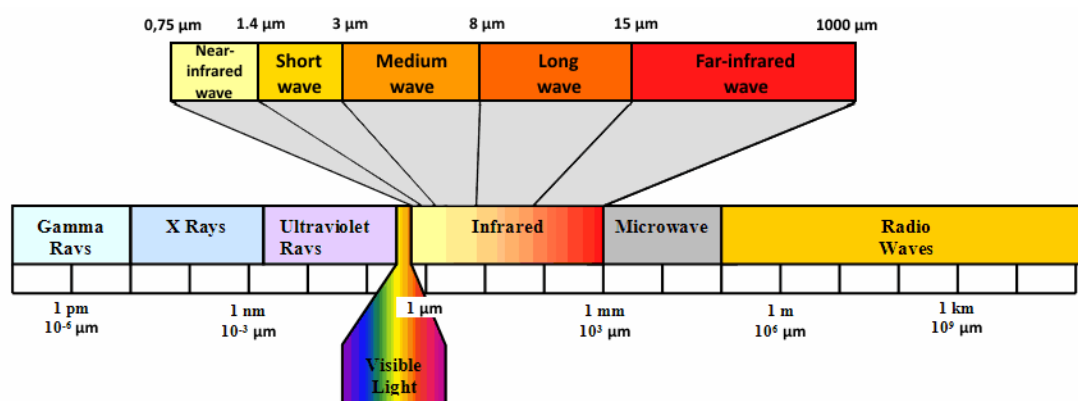
Το φάσμα του υπέρυθρου καταλαμβάνει εύρος περίπου από 700nm μέχρι 1mm και διακρίνεται συνήθως σε τρεις κύριες περιοχές:

Near Infrared(NIR) ή φασματοσκοπία κοντά στο υπέρυθρο: Καλύπτει εύρος από 780 νανόμετρα (nm) έως 2500 nm περίπου, προτού αρχίσει το φάσμα του ορατού φωτός. Αυτή η περιοχή είναι λίγο πιο μακριά από το ορατό φως και κοντά στο υπέρυθρο φάσμα. Η φασματοσκοπία NIR χρησιμοποιείται για αναλυτικούς σκοπούς στη χημεία, τη βιολογία και διάφορους βιομηχανικούς κλάδους. Τα όργανα καταμέτρησης της φασματοσκοπία NIR είναι περίπου ίδια με αυτά της Mid Infrared (Wikipedia, 2023).

Mid Infrared (MIR) ή φασματοσκοπία στη μέση του υπέρυθρου: Καλύπτει το εύρος από περίπου 2500 nm έως 25.000 nm. Αυτή η περιοχή βρίσκεται μεταξύ της κοντινής υπέρυθρης (Near infrared) και της μακρινής υπέρυθρης (Far infrared) ακτινοβολίας. Είναι η περιοχή που χρησιμοποιείται πιο συχνά για χημικές αναλύσεις, περιλαμβανομένων του ελέγχου ποιότητας φαρμάκων, τροφίμων, υλικών και άλλων ενώσεων. Επίσης έχει ευρεία εφαρμογή στην ανάλυση αερίων (Imas, 2021).

Far Infrared (FIR) ή φασματοσκοπία μακριά στο υπέρυθρο: Επεκτείνεται από περίπου 25.000 nm έως 1mm ή περισσότερο και χρησιμοποιείται κυρίως για τη μελέτη των δονήσεων του κρυσταλλικού πλέγματος στα στερεά υλικά. Η Far-Infrared (FIR) φασματοσκοπία αναφέρεται στην ανάλυση της ακτινοβολίας που καλύπτουν τα μεγαλύτερα μήκη κύματος του υπέρυθρου. Η FIR ακτινοβολία χρησιμοποιείται σε πολλούς επιστημονικούς τομείς, συμπεριλαμβανομένων της αστροφυσικής, της ατμοσφαιρικής επιστήμης, της επιστήμης των υλικών, και της βιοφυσικής. Για την ανάλυση της FIR ακτινοβολίας, χρησιμοποιούνται ειδικά εργαλεία, όπως φασματόμετρα FIR, που είναι σχεδιασμένα για να μετρούν το φάσμα σε αυτό το μήκος κύματος. Η FIR ακτινοβολία είναι κρίσιμη για τη μελέτη του σύμπαντος, καθώς πολλά αστρονομικά αντικείμενα εκπέμπουν αυτής της μορφής ακτινοβολίας. Χρησιμοποιείται για την ανίχνευση σκόνης και μοριακών αερίων σε αστρονομικά νέφη και γαλαξίες (David, 2023) (Harvey, 2023).

Τα τμήματα της φασματοσκοπία υπέρυθρου απεικονίζονται στην παρακάτω εικόνα(Εικόνα 2-9). Η φασματοσκοπία υπέρυθρου ξεκινά μετά το ορατό φως και φτάνει πριν τα μικροκύματα. Επίσης, πρέπει να αναφερθεί ότι οι τιμές που αναφέρονται προηγουμένως για τα τμήματα τις ακτινοβολίας είναι προσεγγιστικές και μπορούν να αναφέρονται ως διαφορετικά μήκη κύματος σε άλλες πηγές.



Εικόνα 2-9 Οι περιοχές της φασματοσκοπία υπέρυθρου(πηγή).

2.3.3 Το φασματοφωτόμετρο

Το φασματοφωτόμετρο είναι μια συσκευή ανίχνευσης της έντασης για μια συγκεκριμένη συχνότητα ακτινοβολίας. Χρησιμοποιείται κυρίως στον τομέα της Αναλυτικής χημείας και σε πολλές θετικές επιστήμες. Τα μέρη από τα οποία αποτελείται ένα φασματοφωτόμετρο είναι η πηγή παραγωγής της υπέρυθρης ακτινοβολίας, ο μονοχρωμάτορας, το δείγμα της διαλυμένης ουσίας, το οποίο βρίσκεται στις κυψελίδες και ο ανιχνευτής (ΚΑΛΛΕΡΓΗ, 2023).

Η πηγή ακτινοβολίας είναι αυτή που καθορίζει το μήκος κύματος της ακτινοβολίας που εκπέμπεται. Οι πηγές φωτός με την περισσότερη ευρεία χρήση είναι του Βολφραμίου για μετρήσεις στο ορατό και κοντά στο υπέρυθρο και οι πηγές Δευτερίου για μετρήσεις κοντά στο υπεριώδες. Το βολφράμιο εκπέμπει συνεχές φάσμα από τα 300 έως τα 3000nm και χρησιμοποιείται κυρίως στα 340-1100 nm. Το δευτέριο

εκπέμπει στα 168 μέχρι 500nm, με μέγιστη ενέργεια στα 250nm και η χρήση του περιλαμβάνει τα 185 με 360 nm. Το εύρος και η ενέργεια της δέσμης εξαρτάται από την θερμοκρασία του νήματος (ΚΑΛΛΕΡΓΗ, 2023).

Οι μονοχρωμάτορες είναι οπτικές διατάξεις που επιτρέπουν τη διέλευση ενός ορισμένου εύρους μήκους κύματος από την αρχική δέσμη που παράγει η πηγή. Η λειτουργία του είναι να ξεχωρίζει τα μεμονωμένα μήκη κύματος από την αρχική δέσμη και να επιτρέπει να διαπερνούν από αυτό μόνο οι επιθυμητές συχνότητες. Έτσι διαμορφώνει ένα «μονοχρωματικό» φως στο οποίο είναι εφαρμόσιμοι οι νόμοι του Beer-Lambert. Οι μονοχρωμάτορες αποτελούνται τις περισσότερες φορές από περιθλαστικά φράγματα, πρίσματα και φίλτρα. Ταυτόχρονα, σε αυτόν περιλαμβάνονται ειδικές σχισμές εισόδου και εξόδου που αποτρέπουν τη διέλευση σκεδαζόμενου ή ανεπιθύμητου φωτός τα οποία διευκολύνουν τη διέλευση μόνο της στενής δέσμης συγκεκριμένου μήκους κύματος. Ένας μονοχρωμάτορας θεωρείται αποτελεσματικός όταν αποδίδει όσο το δυνατόν μικρότερο εύρος μήκος κύματος (ΚΑΛΛΕΡΓΗ, 2023).

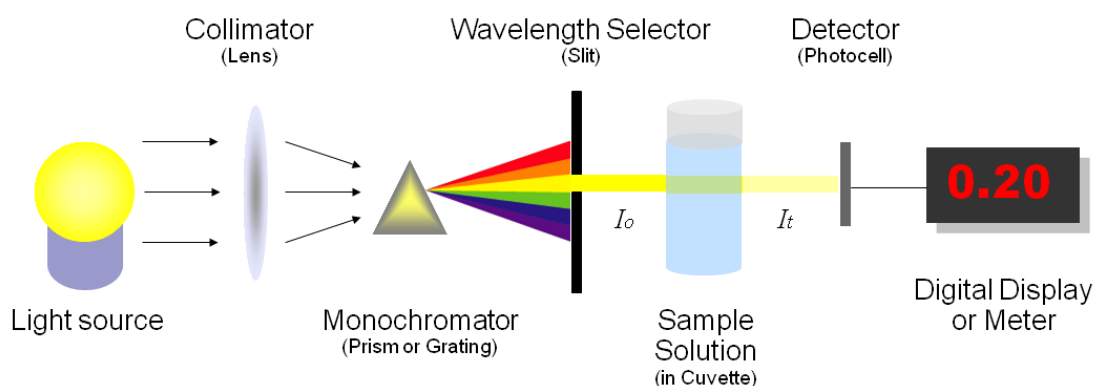
Τα φράγματα του μονοχρωμάτορα αποτελούνται από μια επιφάνεια ανάκλασης η οποία περιλαμβάνει ένα μεγάλο αριθμό χαραγών. Όταν το φως προσπίπτει στις χαραγές της επιφάνειας ανάκλασης του φράγματος, έχει σαν αποτέλεσμα να σχηματιστούν πολλά μικρότερα φάσματα από την κάθε χαραγή. Η μονοχρωματική δέσμη προκύπτει όταν τα μετωπικά κύματα ενισχύονται και έτσι αυτά που βρίσκονται σε αντίθεση φάσης αλληλοαναιρούνται και συνεπώς διαπερνούν το φράγμα μόνο τα κύματα που βρίσκονται σε συμφωνία φάσης και άρα στο ίδιο μήκος κύματος (ΚΑΛΛΕΡΓΗ, 2023).

Το πρίσμα χαρακτηρίζεται ως ένα στερεό υλικό το οποίο όταν η ακτίνα διέλθει από αυτό αναλύεται στα φάσματα φωτός που την αποτελούν. Το πρίσμα αναλύει την οπτική δέσμη στα μήκη κύματος που περιλαμβάνει. Όταν το φως διέλθει από αυτό παρατηρείται ανάκλαση, διάθλαση και ανάλυση του φωτός. Στην περιοχή του ορατού χρησιμοποιούνται γυάλινα πρίσματα ενώ στην περιοχή του υπεριώδους πρίσματα από χαλαζία (quartz) (ΚΑΛΛΕΡΓΗ, 2023).

Τα φίλτρα είναι αυτά που καθορίζουν την διέλευση συγκεκριμένων μηκών κύματος ή συγκεκριμένων ζωνών από την οπτική δέσμη. Τα φίλτρα διακρίνονται σε φίλτρα απορρόφησης και σε φίλτρα συμβολής. Τα φίλτρα απορρόφησης θα απορροφήσουν τα μη επιθυμητά μήκη κύματος και θα παράξουν ευρείες ζώνες μήκους κύματος. Τα φίλτρα συμβολής περιλαμβάνουν ένα ειδικό στρώμα διηλεκτρικού και η περιοχή του μήκους κύματος που διέρχεται από αυτό εξαρτάται από το πάχος του διηλεκτρικού (ΚΑΛΛΕΡΓΗ, 2023).

Το μείγμα του δείγματος υπάρχει μέσα στις κυψελίδες οι οποίες έχουν μεγάλη ποικιλία σε σχήματα και μεγέθη. Τέλος, το σύστημα διαθέτει ειδικούς ανιχνευτές για την ανίχνευση του φωτός. Επίσης, αρκετές φορές χρησιμοποιούνται σιδηροηλεκτρικό υλικό και θερμοζεύγος ως ανιχνευτές. (Καλλεργη, 2023).

Η δομή ενός φασματοφωτόμετρου απεικονίζεται στην εικόνα 2-10. Περιλαμβάνει σε σειρά την πηγή, τα φράγματα, τον μονοχρωμάτορα που περιλαμβάνει το πρίσμα, τα φίλτρα, την κυψελίδα του δείγματος και τον ανιχνευτή.



Εικόνα 2-10. Η δομή του φασματοφωτόμετρου(Πηγή).

2.3.4 Νόμοι Beer-Lambert και απορρόφηση

2.3.4.1 Απορρόφηση και Διαπερατότητα

Οι νόμοι Beer- Lambert σχετίζονται με την εξασθένηση του φωτός όταν αυτό διαπερνά μια επιφάνεια. Όταν μια δέσμη φωτός διαπερνά μια επιφάνεια, η οποία συνήθως είναι ένα υγρό δείγμα, ένα μέρος αυτής απορροφάται, όπως φαίνεται στην εικόνα 2-11. Η απορρόφηση της δέσμης είναι ευθέως ανάλογη της συγκέντρωσης της ουσίας του δείγματος (c) και του μήκους διαδρομής που αυτή διέλευσε (l). Εάν I_0 είναι η αρχική ένταση της δέσμης και I η τελική, τότε ως απορρόφηση ορίζεται ο λόγος (EDINBURGH INSTRUMENTS, 2023):

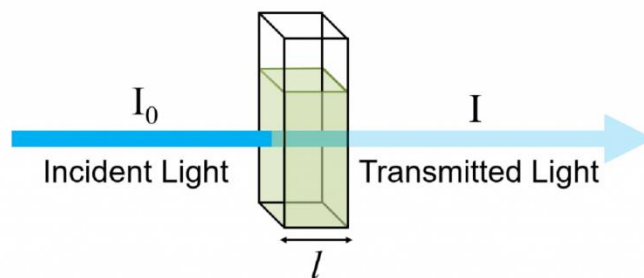
$$A = \log \frac{I_0}{I}$$

Και αντίστοιχα, ως αντίστροφο της απορρόφησης είναι η διαπερατότητα η οποία ορίζεται ως (EDINBURGH INSTRUMENTS, 2023):

$$T = \frac{I}{I_0}$$

Ή αλλιώς σε ποσοστό,

$$T(\%) = \frac{I}{I_0} * 100$$



Εικόνα 2-11. Όταν η δέσμη διαπερνά ένα δείγμα, αρχική και τελική ισχύς δέσμης(πηγή).

Η διαπερατότητα συσχετίζεται με τη απορρόφηση ως εξής (EDINBURGH INSTRUMENTS, 2023):

$$A = -\log_{10} T$$

Οι τιμές της απορρόφησης κυμαίνονται από $0.8 \geq A \geq 0.2$ και τυπικά δεν ξεπερνούν τη μονάδα. Όταν η διαπερατότητα έχει τιμή 50% της αρχικής ουσίας, που είναι και η βέλτιστη τιμή, η απορρόφηση με την οποία ταύτιζεται είναι 0.3 (EDINBURGH INSTRUMENTS, 2023).

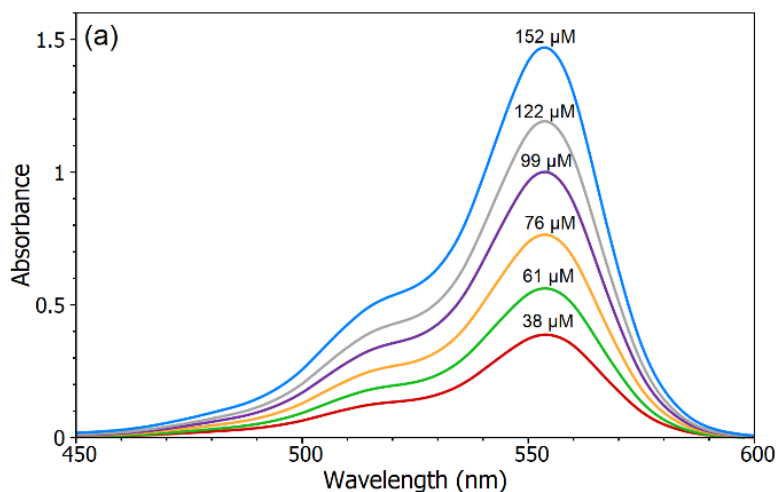
2.3.4.2 Οι νόμοι Beer- Lambert

Οι παραπάνω εξισώσεις αφορούν τις έννοιες της απορρόφησης και της διαπερατότητας για μια μονοχρωματική δέσμη, όταν εκείνη διαπερνά ένα υγρό δείγμα. Οι νόμοι BL αφορούν την σχέση της απορρόφησης με τη συγκέντρωση της ουσίας. Συνεπώς, η εξίσωση που συνδέει την απορρόφηση με τη συγκέντρωση και το μήκος διαδρομής είναι η εξής (ΚΑΛΛΕΡΓΗ, 2023):

$$A = \epsilon cl$$

Όπου c ορίζεται η συγκέντρωση του διαλύματος και l το μήκος διαδρομής. Το ϵ ορίζεται ως η γραμμομοριακή απορροφητικότητα ($liter/(mol * cm)$). Το ϵ είναι ένας συντελεστής που καθορίζεται από το πόσο ισχυρά απορροφά η ουσία στο συγκεκριμένο μήκος κύματος. Οι νόμοι BL χρησιμοποιούνται για να υπολογίσουμε τη συγκέντρωση εάν είναι γνωστή η απορρόφηση του φωτός και αντίστροφα (Clark, 2023) (ΚΑΛΛΕΡΓΗ, 2023) (Σπανός) (EDINBURGH INSTRUMENTS, 2023).

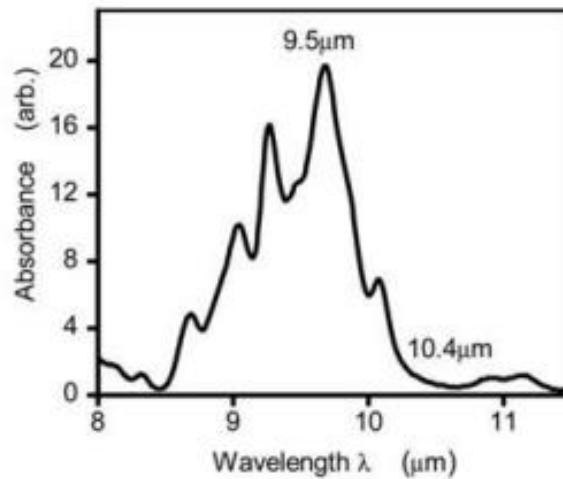
Το φάσμα της μετρούμενης ουσίας όπως για παράδειγμα απεικονίζεται στην εικόνα 2-12, δίνεται συνήθως ως διάγραμμα της απορρόφησης συναρτήσει του μήκους κύματος. Επίσης για να ισχύει ο νόμος Beer-Lambert πρέπει να τηρούνται ορισμένες προϋποθέσεις. Πρέπει η αρχικά, ακτινοβολία να είναι μονοχρωματική, δηλαδή να περιλαμβάνει μικρό εύρος μήκους κύματος επειδή αυτό καθορίζει σταθερή μοριακή απορροφητικότητα. Ακόμη, στο δείγμα δεν πρέπει να υπάρχουν αντιδράσεις μεταξύ των μορίων της ουσίας και να είναι όσο το δυνατό πιο ομογένης. Επιπλέον, πρέπει να βρίσκεται σε ομοιογενή κυψελίδα με σταθερό πάχος. Τέλος, η μέτρηση να γίνει στο λ_{max} , που είναι το μήκος κύματος μέγιστης απορρόφησης το οποίο είναι χαρακτηριστικό για κάθε ένωση (EDINBURGH INSTRUMENTS, 2023), (Σπανός).



Εικόνα 2-12. Φάσμα απορρόφησης σε διαφορετικά μήκη κύματος(πηγή).

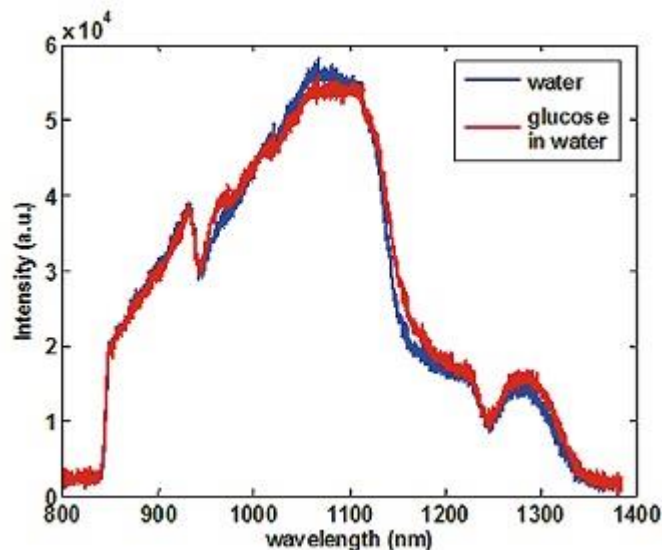
2.4 Η Γλυκόζη και η αντίδραση της στο NIR

Η γλυκόζη απορροφά δυναμικά την ακτινοβολία κοντά στο υπέρθυρο. Τα φάσμα απορρόφησης της κυμαίνεται από 850 με 2500 νανόμετρα, ωστόσο στις περισσότερες εκπαιδευτικές εφαρμογές χρησιμοποιούνται από 0.8 μέχρι 1.4μm, επειδή η εύρεση πηγών σε αυτές τις τιμές είναι πιο εύκολη. Για να απορροφηθεί η γλυκόζη, το φως πρέπει να διαπεράσει το δέρμα και να φτάσει στον υποδόριο ιστό, όπου εκεί υπάρχουν οι αρτηρίες. Το ιδανικό βάθος που πρέπει να διαπεράσει η δέσμη κυμαίνεται από τα 60μm μέχρι 3mm. Η γλυκόζη εμφανίζει μέγιστα απορρόφησης στα 940 nm, 970 nm, 1197 nm, 1408nm, 1536nm, 1688nm, 1925 nm, 2100nm, 2261nm και 2326nm (Hajjaj, Kadhem, Alakool, & Mattar, 2022), ωστόσο αυτό που δυσκολεύει είναι το γεγονός ότι σε αυτό το φάσμα, απορροφούν δυναμικά φως και άλλες ουσίες που συναντά η ακτίνα. Για παράδειγμα, το φάσμα απορρόφησης της γλυκόζης ταυτίζεται σε μεγάλο βαθμό με αυτό του νερού. Για το σκοπό αυτό επιλέχθηκε δέσμη σε συγκεκριμένο μήκος κύματος. Επίσης, επειδή η ποσότητα του αίματος, στην οποία υπάρχει η γλυκόζη, είναι πολύ μεγαλύτερη από εκείνη του νερού η απορρόφηση της γλυκόζης από το αίμα θα είναι πιο ισχυρή, παρόλο που οι καμπύλες απορρόφησης των δύο ουσιών μπορεί να ταυτίζονται. Γενικότερα είναι ιατρικό δεδομένο ότι το αίμα απορροφά περισσότερο φως από τους γειτονικούς του ιστούς. Πιο συγκεκριμένα η γλυκοζη απορροφά πιο ισχυρά από το νερό στα 940nm- οπότε αυτή η τιμή θεωρήθηκε η ιδανική για το πείραμα. Η γλυκόζη είναι ένας μονοσακχαρίτης με μοριακό τύπο $C_6H_{12}O_6$ η οποία αποτελείται από δεσμούς C-H, O-H, C=O. Η παρουσία αυτών των δεσμών είναι και αυτό που προκαλεί την απορρόφηση της γλυκόζης (OXFORD INSTRUMENTS ANDOR, 2023) (Hotmartua, Pangestu, Zakaria, & Irawan, 2015) (Hajjaj, Kadhem, Alakool, & Mattar, 2022).



Εικόνα 2-13. Μέρος του φάσματος απορρόφησης της γλυκόζης (Manurung, Munggaran, Ramadhan, & Koesoema, 2019).

Στις εικόνες 2-13 και 2-14 εμφανίζονται τα φάσματα απορρόφησης της γλυκόζης. Η γλυκόζη εμφανίζει πολλά μέγιστα ωστόσο στις περισσότερες εφαρμογές χρησιμοποιείται το μέγιστο των 940 νανόμετρων. Επίσης στην εικόνα 2.14 απεικονίζεται το φάσμα απορρόφησης της γλυκόζης μαζί με το νερό, το οποίο ταυτίζεται. Ωστόσο, αυτό δεν επηρεάζει τη μέτρηση γιατί η γλυκόζη υπερτερεί στην απορρόφηση από το νερό (OXFORD INSTRUMENTS ANDOR, 2023).



Εικόνα 2-14. Φάσμα απορρόφησης της γλυκόζης. Το κόκκινο είναι η γλυκόζη και το μπλε η απορρόφηση του νερού (OXFORD INSTRUMENTS ANDOR, 2023).

Όταν μια φωτεινή δέσμη αλληλεπιδρά με τον κυτταρικό ιστό εκείνη εξασθενεί. Αυτό οφείλεται στην απορρόφηση της και στην σκέδαση της μέσα στον ιστό. Η σκέδαση της οφείλεται στον διαφορετικό συντελεστή διάθλασης μεταξύ εξωκυττάριου υγρού και εσωτερικού των κυττάρων. Ο συντελεστής διάθλασης των κυττάρων θεωρείται σταθερός ενώ του εξωκυττάριου υγρού καθορίζεται από την γλυκόζη. Συνεπώς, όσο πιο υψηλή είναι η συγκέντρωση της στο αίμα τόσο πιο πολύ αυξάνεται η εξασθένιση

της δέσμης, επειδή αυξάνεται και η απορρόφηση του φωτός. Ο νόμος Beer-Lambert παίζει σημαντικό ρόλο στον υπολογισμό της απορρόφηση του φωτός από τη γλυκόζη και δηλώνει ότι η απορρόφηση είναι ανάλογη της συγκέντρωσης και της διαδρομής που θα ακολουθήσει η οπτική ακτίνα (Narkhede, Dhalwar, & Karthikeyan, 2016):

$$I = I_0 e^{-\mu_{eff}L}$$

Όπου στην παραπάνω εξίσωση το I είναι η ένταση της δέσμης που εξέρχεται. Το μ_{eff} θεωρείται ο συντελεστής απόδοσης της διαπερατότητας της δέσμης και L το μήκος της διαδρομής. Το μ_{eff} , συνεπώς μεταβάλλεται ανάλογα με την ποσότητα γλυκόζης, δηλαδή τη συγκέντρωση, επειδή η ποσότητα της καθορίζει και την απορρόφηση. Ο συντελεστής απόδοσης της δέσμης δίνεται από την εξίσωση (Narkhede, Dhalwar, & Karthikeyan, 2016):

$$\mu_{eff} = 3\mu_{\alpha}(\mu_{\alpha} + \mu'_s)^{1/2}$$

όπου μ_{α} είναι ο συντελεστής απορρόφησης των μορίων και μ'_s ο συντελεστής σκέδασης. Ο συντελεστής απορρόφησης μ_{α} εκφράζει την πιθανότητα απορρόφησης μιας μονοχρωματικής δέσμης ανά τη μονάδα βάθους της επιφάνειας που διαπερνά. Συνεπώς, κάθε διαφορετική στοιβάδα δέρματος θα έχει το δικό της συντελεστή μ_{α} . Επίσης ο συντελεστής, εξαρτάται και από το μήκος κύματος της δέσμης. Ο μοριακός συντελεστής απορρόφησης ϵ , είναι μια άλλη παράμετρος που εκφράζει την απορρόφηση των μορίων της δέσμης (γραμμομοριακή απορροφητικότητα) και καθορίζεται από το μήκος κύματος. Πολλαπλασιάζοντας τον συντελεστή ϵ με τη συγκέντρωση των μορίων και με το λογάριθμο $\ln(10) = 2.303$ παίρνουμε τον συντελεστή μ_{α} . Δηλαδή το μ_{α} είναι ανάλογο του γινομένου ϵC και άρα εξαρτάται από τη συγκέντρωση της γλυκόζης. Ανακεφαλαιώνοντας το μ_{α} και το μ'_s ορίζονται από τις εξισώσεις (Narkhede, Dhalwar, & Karthikeyan, 2016), (Wikipedia, 2023):

$$\mu_{\alpha} = 2.303\epsilon C \text{ cm}^{-2}$$

$$\mu'_s = \mu_s(1 - g)$$

Όπου αντίστοιχα,

ϵ : Συντελεστής μοριακής απορρόφησης της γλυκόζης. Καθορίζεται από την απορρόφηση και το μήκος κύματος της δέσμης.

C : Συγκέντρωση υγρού, δηλαδή συγκέντρωση γλυκόζης σε μονάδες Molarity.

g : είναι ο συντελεστής ανισοτροπίας που αφορά τη διασπορά του φωτός λόγω της δομής της στοιβάδας η οποία προκαλεί τη σκέδαση του. Εκφράζει τη γωνία, δηλαδή την κατεύθυνση του φωτός (ETH Zurich, 2023).

μ_s : ο αρχικός συντελεστής της σκέδασης. Το μ'_s είναι ο νέος συντελεστής του σκεδαζόμενου φωτός όταν σκέδαζεται από μια δομή.

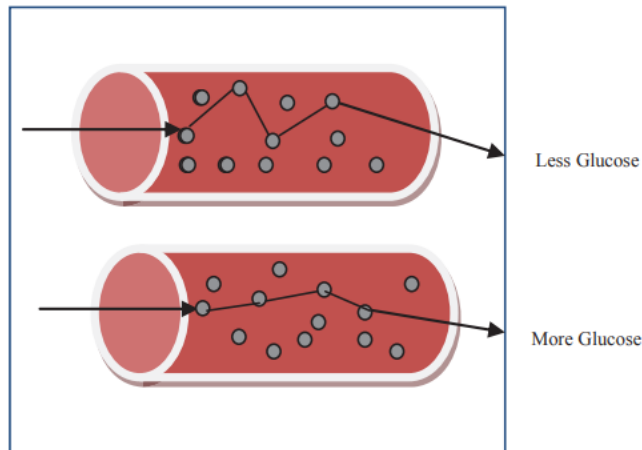
Επίσης στην παραπάνω εξίσωση το μ_a πολλαπλασιάζεται με cm^{-2} έτσι ώστε να εκφράζεται ανά μονάδα επιφάνειας σε τετραγωνικά εκατοστά. Η σημειογραφία με cm^{-2} εμφανίζεται συνήθως σε μετρήσεις που σχετίζονται με βιολογικές επιφάνειες.

Από τις παραπάνω σχέσεις αποδεικνύουμε ότι η συγκέντρωση της γλυκόζης καθορίζει άμεσα τη δέσμης φωτός που εξέρχεται. Η συγκέντρωση της γλυκόζης υπολογίζεται από το ποσοστό σκέδασης και απορρόφησης της στο δέρμα (Narkhede, Dhalwar, & Karthikeyan, 2016) (Al-dhaheeri, Eddine, Maaza, Mouhadjer, & Lakhdari, 2020) (Wikipedia, 2023).

2.4.1 Αλληλεπίδραση της γλυκόζης με τη δέσμη

Ιδιαίτερο ενδιαφέρον έχει η κατασκευή ενός συστήματος που στηρίζεται στην απορρόφηση της υπέρυθρης ακτινοβολίας για τον υπολογισμό της γλυκόζης. Έρευνες έχουν υπολογίσει ότι το φάσμα απορρόφησης της γλυκόζης κυμαίνεται από τα 900 μέχρι 980nm, με μέγιστο απορρόφηση τα 939nm, και προσεγγιστικά στις εφαρμογές χρησιμοποιούνται τα 940 νανομέτρα (Al-dhaheeri, Eddine, Maaza, Mouhadjer, & Lakhdari, 2020). Για την μεγαλύτερη ακρίβεια του συστήματος καλό είναι να χρησιμοποιηθούν τα 940nm. Επίσης υπάρχουν και άλλα μέγιστα της γλυκόζης αλλά συνήθως στις εφαρμογές χρησιμοποιείται αυτό το τμήμα επειδή παρατηρείται μικρή απορρόφηση από τα άλλα συστατικά του αίματος όπως το νερό, ερυθρά αιμοσφαίρια, αιμοπετάλια κ.α. Όσο μεγαλύτερη είναι η συγκέντρωση της γλυκόζης τόσο μεγαλύτερη είναι και η απορρόφηση της δέσμης. Η μεταβολή της συγκέντρωσης της γλυκόζης στο αίμα προκαλεί μεταβολή στην ένταση του φωτός που σκεδάζεται από τον ιστό (Khalil, 1999).

Για λιγότερη γλυκόζη, το φως διασκορπίζεται περισσότερο. Για το λόγο αυτό, η οπτική διαδρομή της δέσμης είναι μεγαλύτερη και η απορρόφηση της δέσμης είναι μικρότερη επειδή συναντά λιγότερα μόρια γλυκόζης (Hajjaj, Kadhem, Alakooli, & Mattar, 2022). Για περισσότερη γλυκόζη, εμφανίζεται λιγότερη διασπορά και μικρότερο μήκος διαδρομής. Η ισχύς της δέσμης μειώνεται επειδή οι δεσμοί στο μόριο της γλυκόζης απορροφούν δυναμικά το φως. Συνεπώς, η δέσμη χάνει την ενέργεια της και η ένταση της θα είναι μικρότερη. Το σύστημα θα μετρήσει μικρότερη ένταση φωτός και θα παράξει μεγαλύτερη τάση. Συμπερασματικά, ανάλογα με την ποσότητα γλυκόζης ποικίλει η ένταση του φωτός και συνεπώς το φως που θα ανιχνευθεί. Η σκέδαση του φωτός σε υψηλά και χαμηλά επίπεδα γλυκόζης εμφανίζεται στην εικόνα 2-15 (Asekar, 2018) (Narkhede, Dhalwar, & Karthikeyan, 2016).

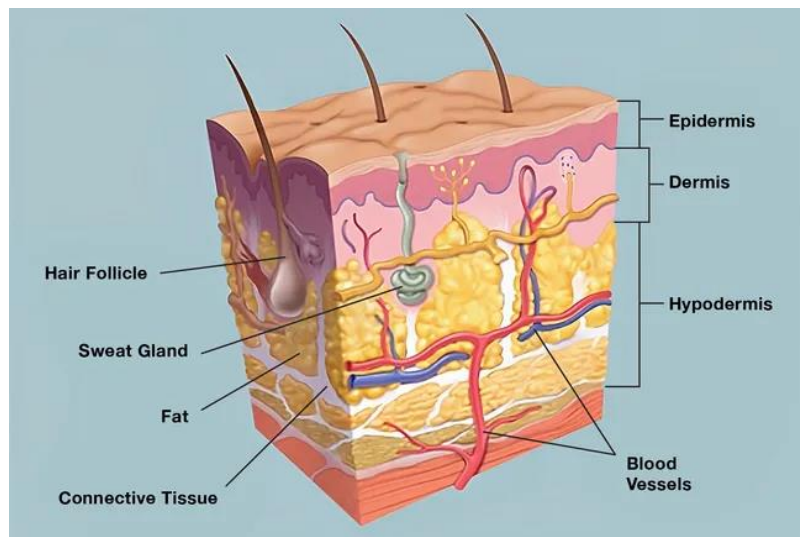


Εικόνα 2-15.. Η αλληλεπίδραση το φωτός με τη γλυκόζη σε α) χαμηλή συγκέντρωση β) υψηλή συγκέντρωση (Yadav, Rani, Singh, & Murari, Near-infrared LED based Non-invasive Blood Glucose Sensor, 2014).

2.4.2 Το Δέρμα

Το δέρμα είναι το μεγαλύτερο όργανο του ανθρώπινου σώματος. Καλύπτει το 8% της ανθρώπινης επιφάνειας και η έκταση ενός ενήλικα φτάνει τα 160m². Οι λειτουργίες του περιλαμβάνουν την προστασία του οργανισμού από μικρόβια και άλλα τοξικά στοιχεία, την ρύθμιση της θερμοκρασίας του σώματος, την αντίληψη της αφής, της ψυχρότητας και της ζέστης από το περιβάλλον. Το δέρμα αποτελείται από 3 κυρίως στρώσεις όπως απεικονίζονται στην εικόνα 2-16 (Wikipedia, 2023):

1. Την επιδερμίδα(epidermis)
2. Το χόριο(dermis)
3. Τον λιπώδη ή υποδόριο ιστό(Hypodermis)



Εικόνα 2-16. Οι στρώσεις του δέρματος([Πηγή](#)).

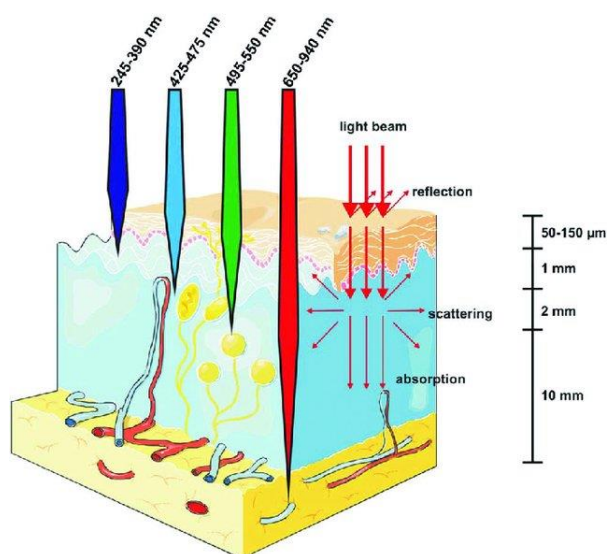
Η επιδερμίδα είναι η πιο εξωτερική στοιβάδα και εκεί διαμορφώνεται το χρώμα του δέρματος. Η ίδια είναι αδιάβροχη και σε αυτήν παράγεται μια ορμόνη, η μελανίνη η

οποία καθορίζει το χρώμα της. Σε μια συσκευή μέτρησης της συγκέντρωσης γλυκόζης με χρήση υπέρυθρης ακτινοβολίας, το στρώμα της επιδερμίδας μπορεί να επηρεάσει τη διείσδυση και τη σκέδαση του NIR φωτός. Οποιαδήποτε αλλαγή στο πάχος ή τη σύνθεση της επιδερμίδας ενδέχεται να επηρεάσει την ακρίβεια των μετρήσεων γλυκόζης (Wikipedia, 2023), (Myers, 2023).

Η επόμενη στοιβάδα, το χόριο είναι παχύτερο από της επιδερμίδα και περιλαμβάνει τα αιμοφόρα αγγεία και τα νεύρα. Το φως NIR έχει την ικανότητα να διεισδύει στο χόριο, και να αλληλεπιδράσει με τα αιμοφόρα αγγεία. Η συγκέντρωση της γλυκόζης στην κυκλοφορία του αίματος επηρεάζει τη σκέδαση και την απορρόφηση του NIR φωτός, το οποίο χρησιμοποιείται για την εκτίμηση των επιπέδων γλυκόζης. Ιδιαίτερη προσοχή δίνεται σε αυτό το στρώμα, επειδή περιέχει τις πιο σημαντικές πληροφορίες για την παρακολούθηση της γλυκόζης. Επίσης, το σήμα που θα καταγράψει το σύστημα είναι ο παλμός, και απομονώνεται κυρίως από το χόριο (Myers, 2023) (Wikipedia, 2023) (Wikipedia, 2023).

Ο βαθύτερος υποδόριος ιστός βρίσκεται κάτω από το χόριο και αποτελείται από λίπος και συνδετικό ιστό. Δεν αποτελεί το πρωταρχικό σημείο εστίασης για την παρακολούθηση της γλυκόζης ωστόσο μπορεί να επηρεάσει τη μετάδοση του φωτός NIR στο δέρμα (Wikipedia, 2023) (Wikipedia, 2023).

Τα χαρακτηριστικά του δέρματος μπορεί να διαφέρουν σημαντικά μεταξύ των ατόμων, ακόμη και μέσα στο ίδιο άτομο με την πάροδο του χρόνου. Η ηλικία, τα επίπεδα ενυδάτωσης, το χρώμα του δέρματος και άλλοι παράγοντες μπορούν να επηρεάσουν τον τρόπο με τον οποίο το φως NIR αλληλεπιδρά με το δέρμα. Το φως, ανάλογα με την αλληλεπίδραση τους στις διαφορετικές στρώσεις του δέρματος θα δώσει και την προβλεπόμενη τιμή της γλυκόζης. Η διαπερατότητα του NIR στο δέρμα φαίνεται στην εικόνα 2-17 (Wikipedia, 2023) (WebMD Editorial Contributors, 2023).



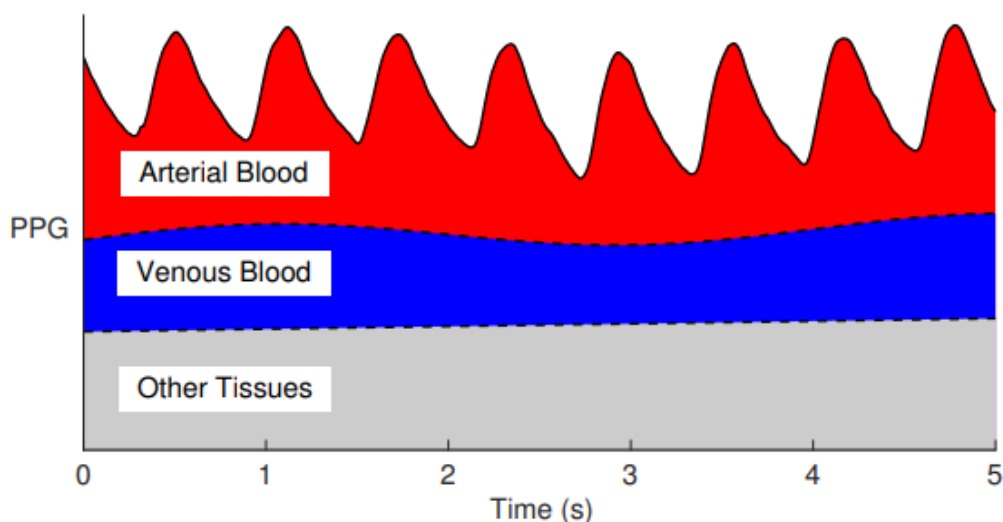
Εικόνα 2-17. Η διαπερατότητα της φασματοσκοπίας στο δέρμα. Το φάσμα στο NIR χαρακτηρίζεται από τη μεγαλύτερη διαπερατότητα([Πηγή](#)).

2.4.3 Φωτοπληθυσμογραφία

Η φωτοπληθυσμογραφία (photoplethysmography ή για συντομογραφία PPG) είναι μια τεχνική ανίχνευσης ογκομετρικών αλλαγών, η οποία μπορεί να εφαρμοστεί σε διάφορα μέρη του σώματος, όπως στα δάκτυλα και στο λοβό του αυτιού. Η τεχνική, σε αντίθεση με την πληθυσμογραφία περιλαμβάνει τη χρήση LED και ειδικού ανιχνευτή φωτός για την καταγραφή του σήματος. Έχει εφαρμογές στην ανίχνευση των μεταβολών όγκου του αίματος στις αρτηρίες. Η λειτουργία του παλμικού οξύμετρου βασίζεται στις αρχές της φωτοπληθυσμογραφίας. Η τεχνική είναι εύκολη, χαμηλού κόστους και μη επεμβατική (Yamakoshi & Yamakoshi, 2009).

Όταν το φως IR διαπερνά το δέρμα απορροφάται από τα στοιχεία που συναντά, όπως τους ιστούς, τα οστά, το νερό και από το αίμα. Η παλινδρόμηση του αίματος στις αρτηρίες και οι μεταβολές του όγκου κατά τη διαστολή και συστολή της καρδιάς ανιχνεύονται από το σύστημα. Η απορρόφηση των σταθερών στοιχείων όπως των ιστών δίνει ένα σήμα DC, ενώ η απορρόφηση από το αίμα είναι μεταβαλλόμενη, επειδή η ποσότητα αλλάζει με τη συστολή και τη διαστολή της καρδιάς και συνεπώς μπορεί να εμφανιστεί σε AC σήμα (Yamakoshi & Yamakoshi, 2009).

Στην εικόνα 2-18, βλέπουμε βιοσήματα που ανιχνεύονται από τον αισθητήρα. Αυτό που είναι επιθυμητό είναι να απομονωθεί μόνο ο αρτηριακός παλμός και να αποκοπούν τα υπόλοιπα. Το φωτοπληθυσμόγραμμα των φλέβων και άλλων στοιχείων είναι ένα σταθερό DC σήμα και των αρτηριών ένα μεταβαλλόμενο. Εμφανίζεται η μεταβολή του σήματος σε συνάρτηση με τον χρόνο.



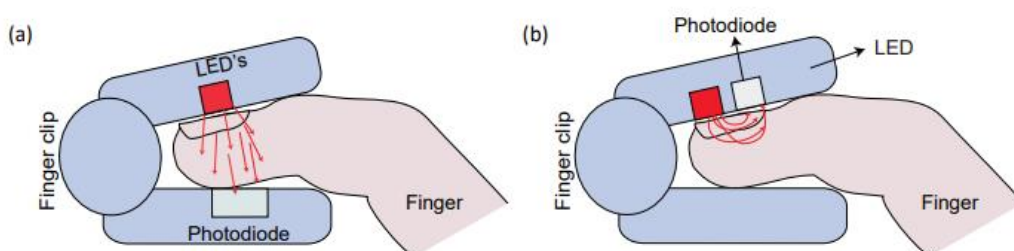
Εικόνα 2-18. [Πηγή](#) Το σήμα του ιστού.

Η φωτοπληθυσμογραφία λοιπόν, μετράει τις μεταβολές του όγκου αίματος σε ένα αγγείο. Η εξασθένηση της υπέρυθρης ακτινοβολίας ανιχνεύεται από ένα οπτικό αισθητήρα και καταγράφεται σε σήμα τάσης, ως φωτοπληθυσμόγραμμα (PPG). Η υπέρυθρη ακτινοβολία χρησιμοποιείται για τον φωτισμό του περιφερειακού ιστού, όπου σκεδάζεται και απορροφάται καθώς διέρχεται από τις διάφορες στοιβάδες του δέρματος, προτού μεταδοθεί ή ανακλαστεί από αυτό. Πιο συγκεκριμένα, ανάλογα

από τη διαμόρφωση του ίδιου του αισθητήρα η φωτοπληθυσμογραφία διακρίνεται σε φωτοπληθυσμογραφία μετάδοσης ή ανάκλασης. Μια αναπαρασταση των δύο διαμορφώσεων του αισθητήρα, δηλαδή για φασματοσκοπία μετάδοσης και ανάκλασης αντίστοιχα, φαίνονται στην εικόνα 2-19 (Mejía, et al., 2022).

Οι συνηθέστερες πηγές φωτός είναι δίοδοι εκπομπής LED σε οποιοδήποτε μήκος κύματος και οι φωτοανιχνευτές μπορεί να είναι φωτοδίοδος, φωτοτρανζίστορ ή φωτοκύτταρο. Η διάταξη της πηγής με τον ανιχνευτή είναι αυτό που διαμορφώνει τον αισθητήρα. Στην φωτοπληθυσμογραφία μετάδοσης η πηγή και ο ανιχνευτής τοποθετούνται σε απέναντι- αντίθετες πλευρές του κλιπ, και το φως διαπερνά πλήρως την επιφάνεια. Οι ανιχνευτές μετάδοσης χρησιμοποιούνται ευρέως στην υγεία και οπουδήποτε μπορεί να εφαρμοστεί ένα κλιπ, για παράδειγμα στα δάκτυλα ή στο λοβό του αυτιού (Mejía, et al., 2022).

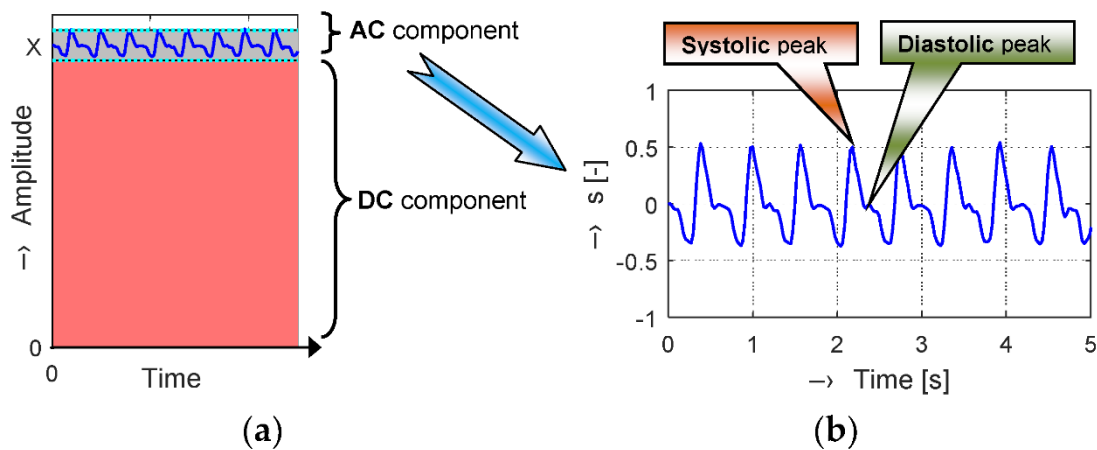
Στην φωτοπληθυσμογραφία ανάκλασης η πηγή και ο ανιχνευτής τοποθετούνται δίπλα- δίπλα σε απόσταση μπορεί και λίγο εκατοστών. Βασίζεται στο ότι το LED δια φωτίζει τον ιστο και ο ανιχνευτής ανιχνεύει το οπισσοκεδαζόμενο φως. Από την ανάκλαση το φως έχει εξασθενήσει και συνεπώς ανιχνεύονται οι ανάλογες μεταβολές στο φως. Οι ανιχνευτές ανάκλασης μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε οποιοδήποτε σημείο αγγειακού ιστού. Η οπτοηλεκτρονική μορφή του αισθητήρα αποτελεί βασικό δομικό στοιχείο για το σύστημα PPG (Mejía, et al., 2022).



Εικόνα 2-19. Τα διαφορετικά είδη ανίχνευσης του σήματος (Mejía, και συν., 2022).

2.4.4 Το σήμα PPG

Το σήμα PPG είναι ένα περιοδικό επαναλαμβανόμενο μοτίβο κύματος, το οποίο αντιστοιχεί στον καρδιακό παλμό. Περιλαμβάνει δύο φάσεις, τη συστολική και τη διαστολική. Οι δύο φάσεις απεικονίζουν την παλινδρόμηση του αίματος στις αρτηρίες. Κατά τη συστολή της καρδιάς ο όγκος αίματος επιστρέφει στις αρτηρίες, και συνεπώς συναντάται μεγάλη απορρόφηση φωτός, ενώ κατά τη διαστολή το αίμα απομακρύνεται και συνεπώς η απορρόφηση μειώνεται. Η στιγμή της συστολής και της διαστολής της καρδιάς εμφανίζεται στα μέγιστα ακρότατα στο φωτοπληθυσμόγραμμα. Ο αισθητήρας ανιχνεύει οπτικά τις μεταβολές στον όγκο του αίματος. Παρακάτω στην εικόνα 2-20, φαίνεται ένα φωτοπληθυσμόγραμμα. Έχει περιοριστεί το DC και έχει εμφανιστεί το κύμα που φαίνεται στο δεξιό μέρος της εικόνας. Επίσης στο διάγραμμα φαίνονται τα μέγιστα της συστολής και της διαστολής της καρδιάς όπως τα απεικονίζουν τα βέλη (Sviridova & Sakai, 2015).



Εικόνα 2-20. Το φωτοπληθυσμόγραμμα(πηγή).

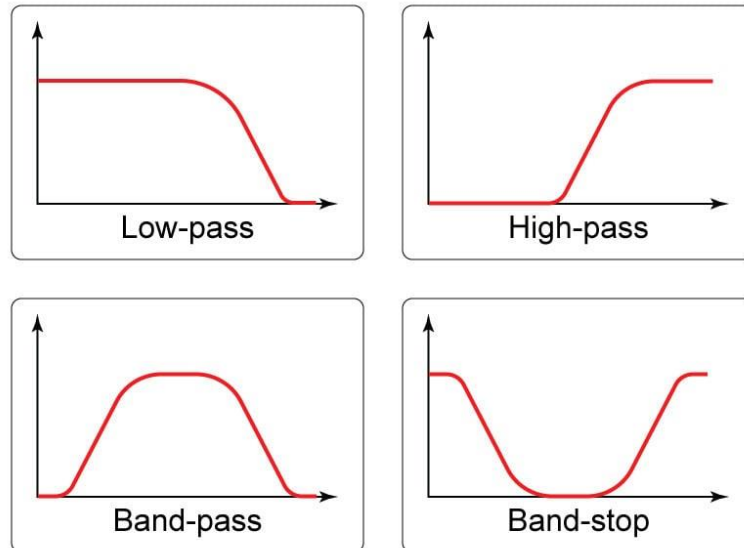
2.5 Ενεργά Φίλτρα αποκοπής

Για την απομόνωση του σήματος πρέπει να αποκοπούν οι σταθερές συνιστώσες DC. Αυτές όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, προέρχονται από τα μη μεταβαλλόμενα στοιχεία. Για τον εντοπισμό του AC σήματος χρησιμοποιούνται ενεργά φίλτρα. Εφόσον ο καρδιακός ρυθμός προσεγγιστικά κυμαίνεται σε έναν υγιή ενήλικα από τα 60 με 120 bpm (beats per minute ή παλμοί ανά λεπτό), το επιθυμητό το σύστημα πρέπει να απομονώνει προσεγγιστικά συχνότητες από:

$$\text{Frequency (Hz)} = 60 \text{ bpm} / 60 = 1.0 \text{ Hz}$$

$$\text{Frequency (Hz)} = 120 \text{ bpm} / 60 = 2.0 \text{ Hz}$$

Συνεπώς πρέπει στο σύστημα να χρησιμοποιηθούν φίλτρα που να απομονώνουν τις παραπάνω συχνότητες, αλλά προσεγγιστικά στην κατασκευή επιλέχθηκαν συχνότητες από 0.7 μέχρι 2.5Hz επειδή αυτές ήταν δυνατές. Για το φιλτράρισμα, υπάρχουν τα παθητικά φίλτρα που διαμορφώνονται με αντιστάσεις και πυκνωτές και τα ενεργά φίλτρα που στην λειτουργία τους περιλαμβάνουν έναν τελεστικό ενισχυτή. Ανάλογα με τις συχνότητες που αποκόπτουν, δηλαδή την επιλεκτικότητά τους, διακρίνονται σε φίλτρα διέλευσης χαμηλών συχνοτήτων (Low pass Filters), σε φίλτρα διέλευσης υψηλών συχνοτήτων (High pass Filters), σε φίλτρα διέλευσης ζώνης συχνοτήτων (Band pass Filters- BPF) και στα φίλτρα απόρριψης ζώνης συχνοτήτων (Band Stop Filters-BSF). Τα BPF και BSF περιλαμβάνουν δύο συχνότητες αποκοπής, μια υψηλή και μια χαμηλή. Για την απομόνωση του καρδιακού παλμού χρησιμοποιήθηκαν συνδιαστικά ένα υπερπαραπέρατο και ένα υποπαραπέρατο φίλτρο. Παρακάτω στην εικόνα 2-21, εμφανίζεται ο τρόπος λειτουργίας και το πώς αποκόπτουν τις συχνότητες τα διαφορετικά είδη των φίλτρων (Liaperdos, 2015).



Εικόνα 2-21. Η λειτουργία των φίλτρων(πηγή)

Επαναλαμβάνοντας, η πιο εύκολη εφαρμογή απομόνωσης του καρδιακού βιοσήματος περιλαμβάνει τη χρήση ενός υψιπερατού και ενός βαθυπερατού φίλτρου αντίστοιχα. Η συχνότητα αποκοπής ενός απλού φίλτρου RC για το υψιπερατό και το χαμηλοπερατό φίλτρο αντίστοιχα δίνεται από τη σχέση (Liaferdos, 2015):

$$f_{3dB} = \frac{1}{2\pi RC}$$

Με τη διαφορά ότι η συχνότητα αυτή είναι στο υψιπερατό φίλτρο το σημείο διέλευσης συχνοτήτων, ενώ στο χαμηλοπερατό το σημείο αποκοπής. Ως συχνότητα αποκοπής, θεωρείται το σημείο που το κέρδος του σήματος αποκόπτεται κατά 3dB. Επίσης, από την παραπάνω εξίσωση και λύνοντας προς RC βρίσκονται και τις ανάλογες τιμές των αντιστάσεων και των πυκνωτών. Δηλαδή εάν είναι γνωστή η συχνότητα που θέλουμε να αποκόψουμε υπολογίζουμε έτσι και τις αντίστοιχες τιμές των πυκνωτών και αντιστάσεων σε απλά φίλτρα RC μορφής. (Liaferdos, 2015) (Wikipedia, 2023).

Στα ενεργά φίλτρα η συχνότητα αποκοπής εκφράζεται από τη συνάρτηση μεταφοράς των φίλτρων. Η συνάρτηση μεταφοράς του φίλτρου είναι μια μαθηματική αναπαράσταση που μπορεί να περιγράψει τον τρόπο με τον οποίο το φίλτρο επηρεάζει τη συχνότητα ενός σήματος όταν διέρχεται από αυτό. Ως συνάρτηση μεταφοράς $H(s)$ ενός γραμμικού συστήματος ορίζεται ο λόγος της εξόδου προς την είσοδο του συστήματος (Wikipedia, 2023):

$$H(s) = \frac{V_{out}(s)}{V_{in}(s)}$$

Το s στο παραπάνω τύπο είναι μια περίπλοκη μεταβλητή της συχνότητας που προκύπτει από το μετασχηματισμό Laplace. Ο μετασχηματισμός Laplace χρησιμοποιείται για να μεταφέρει διαφορικές εξισώσεις από το πεδίο του χρόνου στο

πεδίο συχνοτήτων. Η μεταβλητή περιλαμβάνει ένα πραγματικό και ένα φανταστικό μέρος. Πιο συγκεκριμένα το s ισούται με (Wikipedia, 2023):

$$s = \sigma + j\omega$$

Όπου ω είναι η γωνιακή συχνότητα του σήματος και j ο μιγαδικός αριθμός $\sqrt{-1}$. Οι συναρτήσεις μεταφοράς των ενεργών φίλτρων έχουν περίπλοκες μιγαδικές μορφές (ECStudio, 2021).

2.5.1 Κέρδος Φίλτρου

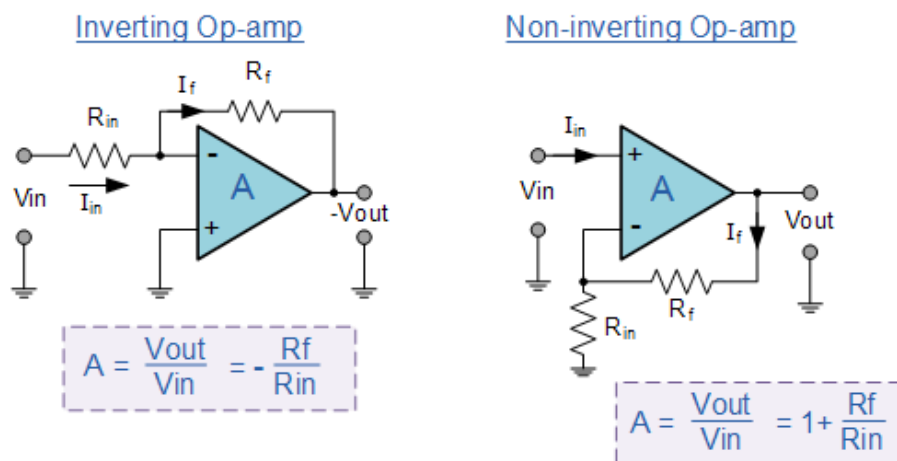
Στα ενεργά φίλτρα μπορούμε εκτός από φιλτράρισμα να συνδιάσουμε και την ενίσχυση του σήματος. Το κέρδος A ενός τελεστικού ενισχυτή σε μη αναστρέφουσα συνδεσμολογία, αποδίδεται από τη σχέση (Electronics Tutorials, 2023):

$$A = 1 + \frac{R_f}{R_{in}}$$

Στην αναστρέφουσα συνδεσμολογία, το κέρδος υπολογίζεται ως εξής (Electronics Tutorials, 2023):

$$A = -\frac{R_f}{R_{in}}$$

Οι αντιστάσεις R_f και R_{in} εκπροσωπούν τις αντιστάσεις ανάδρασης και εισόδου αντίστοιχα. Στην παρακάτω εικόνα(Εικόνα 2-22) εμφανίζεται η αναστρέφουσα και η μη αναστρέφουσα συνδεσμολογία των τελεστικών ενισχυτών και οι αντιστάσεις R_f και R_{in} αντίστοιχα. Στην αναστρέφουσα συνδεσμολογία το σήμα εξόδου αλλάζει φάση(αναστρέφεται).



Εικόνα 2-22 Αναστρέφουσα και μη αναστρέφουσα συνδεσμολογία και τα κέρδη τους(πηγή).

Συνδιάζοντας λοιπόν, ένα υψιπερατό και ένα χαμηλοπερατό ενεργό φίλτρο είναι δυνατή η εμφάνιση του βιοσήματος και ταυτόχρονα η ενίσχυση του.

Ανακεφαλαιώνοντας, τα φίλτρα διακρίνονται σε ενεργά και παθητικά. Τα ενεργά φίλτρα περιλαμβάνουν τελεστικούς ενισχυτές. Επίσης, ανάλογα με τις συχνότητες που αποκόπτουν, τα φίλτρα διακρίνονται σε χαμηλοπερατά, υψιπερατά, σε φίλτρα διέλευσης ζώνης συχνοτήτων και σε φίλτρα απόρριψης ζώνης συχνοτήτων. Στην αναστρέφουσα και μη αναστρέφουσα συνδεσμολογία ενός ενεργού φίλτρου ο υπολογισμός του κέρδους διαφέρει. Στα ενεργά φίλτρα η συχνότητα αποκοπής εκφράζεται από τη συνάρτηση μεταφοράς του φίλτρου. Η συνάρτηση δηλαδή, μπορεί να εκφράζει πώς ανταποκρίνεται το φίλτρο στις διαφορετικές συχνότητες των σημάτων, για παράδειγμα αν τις αποκόπτει ή τις διαπερνά. Οι διαμορφώσεις των ενεργών φίλτρων, για την επιλογή της επιθυμητής συχνότητας αποκοπής, είναι πολύπλοκες μιγαδικής μορφής.

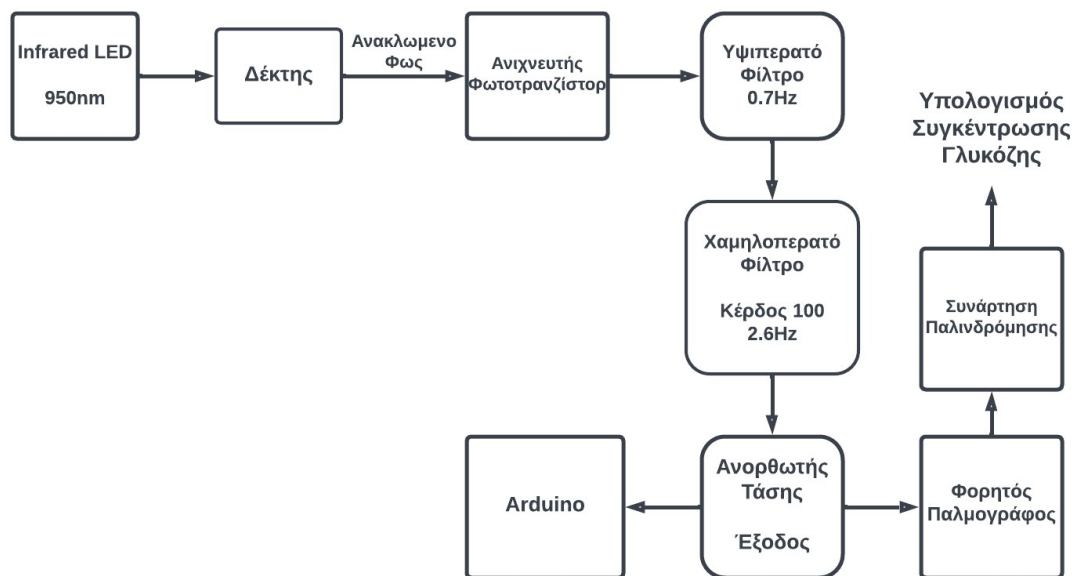
3 Μεθοδολογία

Ο στόχος της διπλωματικής είναι η ανάπτυξη ενός συστήματος που να υπολογίζει τη συγκέντρωση γλυκόζης με χρήση ειδικού ανιχνευτή που να εκπέμπει στο φάσμα απορρόφησης της. Δηλαδή, ανάλογα με το πόσο φως απορροφήθηκε από την ίδια τη γλυκόζη να ερευνηθεί αν είναι δυνατόν να υπολογιστεί η συγκέντρωση του σακχάρου, με χρήση υπέρυθρης ακτινοβολίας και μέσω κατάλληλης επεξεργασίας του σήματος. Η λογική είναι παρόμοια με αυτή του παλμικού οξύμετρου. Για να πραγματοποιηθεί αυτό, πρέπει να βρεθεί μια σχέση που να συνδέει την πραγματική τιμή του σακχάρου με τις μετρήσεις του συστήματος. Συνεπώς, ώστε να επιτευχθεί ο σκοπός, χρησιμοποιήθηκαν οι πραγματικές τιμές του σακχάρου ενός ατόμου από γλυκόμετρο, και συσχετίστηκαν με αυτές που καταγράφει το σύστημα. Παρατηρήθηκε δηλαδή εάν αλλάζουν οι τιμές στις μετρήσεις της τάσης όταν μεταβάλλεται -στην προκειμένη περίπτωση όταν αυξάνεται- η τιμή του σακχάρου. Επίσης, η εξίσωση ελέγχθηκε εάν επαληθεύεται στο ίδιο άτομο, και αν οι προβλεπόμενες μετρήσεις της ισχύουν. Ένα τέτοιο μοντέλο είναι κάτι που μπορεί να διαμορφωθεί για κάθε άτομο ξεχωριστά.

Για να πραγματοποιηθεί η μεθοδολογία κατασκευάστηκε το κύκλωμα ανίχνευσης του καρδιακού παλμού. Ο ειδικός αισθητήρας ανιχνεύει τον παλμό από τις αρτηρίες και έπειτα το σήμα επεξεργάζεται από το κύκλωμα για να εμφανιστεί τελικά σε ένα Arduino. Από τις μετρήσεις του κυκλώματος και του σακχαρόμετρου διαμορφώθηκε η συνάρτηση του συστήματος, η οποία για την ανάλογη τιμή της τάσης θα δίνει την ανάλογη τιμή της γλυκόζης. Η μεθοδολογία του κυκλώματος απεικονίζεται στην εικόνα 3-1. Η ανακλώμενη δέσμη φωτός αρχικά ανιχνεύεται από τον αισθητήρα και στην συνέχεια φιλτράρεται από ένα ενεργό υπεριώδες φίλτρο και ένα χαμηλοπερατό. Επίσης το σήμα ενισχύεται με κέρδος 100. Το σήμα εμφανίζεται στο Arduino και στον παλμογράφο και με τη συνάρτηση παλινδρόμησης που διαμορφώσαμε από τις μετρήσεις, υπολογίζεται η τελική τιμή της γλυκόζης (Lawand, Parihar, & Patil, 2015).

Μια εξίσωση που θα δίνει τη συγκέντρωση της γλυκόζης κάθε χρονική στιγμή και έπειτα από κάθε γεύμα δεν μπορεί να διαμορφωθεί επειδή η συγκέντρωση σακχάρου επηρεάζεται από τη ποσότητα και το είδος φαγητού. Επίσης είναι πιθανό το σύστημα να επηρεάζονται και από άλλους παράγοντες, όπως για παράδειγμα η διαμόρφωση του δέρματος, το είδος του ανιχνευτή, ο εξωτερικός θόρυβος κ.α.

Γενικότερα, αυτό που αναλύθηκε σε αυτή την διπλωματική είναι να εξεταστεί ο ρυθμός που αυξάνεται η γλυκόζη και αν αυτό συσχετίζεται με τις μετρήσεις της τάσης από το σύστημα. Δηλαδή ερευνηθήκε πως αυξάνεται η τιμή της γλυκόζης σε συνάρτηση με την τάση που υπολογίζει το σύστημα και αν μπορεί να διαμορφωθεί ένα σύστημα που θα την υπολογίζει.



Εικόνα 3-1. Τα στάδια της μεθοδολογίας(εφαρμογή).

3.1 Σχέση σήματος με Γλυκόζη

Η κατασκευή ενός συστήματος υπολογισμού της γλυκόζης, χρησιμοποιώντας ανιχνευτή που εκπέμπει στο φάσμα απορρόφησης της, είναι κάτι αρκετά υποσχόμενο και επίσης έχει ερευνηθεί σε μεγάλο βαθμό. Η αρχή του συστήματος βασίζεται στον υπολογισμό του απορροφούμενου φωτός από την αρχική πηγή. Το σήμα που θα απομονωθεί, το οποίο θα έχει τη μορφή PPG(φωτοπληθυσμόγραμμα) είναι αυτό που θα συσχετίσει τη μέτρηση της γλυκόζης με την τάση από κορυφή σε κορυφή. Δηλαδή, η μετρούμενη τάση είναι αυτή που θα δίνει την προβλεπόμενη τιμή της γλυκόζης. Για να πραγματοποιηθεί αυτό, δημιουργήθηκε ένα μαθηματικό μοντέλο το οποίο περιγράφεται ως εξής: Η προβλεπόμενη τιμή της γλυκόζης θα δίνεται μετρώντας την τάση του σήματος από κορυφή σε κορυφή.

$$C = f(V)$$

Πρέπει λοιπόν, να δημιουργήσουμε μια εξίσωση που θα δίνει την τιμή της γλυκόζης Y σε συνάρτηση με την τάση X του σήματος. Το πρώτο βήμα για να υλοποιηθεί αυτό είναι να διαμορφώσουμε ένα σύστημα που θα απομονώνει το σήμα PPG από το εξεταζόμενο άτομο (Lawand, Parihar, & Patil, 2015) .

Ωστόσο, πρέπει αρχικά να αναφερθεί ότι ένα σύστημα που να δίνει έναν γενικό τύπο για τον υπολογισμό της συγκέντρωσης κάθε χρονική στιγμή σε ένα άτομο δεν είναι κάτι εφικτό, διότι το σάκχαρο και η ποσότητα γλυκόζης επηρεάζεται από πολλούς παράγοντες. Καθορίζεται από την ποσότητα και το είδος φαγητού ή από την ώρα του γεύματος, όποτε είναι κάτι που δεν μπορεί να δοθεί προσεγγιστικά με μεγάλη ακρίβεια. Ωστόσο, μπορεί να εκφραστεί η καμπύλη ανόδου της γλυκόζης από τη στιγμή απόλυτης νηστείας, δηλαδή το πρωί και να εμφανιστεί πως αυτή αυξάνεται σταδιακά από το πρώτο γεύμα. Δηλαδή είναι δυνατό να δημιουργεί ένα σύστημα που

να δίνει μια εξίσωση ανόδου της γλυκόζης και να εμφανιστεί πως αυτή μεταβάλλεται όταν αυξάνεται η συγκέντρωση γλυκόζης στο αίμα. Στο πείραμα καταναλώθηκε το πρωί ένα αναψυκτικό και στη συνέχεια διαμορφώθηκε ένα μοντέλο που υπολογίζει τη συγκέντρωση της γλυκόζης κάθε χρονική στιγμή (από τη στιγμή πριν καταναλωθεί κάτι άλλο εκτός από το αναψυκτικό). Για να πραγματοποιηθεί αυτό έπρεπε πρώτα να κατασκευαστεί το κύκλωμα ανίχνευσης του καρδιακού παλμού το οποίο περιγράφεται στη συνέχεια. Αρχικά θα γίνει αναφορά πώς διαμορφώθηκε το σύστημα και τα χρονικά πλαίσια που ορίζει.

3.2 Το χρονικό πλαίσιο του πειράματος

Όπως αναφέρθηκε λοιπόν, η κατασκευή ενός μοντέλου που να εκφράζει τον ρυθμό μεταβολής της γλυκόζης και τον ρυθμό ανόδου της, είναι κάτι δυνατό και με βάση αυτό να υπολογίζει τη συγκέντρωση της γλυκόζης. Πιο συγκεκριμένα, είναι εφικτό να κατασκευαστεί ένα σύστημα που να υπολογίζει τη συγκέντρωση της γλυκόζης στο πλαίσιο από τη χρονική στιγμή 0, όπου είναι η κατάσταση απόλυτης νηστείας και να εμφανίσει πώς μεταβάλλεται η συγκέντρωση σακχάρου σταδιακά.

Οι μετρήσεις του συστήματος έγιναν δηλαδή εντός ορισμένων χρονικών πλαισίων. Το πρωί όπου το σώμα χαρακτηρίζεται από χαμηλά επίπεδα σακχάρου, επειδή δεν έχει ακόμα καταναλωθεί κάποιο είδος τροφή, καταναλώθηκε ένα αναψυκτικό. Από εκείνη την χρονική στιγμή, η οποία ορίζεται ως η $t=0$, και ανά ένα μισάωρο καταμετρούνται τα επίπεδα σακχάρου και η τάση που καταγράφει το σύστημα. Διαμορφώθηκε έτσι μια καμπύλη που εκφράζει την άνοδο της γλυκόζης σε συνάρτηση με την τάση που υπολογίζει το σύστημα άνα χρονική στιγμή.

Οπότε, το σύστημα είναι έγκυρο εάν οι μετρήσεις γίνουν το πρωί και για το συγκεκριμένο άτομο. Αυτό επιλέχθηκε γιατί ενδεχομένως οι μετρήσεις της τάσης και του σακχάρου θα είναι πιο έγκυρες. Πιο συγκεκριμένα, εάν οι μετρήσεις γίνουν κάποια άλλη στιγμή μέσα στην ημέρα θα επηρεαστούν και από άλλους παράγοντες, όπως αν έχει καταναλωθεί κάτι προηγουμένως ή από το είδος της τροφής. Αντίθετα, η πορτοκαλάδα είναι μια πηγη σακχάρου που δεν θα δώσει ακραίες τιμές και που, όπως παρατηρήθηκε αυξάνει με σχετικά σταθερό ρυθμό τα επίπεδα σακχάρου. Επίσης η εξίσωση δημιουργήθηκε σύμφωνα με τους παράγοντες του ατόμου που καταγράφει, οπότε η εξίσωση είναι βασισμένη στα δικά του χαρακτηριστικά, όπως το δέρμα του, η ηλικία, το φύλο του. Άρα το σύστημα και η εξίσωση διαμορφώθηκε μόνο για το συγκεκριμένο άτομο του πειράματος.

Μια άλλη εναλλακτική για τη διαμόρφωση του συστήματος είναι να καταγράψουμε μετρήσεις σακχάρου και τάσης καταναλώνοντας διάφορες ποσότητες και είδη φαγητού. Δηλαδή, εφόσον είχε προηγηθεί νηστεία από το βράδυ, να καταναλωθεί τροφή το πρωί και έπειτα στην επόμενη ώρα να μετρηθεί η τάση και το σάκχαρο. Αυτή η μέθοδος θα ήταν πιο χρονοβόρα, διότι θα απαιτούσε οι μετρήσεις να γίνουν κάθε επόμενη μέρα, και επίσης θα απαιτούσε να βρεθούν και διαφορετικά είδη φαγητού. Συνεπώς οι μετρήσεις θα έπαιρναν περισσότερο χρόνο, εφόσον δεν θα μπορούσαν να καταγραφούν όλες την ίδια μέρα. Μια ακόμη εναλλακτική για τη διαμόρφωση του

συστήματος θα ήταν να γίνουν μετρήσεις σε διαφορετικά άτομα. Και επομένως, επειδή και οι δύο εναλλακτικές εμφανίζουν σχετικές προκλήσεις η ιδανική μέθοδος για τη διαμόρφωση του συστήματος θα είναι στο ίδιο άτομο και με συνεχείς μετρήσεις της γλυκόζης. Για αυτό η καταγραφή έγινε σταδιακά ανα ένα μισάωρο το πρωί.

Συμπερασματικά, θεωρήθηκε ότι αυτή η μέθοδος θα μπορούσε να δώσει τα πιο έγκυρα αποτελέσματα. Το πρωί στις 9:00 έγινε η πρώτη μέτρηση τάσης και σακχάρου και αμέσως μετά καταναλώθηκε μια πορτοκαλάδα. Απομονώθηκαν συνολικά 7 μετρήσεις ανά ένα μισάωρο. Οι μετρήσεις έγιναν περίπου μέχρι τις 12:45 - 13:00.

3.3 Κύκλωμα καρδιακού ρυθμού

Το σύστημα λήψης και απεικόνισης του καρδιακού ρυθμού περιλαμβάνει, αντίστοιχα, το ηλεκτρονικό κύκλωμα και το ARDUINO. Διαμόρφωθηκε λοιπόν αρχικά, ένα σύστημα απομόνωσης του PPG σήματος. Αυτό περιλαμβάνει το υπερπερατό φίλτρο το χαμηλοπερατό φίλτρο το οποίο ταυτόχρονα ενισχύει το σήμα, και το κύκλωμα ανόρθωσης. Το κύκλωμα πρέπει να απομονώνει συχνότητες από 0.7Hz μέχρι 2.5 Hz, τις συχνότητες δηλαδή του καρδιακού παλμού. Ο ενισχυτής οργανολογίας που χρησιμοποιήθηκε είναι ο LF411. Ταυτόχρονα, τό σήμα πρέπει να ενισχυθεί από τα λίγα mV που ανιχνεύεται, και επίσης να ανορθωθεί έτσι ώστε να μην περιλαμβάνει τις αρνητικές τιμές του σήματος. Οι αρνητικές τιμές δεν είναι αποδεκτές από το σύστημα ARDUINO για αυτό χρησιμοποιήθηκε ένας ανορθωτής τάσης.

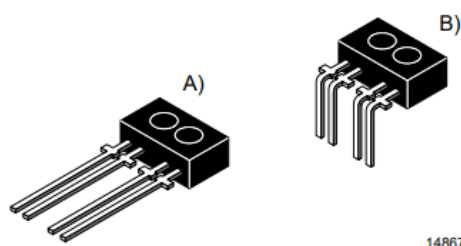
3.3.1 Αισθητήρας υπερύθρου

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως η γλυκόζη εμφανίζει πολλά μέγιστα απορρόφησης.

Για την απομόνωση του καρδιακού παλμού χρησιμοποιήθηκε πηγή που εκπέμπει στα 950 νανόμετρα, όπου το φως της απορροφάται ιδανικά από την γλυκόζη. Το φως εκπέμπεται από την πηγή, στη συνέχεια ανακλάται και έπειτα γίνεται αντιληπτό στον ανιχνευτή. Ο αισθητήρας του συστήματος είναι ο TCRT1000, ο οποίος εκπέμπει στα 950nm. Οι διαφορές στην απορρόφηση της γλυκόζης σε σχέση με τα 940nm είναι αμελητέες και δεν επηρεάζουν το σύστημα και τη μέτρηση (Al-dhaheeri, Eddine, Maaza, Mouhadjer, & Lakhdari, 2020). Ο αισθητήρας περιλαμβάνει την πηγή(πομπός) και τον ανιχνευτή(δέκτη), μια φωτοδίοδο και ένα φωτοτρανζίστορ αντίστοιχα. Το φωτοτρανζίστορ παράγει ρεύμα όταν προσπίπτει η φωτεινή δέσμη σε αυτό από την φωτοδίοδο. Ο αισθητήρας λειτουργεί με ανακλαστική φασματοσκοπία και ανιχνεύει το ανακλώμενο φως όπως φαίνεται στην εικόνα 3-2, όπου απεικονίζεται σχηματικά η λειτουργία του (Vishay Telefunken, 1999).

Ο αισθητήρας διαθέτει τέσσερις ακροδέκτες τους A, C, E, C , όπως φαίνονται στην εικόνα 3-3. Ο ακροδέκτης A συνδέεται στο σύστημα με τη θετική τροφοδοσία και ο δεξιός ακροδέκτης C είναι ο εκπομπός του τρανζίστορ και συνεπώς η έξοδος του σήματος. Οι μεσαίοι ακροδέκτες συνδέονται με τη γείωση του κυκλώματος. Ο ανιχνευτής λειτουργεί κυρίως σε χαμηλές τάσεις και ανιχνεύει σε χρόνο λίγων

μικρόσεκοντ, και συνεπώς είναι ιδανικός για την χρήση του σε έναν μικροεπεξεργαστή (Vishay Telefunken, 1999).



Εικόνα 3-2. Η μορφή του TCRT1000 και TCRT1010 (Πηγή).

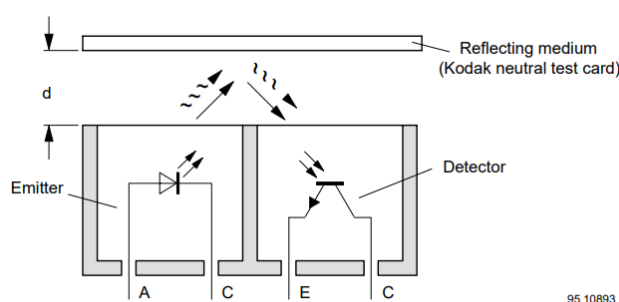


Figure 1. Test circuit

Εικόνα 3-3. Η βάση της λειτουργίας του TCRT1000 (Πηγή).

Εφόσον επιλέχθηκε ο ανιχνευτής, διαμορφώθηκε ένα κύκλωμα επεξεργασίας του σήματος. Στο σήμα πρέπει να απομονωθούν οι σταθερές συνιστώσες και να εμφανιστεί μόνο το σήμα από τον καρδιακό παλμό. Αυτό μπορεί να γίνει με την χρήση ενεργών φίλτρων.

3.3.2 Ο τελεστικός ενισχυτής LF411

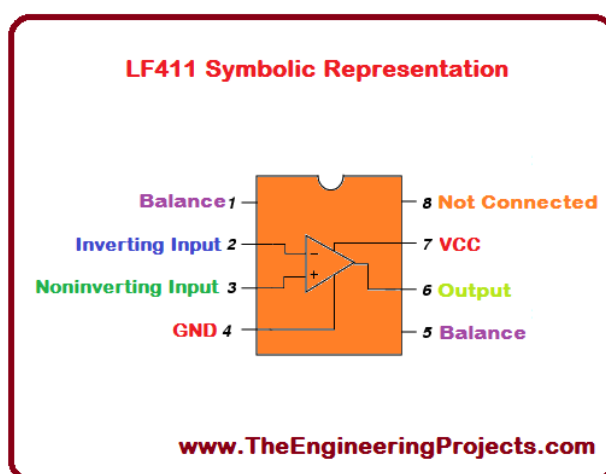
Ένας τελεστικός ενισχυτής είναι μια διάταξη με δύο εισόδους και μία έξοδο, η οποία ενισχύει τη διαφορά των τάσεων στην είσοδο του. Επιπλέον, περιλαμβάνονται σε αυτό και δύο ή μια είσοδοι τροφοδοσίας dc τάσεων. Στο σύνολο τους, οι τελεστικοί ενισχυτές είναι ολοκληρωμένα κυκλώματα τα οποία διατίθενται σε πολλές διαφορετικές συσκευασίες (Electronics Tutorials, 2023).

Το LF411 είναι ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα τελεστικού ενισχυτή που κατασκευάστηκε από την Texas Instruments και άλλες εταιρείες. Οι τελεστικοί ενισχυτές χρησιμοποιούνται ευρέως στην ηλεκτρονική για διάφορες εργασίες όπως στην επεξεργασία αναλογικού σήματος, στην ενίσχυση και το φιλτράρισμα (Texas Instruments, 2023).

Ο LF411 είναι συσκευασία DIP (Dual In-line Package) και περιέχει έναν μόνο ενισχυτή στην συσκευασία του, όπως φαίνεται αναλυτικά στην εικόνα 3-4. Ορισμένα

χαρακτηριστικά του είναι ότι έχει σχεδιαστεί για να έχει χαμηλό θόρυβο εισόδου, καθιστώντας τον κατάλληλο για εργασίες ενίσχυσης χαμηλού θορύβου. Επίσης, ο ενισχυτής ανταποκρίνεται γρήγορα στις μεταβολές της τάσης εισόδου. Διαθέτει συνολικά 8 pin λειτουργίας (Watson, 2017).

- Pin 1: Offset Null
- Pin 2: Αναστρέφουσα είσοδος (-)
- Pin 3: Μη αναστρέφουσα είσοδος (+)
- Pin 4: V- (Αρνητική τάση τροφοδοσίας)
- Pin 5: Offset Null
- Pin 6: Έξοδος
- Pin 7: V+ (Θετική τάση τροφοδοσίας)
- Pin 8: NC (No Connection)

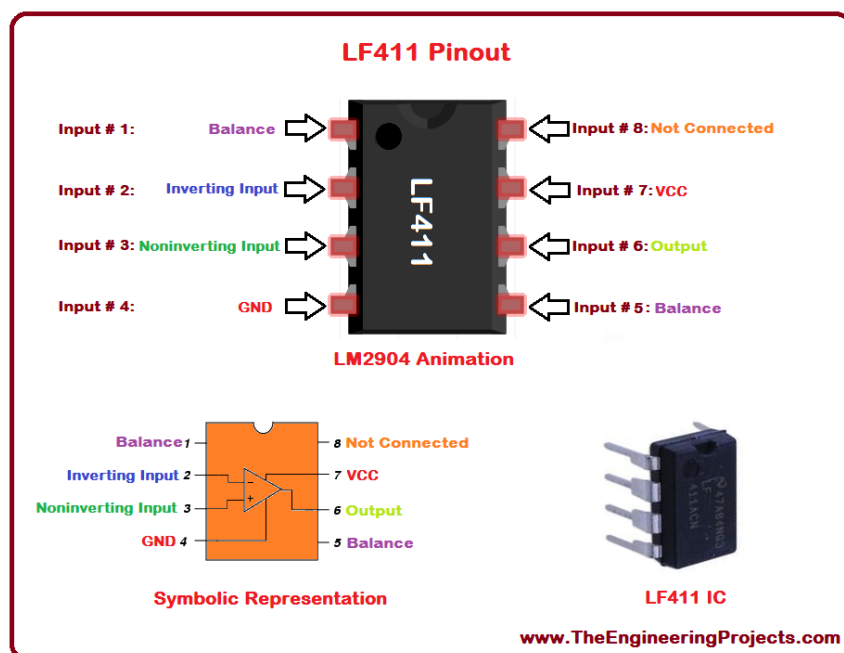


Εικόνα 3-4. Τι περιλαμβάνει ο LF411 (Πηγή).

3.3.3 Τα χαρακτηριστικά του LF411

Σύμφωνα με το φυλλάδιο του LF411, ο T.E παρουσιάζει στην πράξη πολλά θετικά. Καταρχάς, η τάση μετατόπισης εισόδου (input offset voltage) του LF411 κυμαίνεται συνήθως από μερικά μικροβόλτ έως millivolts. Αυτή η παράμετρος αντιπροσωπεύει τη διαφορά τάσης μεταξύ της αναστρέφουσας και της μη αναστρέφουσας εισόδου που απαιτείται για να μηδενιστεί η έξοδος. Επίσης το LF411 έχει χαμηλό ρεύμα πόλωσης εισόδου (Input Bias Current), τυπικά στην περιοχή των picoamperes έως nanoamperes. Το ρεύμα πόλωσης εισόδου είναι το ρεύμα που ρέει στις αναστρέφουσες και μη αναστρέφουσες εισόδους του τελεστικού ενισχυτή. Επιπλέον, ο ρυθμός μετατόπισης (Slew Rate) του LF411 είναι σχετικά υψηλός, τυπικά στην περιοχή δεκάδων έως εκατοντάδων βολτ ανά μικροδευτερόλεπτο. Ο ρυθμός κύλισης είναι ένα μέτρο του πόσο γρήγορα μπορεί να ανταποκριθεί ο τελεστικός ενισχυτής σε γρήγορες αλλαγές στην τάση εισόδου. Τέλος, παρουσιάζει πολύ καλό CMRR τυπικά στην περιοχή των 70 dB έως 100 dB ή περισσότερο. Το CMRR αντιπροσωπεύει την ικανότητα του op-amp να απορρίπτει σήματα σήματα που εμφανίζονται εξίσου και στις δύο εισόδους. Επίσης, Ο LF411 μπορεί να λειτουργήσει με ένα ευρύ φάσμα τάσεων τροφοδοσίας, που τυπικά εκτείνεται από ± 5 βολτ έως ± 20 βολτ ή και

περισσότερο. Ταυτόχρονα, είναι πολύ εύκολα διαθέσιμος και επίσης η εφαρμογή του ήταν επιτυχής για την απομόνωση του καρδιακού παλμού. Το LF411 είναι T.E άμεσα ανταγωνίσιμος με τον συμβατό LM741 (Texas Instruments, 2023) (Watson, 2017) (Texas Instruments, 2013).



Εικόνα 3-5 Η δομή του LF411 ([Πηγή](#))

3.3.4 Τα φίλτρα

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, το κύκλωμα έχει ως στόχο να απομονώσει τα AC σήματα του καρδιακού παλμού και να περιορίσει όλες τις μη επιθυμητές DC συνιστώσες. Για να πραγματοποιηθεί αυτό, πρέπει να αποκοπούν οι συχνότητες που δεν προσφέρουν μεταβαλλόμενο σήμα. Διαμορφώθηκε λοιπόν, συνδιασμός φίλτρων που απομονώνει τις επιθυμητές συχνότητες και περιορίζοντας όλες τις υπόλοιπες. Αυτό αποτελείται από ένα υψιπερατό και ένα βαθυπερατό φίλτρο. Συνολικά το σύστημα απομονώνει συχνότητες από 0.7 μέχρι 2.5Hz.

Η κατασκευή του κυκλωματος φαίνεται στην Εικόνα 3-5. Το κύκλωμα που κατασκευάστηκε περιλαμβάνει, όπως αναφέρθηκε, ένα υψιπερατό φίλτρο που αποκόπτει τις συχνότητες κάτω των 0.7Hz. Το υψιπερατό φίλτρο διαμορφώθηκε με τα εξής χαρακτηριστικά:

- Αντιστάσεις: 470KΩ, 1MEGOhm
- Πυκνωτές: 2x470nF

Το σήμα εξόδου λοιπόν, είναι σήμα τάση λίγων mV που έχουν αποκοπεί όλες οι χαμηλές συχνότητες κάτω των 0.7Hz. Στην συνέχεια, το σήμα πρέπει να ενισχυθεί και μηδενιστούν οι συχνότητες πάνω από 2.5Hz.

Αντίστοιχα, το χαμηλοπερατό φίλτρο περιλαμβάνει:

- Αντιστάσεις: 270KΩ & 2,7KΩ, 470KΩ
- Πυκνωτές: 2x330nF

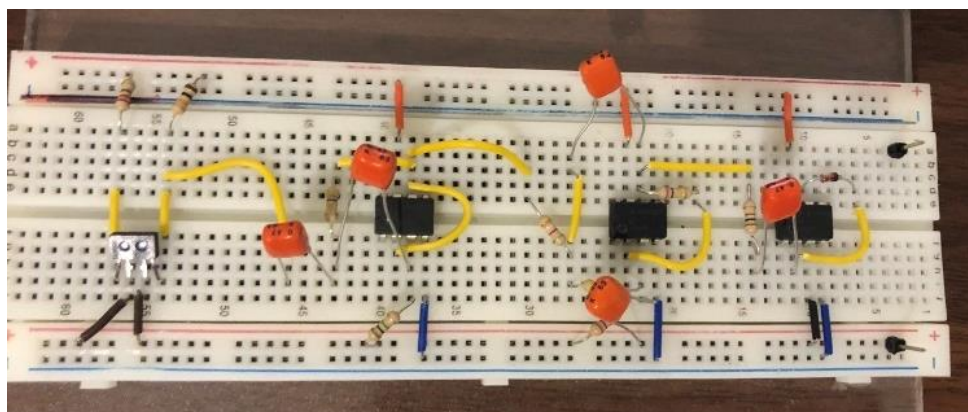
Το χαμηλοπερατό φίλτρο ενισχύει το σήμα με κέρδος $100 (A = 270K / 2,7K)$. Επίσης υπάρχει αντίσταση $3.9K\Omega$ που συνδέει τα δύο φίλτρα.

Το σχήμα του κυκλώματος είναι διακριτό στην Εικόνα 3-7. Το υπερπερατό φίλτρο διαμορφώνεται ως εξής: Η 3 είσοδος του ενισχυτή συνδέεται με την $R1=1M\Omega$ και τους $C1$ και $C2= 470nF$ αντίστοιχα. Επίσης, στην 3 είσοδο συνδέεται η $R2=470K\Omega$ η οποία συνδέεται με την έξοδο(θύρα 6). Η είσοδος 2 συνδέεται και αυτή με την έξοδο 6. Οι δύο εισοδοί 4 και η 7 συνδέονται με την αρνητική και θετική τάση τροφοδοσίας αντίστοιχα.

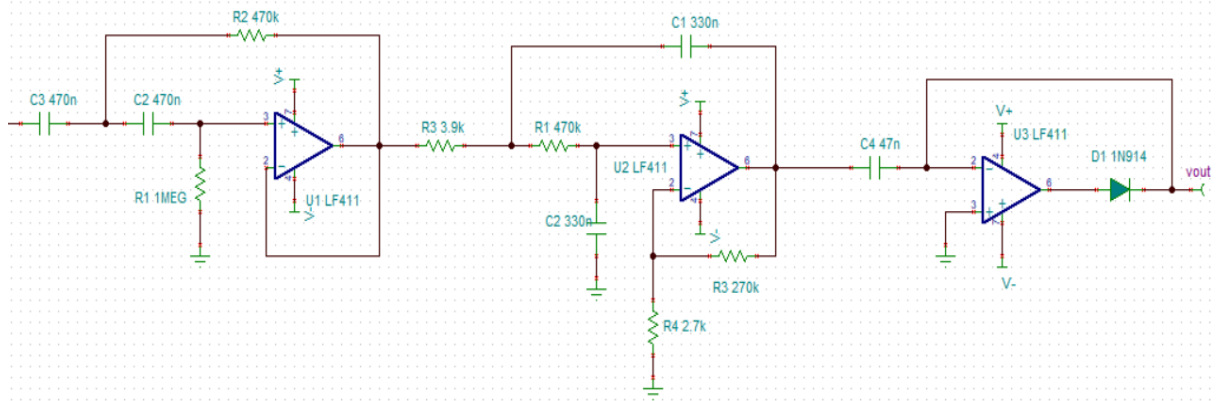
Στο βαθυπερατό φίλτρο, η 3 είσοδος συνδέεται με τον $C3=330nF$ και $R3= 3.9K\Omega$ και $R4= 470K\Omega$. Επίσης, σε αυτήν συνδέεται η $C4=330nF$ η οποία συνδέεται με την έξοδο(θύρα 6). Η είσοδος 2 συνδέεται με την $R5=2,7K\Omega$ και $R6=270K\Omega$ και με την έξοδο 6 του τελεστικού ενισχυτή. Η $R5$ και η $R6$ δίνουν την ενίσχυση του σήματος. Τέλος, οι δύο εισοδοί 4 και η 7, συνδέονται με την αρνητική και θετική τάση τροφοδοσίας αντίστοιχα.

Για τις dc τάσεις τροφοδοσίας χρησιμοποιήθηκαν δύο συμβατικές 9V μπαταρίες. Για την θετική τάση(+) στο breadboard συνδέθηκε ο θετικός πόλος της μίας μπαταρίας και για την αρνητική τάση(-) ο αρνητικός πόλος της δεύτερης. Για την γείωση συνδέθηκαν τα καλώδια της θετικής και αρνητικής τροφοδοσίας που απέμειναν από τις δύο μπαταρίες, για να αλληλοανεραιθούν και να σχηματίσουν τάση 0V, δηλαδή γείωση.

Ο αισθητήρας επίσης συνδέεται με την θετική τάση τροφοδοσίας. Ο ακροδέκτης A και ο δεξιός ακροδέκτης C (δηλαδή η έξοδος του συστήματος) συνδέονται με την θετική τάση τροφοδοσίας. Οι ενδιάμεσοι ακροδέκτης είναι στην γείωση (Narkhede, Dhalwar, & Karthikeyan, 2016) (Bhuyan, Monty, & Sarkar, 2020) (Syafirah, Norali, & Normahira, 2012) (Yadav, Rani, Singh, & Murari, Design of Low Cost Blood Glucose Sensing System Using Diffused Reflectance Near-Infrared Light, 2017) (Saquib, Papon, Ahmad, & Rahman, 2015) (Daarani & Kavithamani, 2015) (Venkataramanan, Kamble, Bairolu, Singh, & Rao, 2017).



Εικόνα 3-6. Το συνολικό κύκλωμα του καρδιακού παλμού.

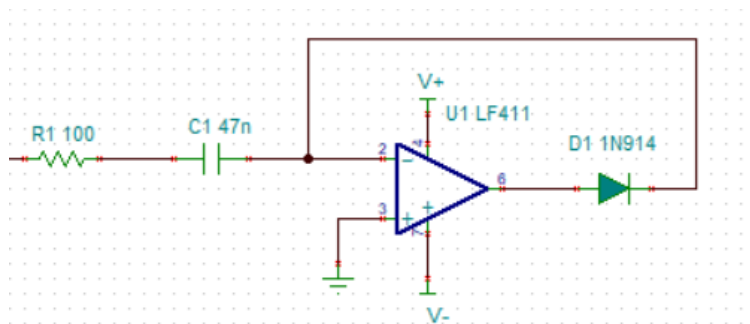


Εικόνα 3-7. Σχηματική αναπαράσταση του κυκλώματος στο Tina-TI.

3.3.5 Ο Ανορθωτής τάσης

Αρκετές φορές, η τάση δεν πρέπει να ξεπερνάει ορισμένα όρια δηλαδή είτε πρέπει να είναι μικρότερη ή μεγαλύτερη από ένα συγκεκριμένο όριο είτε να βρίσκεται μεταξύ δύο τιμών. Αυτή η απαίτηση προκύπτει από το γεγονός ότι μπορεί να ακολουθεί ένα κύκλωμα που να δέχεται τιμές ορισμένων πλαισίων και όχι οποιεσδήποτε. Για παράδειγμα ο μικροελεγκτής ARDUINO δέχεται τιμές από 0 έως 5V και για αυτό το λόγο, πολλές φορές χρησιμοποιούνται κυκλώματα πριν το ARDUINO που εξασφαλίζουν ότι δεν θα ξεπεραστούν αυτές οι τιμές. Το σχέδιο ενός κυκλώματος ανόρθωσης φαίνεται στην Εικόνα 3-6 (Asvestas, 2023).

Προστέθηκε λοιπόν ένας κύκλωμα ανορθωτής τάσης με χρήση του LF411. Στη είσοδο 2 του τελεστικού συνδέεται ο πυκνωτής $C1=47nF$ και η αντίσταση $R1=100\Omega$. Επίσης η αναστρέφουσα είσοδος συνδέεται με την έξοδο (pin 6) του ολοκληρωμένου. Μια διόδος στο pin 6 εξασφαλίζει τη μονόδρομη ροή του ρεύματος και τη μετατόπιση της τάσης. Η αναστρέφουσα είσοδος (pin 3) συνδέεται με την γείωση και οι dc τροφοδοσίες (4 & 7 pin) συνδέονται με τη θετική και αρνητική τάση τροφοδοσίας αντίστοιχα (Asvestas, 2023).



Εικόνα 3-8. Κύκλωμα ανορθωτή τάσης.

3.3.6 ARDUINO

Το ARDUINO είναι ένα σύνολο ηλεκτρονικών πλακετών και επεξεργαστών που μπορούν να προγραμματιστούν σε περιβάλλον ανοικτού κώδικα. Περιλαμβάνει το hardware, όπου σε αυτό ανήκει η σειρά μικροελεγκτών Atmel ATmega, και το software

που σου επιτρέπει να γράψει κώδικα σε γλώσσα C/C++. Το Arduino έχει ευρεία αποδοχή με μεγάλη και ενεργή κοινότητα. Η πλατφόρμα Arduino έχει σχεδιαστεί για να είναι φιλική προς το χρήστη και προσιτή, ακόμη και για άτομα με ελάχιστη ή καθόλου προηγούμενη εμπειρία στα ηλεκτρονικά ή στον προγραμματισμό (Wikipedia, 2023) .

Το Arduino προσφέρει μια ποικιλία πλακετών μικροελεγκτών με διαφορετικά χαρακτηριστικά και δυνατότητες. Το πιο συνηθισμένο είναι το Arduino Uno, αλλά υπάρχουν πολλές άλλες, όπως το Arduino Mega, το Arduino Nano και το Arduino Due, κάθε ένα από το οποίο καλύπτει συγκεκριμένες απαιτήσεις και χαρακτηριστικά. Επίσης περιλαμβάνει συγκεκριμένο περιβάλλον ανάπτυξης κώδικα. Το ολοκληρωμένο περιβάλλον ανάπτυξης Arduino (IDE) είναι ένα φιλικό προς το χρήστη περιβάλλον λογισμικού που χρησιμοποιείται για τη συγγραφή και τη μεταφόρτωση κώδικα σε πλακέτες Arduino. Χρησιμοποιεί μια απλοποιημένη έκδοση της γλώσσας προγραμματισμού C/C++. Γενικότερα, η κοινότητα του Arduino έχει αναπτύξει μια τεράστια συλλογή βιβλιοθηκών που απλοποιούν τη σύνδεση με διάφορους αισθητήρες και μονάδες. Αυτές οι βιβλιοθήκες βοηθούν τους χρήστες να εξοικονομήσουν χρόνο και προσπάθεια κατά την ανάπτυξη του κώδικα για τα έργα τους. Τέλος, στο Arduino υπάρχουν πρόσθετες πλακέτες που μπορούν να τοποθετηθούν πάνω στις υπάρχουσες πλακέτες Arduino για να παρέχουν πρόσθετη λειτουργικότητα, για παράδειγμα, για συνδεσιμότητα Ethernet, Wi-Fi, έλεγχο κινητήρων και άλλα (Arduino.cc, 2023). Το Arduino χρησιμοποιείται ευρέως για ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών, όπως (Wikipedia, 2023) (Aggarwal, 2023):

- Δημιουργία πρωτοτύπων: Οι πλακέτες Arduino χρησιμοποιούνται συνήθως για τη γρήγορη κατασκευή πρωτοτύπων ηλεκτρονικών συσκευών και συστημάτων.
- Οικιακός αυτοματισμός: Το Arduino μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη δημιουργία DIY συστημάτων οικιακού αυτοματισμού, ελέγχοντας τα φώτα, τη θερμοκρασία και τις συσκευές.
- Ρομποτική: Το Arduino είναι δημοφιλές για την κατασκευή ρομπότ και ρομποτικών έργων, χάρη στην ευελιξία και την ευκολία χρήσης του.
- IoT (Internet of Things): Οι πλακέτες Arduino εξοπλισμένες με ασπίδες(shields) Wi-Fi ή Ethernet χρησιμοποιούνται σε έργα IoT για τη συλλογή και τη μετάδοση δεδομένων στο διαδίκτυο.
- Εκπαιδευτικά εργαλεία: Το Arduino χρησιμοποιείται συχνά σε εκπαιδευτικά περιβάλλοντα για τη διδασκαλία ηλεκτρονικών και εννοιών προγραμματισμού λόγω της προσβασιμότητάς του.
- Καλλιτεχνικά έργα: Πολλοί καλλιτέχνες χρησιμοποιούν το Arduino για διαδραστικές καλλιτεχνικές εγκαταστάσεις και για κίνηση γλυπτών.

Το Arduino συνδέθηκε στη γείωση και στην έξοδο του κύκλωματος. Η θύρα που συνδέεται στην έξοδο είναι η A1.

3.3.7 Κώδικας πλακέτας

Στο παρακάτω πρόγραμμα, το πρώτο στάδιο είναι να εφαρμοστεί η συνάρτηση *setup* για να ξεκινήσει η επικοινωνία του υπολογιστή με την πλακέτα. Αρχίζει λοιπόν μια επικοινωνία 57600 bits δεδομένων ανά δευτερόλεπτο με το Arduino.

```
Serial.begin(57600);
```

Έπειτα, στον κύριο βρόγχο του κώδικα εισάγεται μια μεταβλητή *sensorValue* για να αποθηκευτεί η τιμή που λαμβάνει το Arduino η οποία έχει τιμή από 0 έως 1023.

```
int sensorValue = analogRead(A1);
```

Για να αλλάξει η τιμή των bits που περιλαμβάνει τιμές από 0 έως 1023 σε ένα εύρος που αντιστοιχεί στην τάση του κυκλώματος που διαβάζει το Arduino, δημιουργούμε μια δεύτερη μεταβλητή *float*. Για να μετατρέψουμε τις τιμές μέτρησης του σήματος σε τάση βολτ, διαιρούμε το 5,0 με το 1023,0 και έπειτα το πολλαπλασιάζουμε με το *sensorValue* (Wardana, Indahwati, & Fitriyah3, 2018). Δηλαδή η νέα μεταβλητή *voltage* θα προκύψει ως εξής:

```
float voltage= sensorValue * (5.0 / 1023.0);
```

Τέλος, πρέπει να απεικονίσουμε το σήμα, δηλαδή την μεταβλητή *voltage* στην οθόνη του υπολογιστή το οποίο θα γίνει με την εντολή *Serial.println()* στην τελευταία γραμμή του κώδικα.

```
Serial.println(voltage);
```

Τώρα εάν ανοίξουμε το Serial Monitor στο Arduino IDE, ή απλά πατώντας Ctrl+Shift+M, θα βλέπουμε μια σταθερή ροή αριθμών που θα κυμαίνεται από 0.0-5.0V. Πλέον είναι δυνατή η απεικόνιση του παλμικού σήματος. Έχουμε προσθέσει επίσης *delay 20milisecond* στην επανάληψη του βρόγχου.

```
delay(20);
```

Στην προκειμένη περίπτωση, λοιπόν, ένα ARDUINO χρησιμοποιήθηκε για να εμφανίσει το PPG σήμα και να μετρηθεί έτσι η τάση από κορυφή σε κορυφή. Χρησιμοποιήθηκε η βασική πλακέτα ARDUINO UNO. Στο ARDUINO συνδέθηκε η

γείωση και η αναλογική είσοδος A1 με την γείωση και την έξοδο του κυκλώματος. Στην συνέχεια το σήμα απεικονίστηκε σε λογισμικό. Ταυτόχρονα το σήμα εμφανίστηκε και σε έναν παλμογράφο. Παρακάτω φαίνεται αναλυτικά ο συνολικός κώδικας στο Arduino.

```
void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  Serial.begin(57600);
}

void loop() {
  // put your main code here, to run repeatedly:
  int sensorValue = analogRead(A1);
  // Convert the analog reading (which goes from 0 - 1023) to a voltage
  (0 - 5V):
  float voltage = sensorValue * (5.0 / 1023.0);
  // print out the value you read:
  Serial.println(voltage);
  delay(20);
}
```

3.4 PicoScope 2000 Series

Για τη διευκόλυνση των μετρήσεων χρησιμοποιήθηκε επίσης και ένας παλμογράφος. Ο φορητός παλμογράφος PicoScope 2000 Series συνδέθηκε στην έξοδο και στην γείωση του κυκλώματος για την καταγραφή του βιοσήματος. Αυτό βοήθησε στον επιπλέον προσδιορισμό και στην μέτρηση της τάσης από κορυφή σε κορυφή.

Το Picoscope συγκεκριμένα, είναι λογισμικό απεικόνισης παλμογράφων της σειράς Pico. Το πρόγραμμα χρησιμοποιείται για την ανάλυση σε πραγματικό χρόνο των σημάτων και κυματομορφών από παλμογράφους και άλλους καταγραφείς της σειράς Pico. Επίσης το λογισμικό παρέχει πολλές λειτουργίες (Wikipedia, 2021).

Βασικό χαρακτηριστικό του, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως είναι η ανάλυση των αναλογικών και ψηφιακών σημάτων σε πραγματικό χρόνο, για να προβληθούν έτσι μετρήσεις, κυματομορφές και άλλα δεδομένα στην οθόνη του υπολογιστή. Το Picoscope μάλιστα, μπορεί να αναγνωρίσει δεδομένα από διαφορετικούς τύπους σένσορες και αισθητήρες κάνοντας το λογισμικό έτσι διαθέσιμο για ένα ευρύ εύρος εφαρμογών. Το πρόγραμμα επίσης παρέχει πολλά εργαλεία για καταγραφές και μετρήσεις σε κυματομορφές, όπως είναι η τάση, ο χρόνος, η συχνότητα ενώ ακόμα προσφέρει και διάφορες λειτουργίες ανάλυσης, για παράδειγμα μετασχηματισμό Fourier (Fast Fourier Transformation) και μαθηματικές εξισώσεις. Τέλος, εξάγει τα δεδομένα που συλλέγει σε μορφές που μπορούν να διαβαστούν από Matlab και να είναι της μορφής CSV (Pico Technology, 2021) (Wikipedia, 2021) (Pico Technology, 2022).

Η συσκευή που χρησιμοποιήθηκε είναι το μοντέλο PicoScope 2204A, ένας φορητός παλμογράφος με 3 κανάλια εισόδου. Στην προκειμένη περίπτωση μόνο το κανάλια A

χρησιμοποιήθηκε για την μέτρηση του σήματος. Τα χαρακτηριστικά της συσκευής είναι τα εξής (House, 2011):

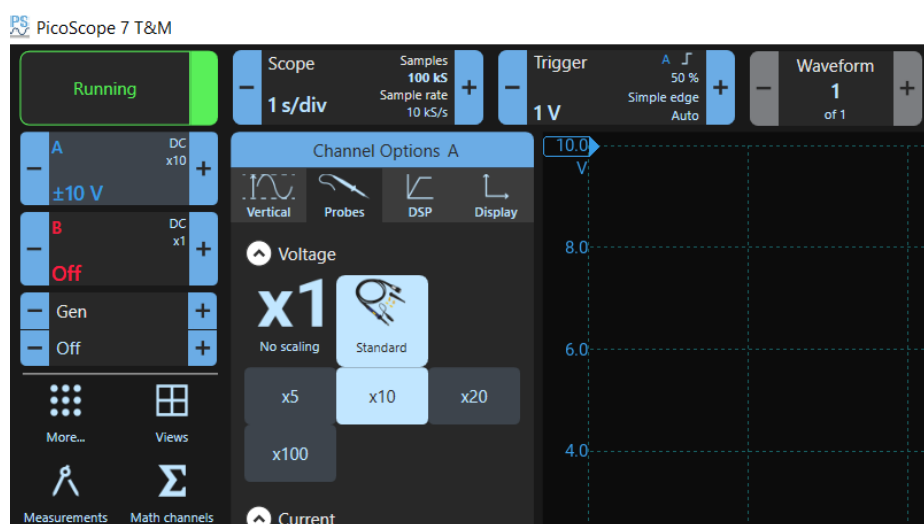
- Resolution: 8 bits at 100MS/s
- Bandwidth: 10MHz
- Tuned Probe: MI007
- Memory: 8kS
- Additional: Arbitrary Waveform Generator

Δηλαδή, ο παλμογράφος διαβάζει 8bit πληροφορίας ανά 0.1 second και ανιχνεύει εύρος συχνοτήτων μέχρι 10MHz. Το μοντέλο καλωδίου που συνδέεται σε αυτόν είναι το MI007. Ο παλμογράφος έχει μνήμη που φτάνει μέχρι τα 8K. Το μοντέλο αποτελεί έναν φορητό παλμογράφο εύχρηστο και εύκολη λειτουργία που επίσης περιλαμβάνει και το δικό του λογισμικό (House, 2011).

Ο MI007 είναι ένα καλώδιο παλμογράφου γενικής χρήσης με υψηλή αντίσταση. Είναι βαθμονομημένος ώστε να λειτουργεί αποτελεσματικά με όργανα που έχουν αντίσταση εισόδου 1 MΩ. Ένας συρόμενος διακόπτης δύο θέσεων στη λαβή του αισθητήρα επιτρέπει την εναλλαγή της κλίμακας μεταξύ 10:1 και 1:1 (TEquipment, 2023).

Ο παλμογράφος λοιπόν, της σειράς Pico διαθέτει 3 κανάλια υπολογισμού σήματος. Τα A και B και ένα τρίτο κανάλι που συνδέεται με γείωση. Ο παλμογράφος διαθέτει ειδικό βύσμα που συνδέεται σε υπολογιστή και λάπτοπ (House, 2011).

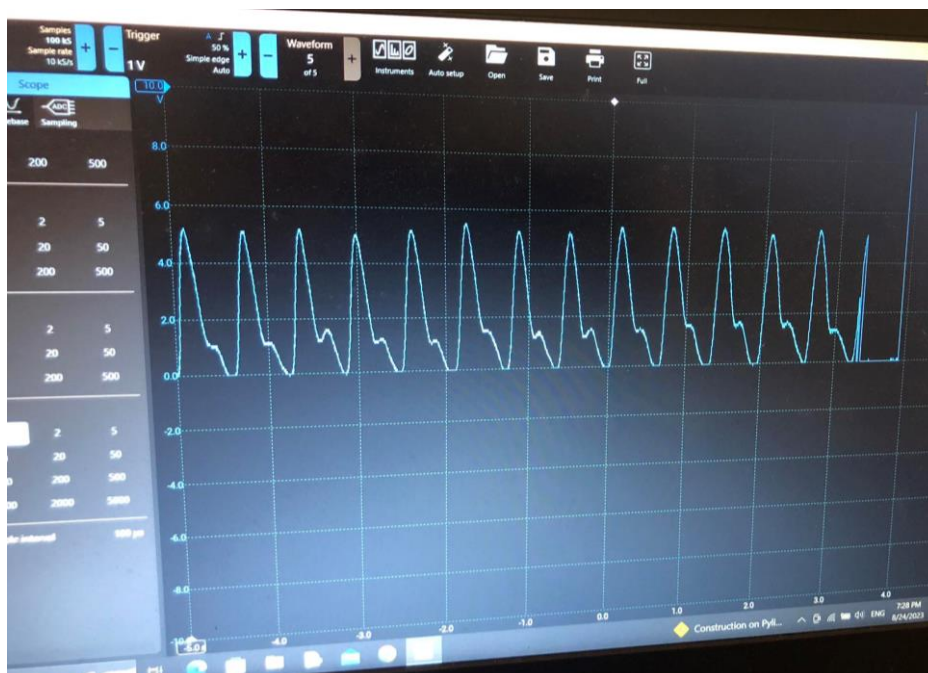
Ο παλμογράφος συνδέθηκε στην έξοδο 6 του κυκλώματος και στην γείωση. Επιλέχθηκε το κανάλι A και επιλέχθηκε στο λογισμικό 1s/div η μεταβολή του παλμού. Η κλίμακα επιλέχθηκε x10, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3-9.



Εικόνα 3-9. Τί επιλέχθηκε για την απεικόνιση του σήματος από το πρόγραμμα του παλμογράφου([Picoscope2000](#))

Ο παλμογράφος μέτρησε την τάση από κορυφή σε κορυφή και προσθέτωντας μια επιπλέον απεικόνιση του σήματος. Μελετήθηκε πιο εύκολα η διαμόρφωση του σήματος και βγήκαν τα ανάλογα συμπεράσματα. Για να εμφανιστεί το PPG σήμα

τοποθετείται κάθετα το δάκτυλο, (στην προκειμένη περίπτωση το μεσαίο) επάνω στον ανιχνευτή. Εφαρμόζεται σταθερή πίεση στον ανιχνευτή, χωρίς να είναι έντονη. Επίσης, για την ακρίβεια του συστήματος η θέση τοποθέτησης του δακτύλου ήταν πάντα η ίδια, δηλαδή λίγο πιο κάτω από το δακτυλικό αποτύπωμα του χρήστη. Το αποτέλεσμα εμφανίζεται στην εικόνα 3-10.



Εικόνα 3-10. Τα αποτελέσματα του παλμογράφου από το κύκλωμα.

3.5 Το σακχαρόμετρο

Εφόσον κατασκευάστηκε το σύστημα, χρησιμοποιήθηκε γλυκόμετρο για τις μετρήσεις του σακχάρου. Η συσκευή προμηθεύτηκε από το Ωνάσειο Καρδιοχειρουργικό κέντρο, όπου εκεί πραγματοποίησα την πρακτική μου άσκηση. Το μοντέλο που χρησιμοποίησα είναι το Exactive vital plus glucometer system, ένα σακχαρόμετρο που εμφανίζει τα αποτελέσματα σε 5 δευτερόλεπτα. Σύμφωνα με τις οδηγίες χρήσης, η απαιτούμενη ποσότητα αίματος είναι τα 0.6ml ενώ η συσκευή έχει μνήμη αποθήκευσης μέχρι και 500 μετρήσεις. Περιλαμβάνει επίσης τις δικές του ταινίες που μπορούν να εφαρμοστούν μόνο στο συγκεκριμένο μοντέλο (Medi Shop, 2023).

Το πακέτο επίσης, περιλαμβάνει την μπαταρία για το μετρητή και την ειδική μνήμη αποθήκευσης των μετρήσεων. Η συσκευή του εμβόλου που τρυπάει με τη βελόνα, μπορεί να ρυθμιστεί για το βάθος του δέρματος που θέλουμε να τρυπήσει. Η συσκευή περιλαμβάνει τις δικές της ταινίες. Όταν απεικονίζονται οι μετρήσεις, το σάκχαρο πρέπει να διαβάζεται από τη μεριά που τοποθετήσαμε την ταινία. Δεν πρέπει δηλαδή ο χρήστης να μπερδευτεί και αντί για 63 σάκχαρο να θεωρήσει ότι μέτρησε 93 (Medi Shop, 2023).

Οι μετρήσεις έγιναν το πρωί από τις 9:00 και ανά μισάωρο. Καταναλώθηκε ένα αναψυκτικό και στη συνέχεια το σάκχαρο καταγράφονταν ανα ένα μισάωρο. Συνολικά απομονώθηκαν 7 μετρήσεις.

3.6 Συνάρτηση παλινδρόμησης

Η παλινδρόμηση (*regression analysis*) είναι μια στατιστική μέθοδος που χρησιμοποιείται για τη συσχέτιση μιας ανεξάρτητης και μιας εξαρτημένης μεταβλητής. Η συνάρτηση παλινδρόμησης εκφράζει το βαθμό που οι δύο μεταβλητές εξαρτώνται μεταξύ τους, και πόσο η μια καθορίζει την άλλη. Συνεπώς η μέθοδος αυτή αποτελεί χρήσιμο εργαλείο για την ανάλυση των δεδομένων και είναι εφαρμόσιμη σε όλους τους τομείς, με τον πιο συχνό τον τομέα των οικονομικών και των επιχειρήσεων. Για παράδειγμα, μια επιχείρηση διαμορφώνει μια συνάρτηση παλινδρόμησης για να εκφράσει πώς τα κέρδη της επιχείρησής καθορίζονται από τις πωλήσεις ενός προϊόντος. Η παλινδρόμηση είναι ένα εργαλείο της στατιστικής που είναι εφαρμόσιμο σε όλους τους σύγχρονους κλάδους (Turney, 2023) (Βικιπαίδεια, 2023).

Η συνάρτηση παλινδρόμησης διακρίνεται σε πολλές κατηγορίες. Η πιο κοινή είναι η συνάρτηση γραμμικής παλινδρόμησης. Αυτή διακρίνεται σε συνάρτηση απλής ή πολλαπλών μεταβλητών. Η απλή γραμμική παλινδρόμηση είναι της μορφής (Taylor, 2022):

$$Y = b_0 + b_1 x$$

Από την παραπάνω εξίσωση συμπεραίνουμε ότι το b_0 είναι ένας σταθερός όρος, ο οποίος έχει την τιμή του Y όταν η μεταβλητή x ισούται με 0. Το b_1 δείχνει την κλίση της εξίσωσης. Αρκετές φορές, σε οικονομικούς όρους, η συνάρτηση περιλαμβάνει και το προβλεπόμενο σφάλμα (Taylor, 2022):

$$Y = b_0 + b_1 x + \varepsilon$$

Όταν η τιμή της συνάρτησης εξαρτάται από πολλές ανεξάρτητες μεταβλητές, υπάρχει το μοντέλο της πολλαπλής γραμμικής ανάλυσης (Taylor, 2022):

$$Y = b_0 + b_1 x_1 + b_2 x_2 + \dots b_n x_n$$

όπου n η τελική ανεξάρτητη μεταβλητή του συστήματος και $b_1, b_2, \dots b_n$ οι κλίσεις κάθε μεταβλητής. Το b_0 είναι ο σταθερός όρος της εξίσωσης.

Εξίσου κοινή είναι και η πολυωνυμική συνάρτηση παλινδρόμησης. Ένα γενικό μοντέλο της συνάρτησης αυτής είναι της μορφής (S, 2023):

$$Y = b_0 + b_1 x + b_2 x^2 + \dots b_n x^n$$

Στην παραπάνω εξίσωση τα $b_0, b_1, b_2, \dots b_n$ είναι οι συντελεστές παλινδρόμησης για κάθε ανεξάρτητη μεταβλητή x .

Επίσης υπάρχουν και οι λογαριθμικές συναρτήσεις παλινδρόμησης. Σε αυτή την περίπτωση, η ανεξάρτητη μεταβλητή ορίζεται λογαριθμικά (Benoit, 2011).

Ο συντελεστής παλινδρόμηση R^2 είναι ένα εργαλείο που δείχνει πόσο καλά το μοντέλο μας προβλέπει το αποτέλεσμα. Ο συντελεστής παίρνει τιμές από 0 μέχρι 1 και όσο πιο κοντά η τιμή του είναι στο 1, τότε τόσο πιο αποτελεσματικό θεωρείται το μοντέλο. Όσο πιο κοντά στο 1 είναι ο συντελεστής παλινδρόμησης, τόσο πιο ακριβές είναι το σύστημα στις προβλέψεις των τιμών του (Turney, 2023).

3.6.1 Η συνάρτηση παλινδρόμησης του συστήματος

Στο συγκεκριμένο μοντέλο, η εξαρτημένη μεταβλητή Y , που στην προκειμένη περίπτωση είναι η γλυκόζη, καθορίζεται από την ανεξάρτητη μεταβλητή X , δηλαδή την τάση που καταγράφει το σύστημα. Η συνάρτηση παλινδρόμησης εκφράζει το πόσο συσχετίζονται οι δύο μεταβλητές μεταξύ τους και τον βαθμό που η μια καθορίζει την άλλη. Στην προκειμένη περίπτωση, η συνάρτηση και ο συντελεστής απόδοσης προκύπτει από το πρόγραμμα του excel. Τελικά, από τις μετρήσεις της γλυκόζης και της τάσης, η εξίσωση της συνάρτησης με τον συντελεστή απόδοσης προκύπτει ως εξής:

$$y = -37.437x^2 + 217.76x - 221.09$$
$$R^2 = 0.9501$$

Δηλαδή πρόκειται για ένα τριώνυμο ή πολυώνυμο δευτέρου βαθμού.

Για να καταλήξουμε σε αυτό το συμπέρασμα εξετάσαμε ποια μορφή της εξίσωσης θα δώσει συντελεστή απόδοσης πιο κοντά στην μονάδα. Από τα δεδομένα, η γραμμική συνάρτηση ήταν της μορφής και με συντελεστή απόδοσης:

$$y = 26.269x + 15.698$$
$$R^2 = 0.7833$$

Εξίσου αποδοτική είναι και η λογαριθμική συνάρτηση παλινδρόμησης η οποία είναι η εξής:

$$y = 67.862\ln(x) + 20.446$$
$$R^2 = 0.8296$$

Στην λογαριθμική συνάρτηση η ανεξάρτητη μεταβλητή μεταβάλλει λογαριθμικά την τιμή του Y .

Συνεπώς, καταλήξαμε στο συμπέρασμα ότι η πιο ακριβή τιμή θα δοθεί αν επιλεχτεί πολυωνμική συνάρτηση της εξίσωσης.

3.6.2 Επαλήθευση συνάρτησης

Για να εξεταστεί εάν η συνάρτηση είναι αληθής έγινε έλεγχος εάν προβλέπει το αποτέλεσμα (Gayathri, Sruthi, & Unnikrishna, Non-Invasive Blood Glucose Monitoring Using Near Infrared Spectroscopy, 2017). Οι μετρήσεις λοιπόν επαναλήφθηκαν και απομονώθηκε η τάση και η τιμή του σακχάρου. Έπειτα η τιμή της τάσης εφαρμόστηκε στην παραπάνω εξίσωση. Ελέγχθηκε πόσο παρεκτρέπει η προβλεπόμενη τιμή από την πραγματική. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι οι μετρήσεις είναι σχετικά ακριβείς.

Το ποσοστό σφάλματος προβλέπεται ως εξής:

$$Error(\%) = \frac{Glucose_{actual} - Glucose_{predicted}}{Glucose_{actual}}$$

Η μέση τιμή του σφάλματος στις μετρήσεις εκτιμήθηκε στα 2.6% καθιστώντας το πείραμα έγκυρο.

Επίσης εξετάστηκαν η μέση τιμή των μετρήσεων και ο συντελεστής διασποράς των δεδομένων, οι οποίοι δίνονται από τις εξισώσεις.

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{n}$$
$$std = \sqrt{\frac{\sum (x - \bar{x})^2}{n - 1}}$$

Ανακεφαλαιώνοντας, είναι δυνατή η κατασκευή ενός συστήματος υπολογισμού της γλυκόζης με χρήση υπέρυθρης ακτινοβολίας. Το κατασκευαστικό μέρος περιλαμβάνει ανάλυση και επεξεργασία του σήματος και έπειτα απεικόνιση του στο Arduino. Από τις μετρήσεις το σύστημα θεωρήθηκε επιτυχές.

4 Αποτελέσματα

Για την επαλήθευση της λειτουργίας του κυκλώματος, εξετάστηκαν αρχικά οι συχνότητες αποκοπής των φίλτρων. Το σύστημα πρέπει να επιτρέπει να περνάνε σήματα με συχνότητες από 0.7 μέχρι 2.5 Hz για να απομονωθεί έτσι ο καρδιακός παλμός. Από τις παρακάτω μετρήσεις αποδείχτηκε ότι το σύστημα λειτουργεί κανονικά. Η πρώτη στήλη δείχνει τις συχνότητες των σημάτων και με σταθερή τάση εισόδου 35mV καταμετρούνταν κάθε φορά η έξοδος Vout. Στη συνέχεια υπολογίστηκε το κέρδος(Gain) A του σήματος σε dB. Το κέρδος μετατρέπεται σε dB από την εξίσωση

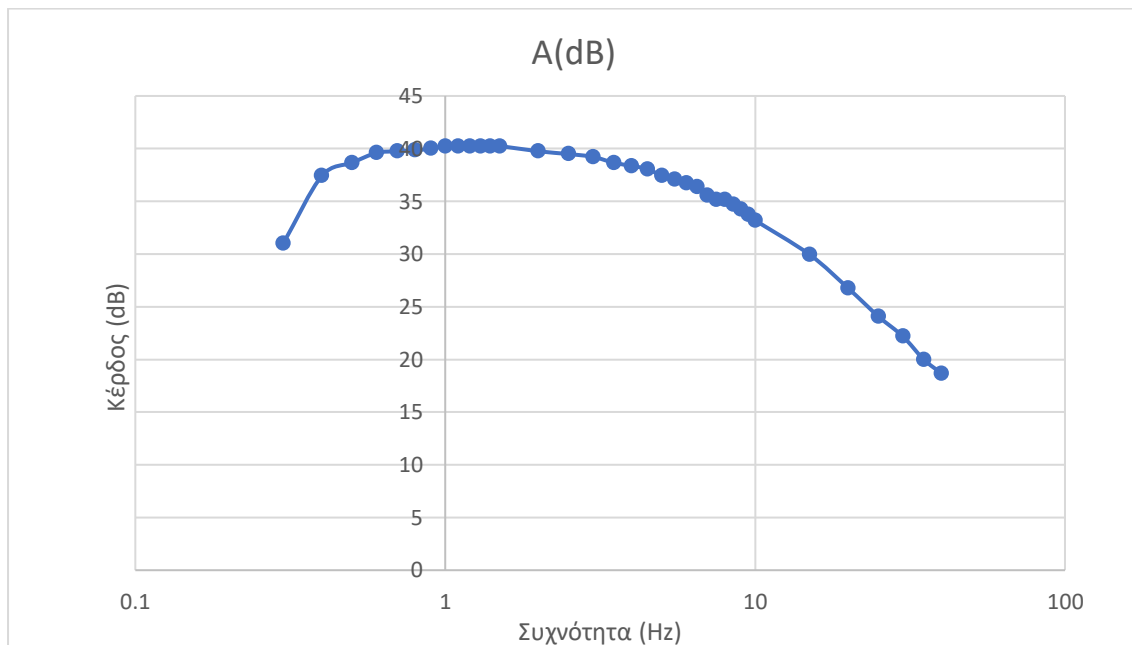
$$A = 20 * \log(V_{out}/V_{in})$$

Πίνακας 1 Ο έλεγχος αποκοπής των Φίλτρων. Το A(dB) είναι το κέρδος εξόδου του κυκλώματος

f(Hz)	Vin(Vpp)	Vout(V)	A(Vout/Vin)	A(dB)
0.3	0.035	1.24	35.42	30.98
0.4	0.035	2.6	74.28	37.41
0.5	0.035	3	85.71	38.66
0.6	0.035	3.34	95.42	39.59
0.7	0.035	3.4	97.14	39.74
0.8	0.035	3.44	98.28	39.84
0.9	0.035	3.5	100	40
1	0.035	3.6	102.85	40.24
1.1	0.035	3.6	102.85	40.24
1.2	0.035	3.6	102.85	40.24
1.3	0.035	3.6	102.85	40.24
1.4	0.035	3.6	102.85	40.24
1.5	0.035	3.6	102.85	40.24
2	0.035	3.4	97.14	39.74
2.5	0.035	3.3	94.28	39.48
3	0.035	3.2	91.42	39.22
3.5	0.035	3	85.71	38.66
4	0.035	2.9	82.85	38.36
4.5	0.035	2.8	80	38.06
5	0.035	2.6	74.28	37.41
5.5	0.035	2.5	71.42	37.07
6	0.035	2.4	68.57	36.72
6.5	0.035	2.3	65.71	36.35
7	0.035	2.1	60	35.56
7.5	0.035	2	57.14	35.13
8	0.035	2	57.14	35.13
8.5	0.035	1.9	54.28	34.69
9	0.035	1.8	51.42	34.22
9.5	0.035	1.7	48.57	33.72
10	0.035	1.6	45.71	33.20

15	0.035	1.1		31.42	29.94
20	0.035	0.76		21.71	26.73
25	0.035	0.56		16	24.08
30	0.035	0.45		12.85	22.18
35	0.035	0.35		10	20
40	0.035	0.3		8.57	18.66

Έπειτα έγινε η απεικόνιση του κέρδους σε συνάρτηση με κάθε συχνότητα σήματος. Από το διάγραμμα φαίνεται ότι το σύστημα αποκόπτει μετά τα 2.5Hz όπου το κέρδος του σταδιακά μειώνεται. Η συχνότητα θορύβου των 50Hz του ρεύματος προβλέπεται να αποκοπεί.



Εικόνα 4-1. Το κέρδος σε συνάρτηση με τις συχνότητες.

4.1 Οι μετρήσεις

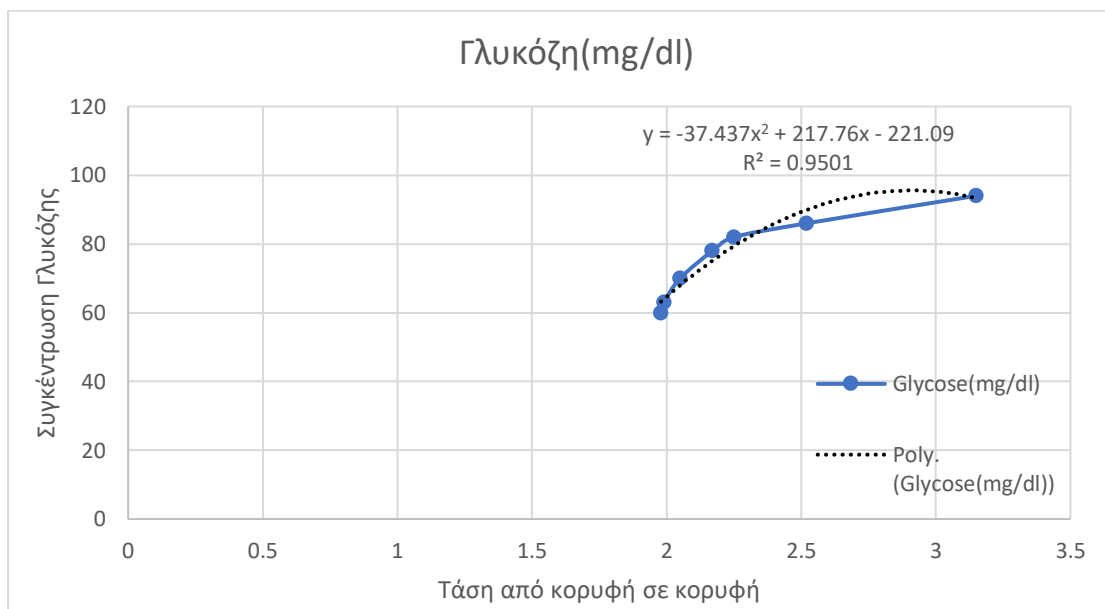
Παρακάτω, εμφανίζεται η καταγραφή της τάσης σε συνάρτηση με τη συγκέντρωση της γλυκόζης. Παρατηρούμε ότι όσο αυξάνεται η ποσότητα της γλυκόζης, τόσο αυξάνεται η τάση από κορυφή κορυφή. Στον πίνακα εμφανίζεται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση των μετρήσεων. Από αυτές τις μετρήσεις διαμορφώσαμε στη συνέχεια την εξίσωση που θα δίνει την προβλεπόμενη τιμή του σακχάρου από την τάση που μετράει το σύστημα.

Πίνακας 2 Οι μετρήσεις της τάσης σε συνάρτηση με τις αντίστοιχες τιμές της Γλυκόζης

	Vpp (V)	Γλυκόζη(mg/dl)
	1.979	60
	1.99	63
	2.05	70
	2.17	78
	2.25	82

	2.519	86
	3.149	94
Μέση τιμή		76.14
Τυπική απόκλιση		12.41

Στην παρακάτω εικόνα εμφανίζεται η κατανομή των τιμών σε συνάρτηση με την τάση. Η μαύρη διαγράμμιση αντιπροσωπεύει την τάση κατανομής των δεδομένων. Αυτή η συνάρτηση έδωσε και την εξίσωση y η οποία αποδίδει και τις τιμές του συστήματος. Η ίδια είναι πολυωνυμικής μορφής. Η Γλυκόζη μετράται σε 1 mg ανα 1 dl αίματος. Επίσης, ο συντέλεστής απόδοσης είναι 0.95, μια τιμή αρκετά κοντά στο στη μονάδα και συνεπώς αποδεκτή, η οποία δείχνει την απόδοση της κατανομής των δεδομένων.



Εικόνα 4-2. Το διάγραμμα της Γλυκόζης σε συνάρτηση με τις τάσεις από κορυφή σε κορυφή του συστήματος.

Παρακάτω απεικονίζεται η επαλήθευση της λειτουργίας του συστήματος. Η συνάρτηση εφαρμόστηκε σε νέες τιμές τάσης και εξετάστηκε πόσο παρεκλείουν οι μετρούμενες τιμές της από τις πραγματικές. Το τυπικό σφάλμα είναι 2.68% μια πολύ έγκυρη τιμή. Επίσης, εξετάστηκε και η απόκλιση που έχει κάθε μια τιμή από την πραγματική. Τέλος, στον πίνακα εμφανίζεται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση στις δύο μετρήσεις.

Πίνακας 3. Αναλυτικά οι πραγματικές τιμές και οι προβλεπόμενες. Φαίνεται το σφάλμα, η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση.

	Τάση κορυφή-κορυφή	Γλυκόζη	Προβλεπόμενη τιμή Γλυκόζης	Σφάλμα	Σχετικό σφάλμα
	2.1	85	72.83	14.30	20%
	2.8	88	95.13	-8.11	-9%
	2.60	89	92.22	-3.62	-4%
	3.25	95	90.97	4.23	5%

	3.15	100		93.39		6.60	7%
Μέση τιμή	2.78	91.4		88.91		2.68	
Τυπική απόκλιση	0.40	5.38		8.15		7.86	

5 Συμπεράσματα

Ο στόχος της διπλωματικής εργασίας ήταν να εξεταστεί εάν είναι δυνατή η κατασκευή ενός συστήματος που να υπολογίζει τη συγκέντρωση της γλυκόζης χωρίς να απαιτεί την επεμβατική μέθοδο, δηλαδή με τρύπημα του δακτύλου. Για την πραγματοποίησή του project απομονώθηκαν 7 μετρήσεις σακχάρου του ίδιου ατόμου, και των αντίστοιχων τάσεων που παράγουν. Διαμορφώθηκε, λοιπόν, ένα κύκλωμα επεξεργασίας του σήματος σε breadboard και στη συνέχεια το σήμα απεικονίστηκε στην πλακέτα Arduino. Ταυτόχρονα χρησιμοποιήθηκε και ένας φορητός παλμογράφος. Έγιναν έτσι συσχετίσεις των τάσεων με τις μετρήσεις γλυκόζης και διαμορφώθηκε λοιπόν μια συνάρτηση που θα δίνει την ποσότητα του σακχάρου την αντίστοιχη χρονική στιγμή. Από τις μετρήσεις αποδείχθηκε ότι η προβλεπόμενη τιμή σακχάρου συμπίπτει με την πραγματική, οπότε το παλμικό γλυκόμετρο είναι λειτουργικό. Με βάση τα αποτελέσματα των μετρήσεων λοιπόν, αποδείχθηκε ότι είναι δυνατός ο υπολογισμός της συγκέντρωσης της γλυκόζης στο ορισμένο χρονικό πλαίσιο που αναφέρθηκε. Το σάκχαρο υπολογίζεται με τη χρήση φασματοσκοπίας και της αλληλεπίδρασης της με την γλυκόζη.

Στα πλαίσια της διπλωματικής αναπτύχθηκε το ερώτημα γιατί ένα παλμικό γλυκόμετρο, με μια περίπου αντίστοιχη λειτουργία σαν το παλμικό οξύμετρο δεν είναι διαθέσιμο αυτή την στιγμή στην αγορά. Οι λόγοι, κατέληξα, οφείλονται σε πολλούς παράγοντες. Καταρχάς, η επεμβατική μέθοδος δίνει πολύ πιο έγκυρα αποτελέσματα, επειδή όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, τα μόρια της γλυκόζης παράγουν το ρεύμα που ανιχνεύει η συσκευή, και συνεπώς η μέτρηση γίνεται με άμεσο τρόπο, απευθείας από το ανθρώπινο σώμα, και όχι με επεξεργασία σήματος, καθιστώντας την έτσι πολύ πιο έγκυρη. Ταυτόχρονα, τα επίπεδα της γλυκόζης στο ανθρώπινο σώμα αυξομειώνονται γρήγορα, κάτι το οποίο αποτελεί πρόκληση για την πραγματοποίηση μιας συνεπής και ακριβούς μέτρησης φωτοπληθυσμογραφίας σε πραγματικό χρόνο. Επειδή μάλιστα, η φωτοπληθυσμογραφία επηρεάζεται και από πολλούς παράγοντες, όπως είναι η δομή του δέρματος, ο θόρυβος και διάφοροι άλλοι περιβαλλοντικοί λόγοι καθιστούν την μέτρηση της γλυκόζης ένα πολύπλοκο τεχνικό ζήτημα. Πρέπει επίσης να υπολογιστεί και ο παράγοντας ότι τα γλυκόμετρα είναι οι πιο συνηθισμένες συσκευές μέτρησης σακχάρου αυτή την στιγμή στην αγορά, κατεχοντας μεγάλο μέρος της, ενώ το παλμικό γλυκόμετρο δεν είναι σχετικά διαδεδομένο. Συνεπώς, η μη επεμβατική μέθοδος υπολογισμού της γλυκόζης μέσω του καρδιακού ρυθμού ή άλλων μη επεμβατικών μεθόδων είναι ένα πολύπλοκο τεχνικό ζήτημα το οποίο συναντά προκλήσεις που δεν υπάρχουν στην επεμβατική μέθοδο με τρύπημα του δακτύλου.

Από τις πειραματικές μελέτες αποδείχθηκε ότι είναι δυνατή η μέτρηση της γλυκόζης με χρήση της φασματοσκοπίας υπέρυθρου. Αυτό μπορεί να οδηγήσει στο να διαμορφωθούν και άλλα projects με αντίστοιχη μεθοδολογία και μετρήσεις. Για παράδειγμα μπορούν να αναπτυχθούν μελέτες υπολογισμού άλλων ουσιών στο αίμα με χρήση της υπέρυθρης ακτινοβολίας ή αυτή η διπλωματική να δώσει τη βάση για τη διαμόρφωση ενός πιο ολοκληρωμένου παλμικού γλυκόμετρου που να δίνει

μετρήσεις για ένα άτομο οποιαδήποτε στιγμή της ημέρας. Επίσης το παλμικό γλυκόμετρο μπορεί να εφαρμοστεί και σε περισσότερα άτομα για τη διαμόρφωση μιας πιο γενικής εξίσωσης που να δίνει τη συγκέντρωση της γλυκόζης.

Ακόμη, το σύστημα έχει προοπτικές και για περαιτέρω εξέλιξη. Καταρχάς, μπορεί να αναβαθμιστεί επιπλέον με χρήση μια οθόνης LCD η οποία θα απεικονίζει την προβλεπόμενη τιμή γλυκόζης, χρησιμοποιώντας τη συνάρτηση του συστήματος. Δεύτερον, τα δεδομένα των μετρήσεων, όπως είναι το φωτοπληθυσμόγραμμα, οι τιμές των μετρήσεων, η τελική προβλεπόμενη τιμή της γλυκόζης, μπορούν να αποστέλλονται σε ένα κινητό και να εμφανίζονται απευθείας στον χρήστη. Επιπλέον εξέλιξη επίσης, μπορεί να εφαρμοστεί στον τομέα του αισθητήρα, όπου για παράδειγμα θα εξετάζεται η απόδοση πολλών διαφορετικών ανιχνευτών. Δηλαδή θα είχε ενδιαφέρον να δοκιμαστεί αν η μέτρήσεις είναι διαφορετικές σε αισθητήρα που εκπέμπει στα 940 νανόμετρα, ή να χρησιμοποιηθεί αισθητήρας που να χρησιμοποιεί την φωτοπληθυσμογραφία μετάδοσης. Τέλος, το ίδιο το σύστημα μπορεί να αποτελέσει μέρος ενός συνολικού ιατρικού κιτ το οποίο θα περιλαμβάνει συστήματα και μεθοδολογίες με παρόμοια λειτουργία που θα χρησιμοποιούν και αυτά τη φασματοσκοπία NIR. Δηλαδή, θα είχε ενδιαφέρον να διαμορφωθεί ένα σύστημα που θα περιλαμβάνει παλμικό οξύμετρο, απομόνωση καρδιογραφήματος, παλμικό γλυκόμετρο κ.α.

Η μελέτη αυτής της διπλωματικής εργασίας είχε ως αποτέλεσμα την κατανόηση ορισμένων φυσικών και βιολογικών φαινομένων. Για παράδειγμα μελετήθηκε η γλυκόζη, η ινσουλίνη και η αλληλεπίδραση των βιολογικών ιστών με την φασματοσκοπία υπερύθρου. Επίσης σε ένα μεγάλο βαθμό εφαρμοστήκαν οι θεωρητικές γνώσεις, για παράδειγμα, η απομόνωση του βιοσήματος και η ανάλυση του, οδήγησαν στην κατανόηση του τρόπου λειτουργίας και του πώς μπορούν να αναπτυχθούν μέθοδοι για την καταγραφή του. Ταυτόχρονα, η διπλωματική συνέβαλε στην ανάπτυξη γνώσεων στην ηλεκτρονική και το Arduino. Προσέφερε δηλαδή μια πρώτη επαφή με το Arduino, με επιπλέον εξοπλισμό και ηλεκτρονικά εξαρτήματα. Η διπλωματική, τέλος κάλυψε ένα μεγάλο εύρος των γνώσεων που παρέχονται στο τμήμα, στον τομέα της βιολογίας, της οπτικής, της ηλεκτρονικής της, και του προγραμματισμού.

emistry)/Spectroscopy/Electronic_Spectroscopy/Electronic_Spectroscopy_Basics/The_Beer-Lambert_Law

- Cleveland Clinic. (2023). *Diabetes*. Ανάκτηση από <https://my.clevelandclinic.org/health/diseases/7104-diabetes>
- Cleveland Clinic. (2023). Ανάκτηση September 28, 2023, από Glucagon: <https://my.clevelandclinic.org/health/articles/22283-glucagon>
- Daarani, P., & Kavithamani, A. (2015). BLOOD GLUCOSE LEVEL MONITORING BY NONINVASIVE METHOD USING NEAR INFRA RED SENSOR. *International Journal of Latest Trends in Engineering and Technology*, 141-147. doi:<http://dx.doi.org/10.21172/1.IRES.19>
- Daniels, P. (2016, October 31). *How diabetes got its name*. (Michigan State University) Ανάκτηση September 6, 2023, από https://www.canr.msu.edu/news/how_diabetes_got_its_name
- David, H. (2023). An Introduction to Infrared Spectrometry. Στο *INTRUMENTAL ANALYSIS* (σσ. 17.1.6 - 17.3.1). DePauw University: LibreTexts Project. Ανάκτηση από [https://chem.libretexts.org/Bookshelves/Analytical_Chemistry/Instrumental_Analysis_\(LibreTexts\)/16%3A_An_Introduction_to_Infrared_Spectrometry](https://chem.libretexts.org/Bookshelves/Analytical_Chemistry/Instrumental_Analysis_(LibreTexts)/16%3A_An_Introduction_to_Infrared_Spectrometry)
- Davidson, E. (2023, July 4). *carbohydrate*. Ανάκτηση September 28, 2023, από Brittanica: <https://www.britannica.com/science/carbohydrate/Biological-significance>
- Diabetes.co.uk. (2023, January 25). *Blood Sugar Level Ranges*. Ανάκτηση September 28, 2023, από https://www.diabetes.co.uk/diabetes_care/blood-sugar-level-ranges.html
- ECStudio. (2021). Ανάκτηση September 30, 2023, από transfer function: <https://ecstudiosystems.com/discover/textbooks/basic-electronics/filters/transfer-functions/>
- EDINBURGH INSTRUMENTS. (2023). *The Beer Lambert law*. Ανάκτηση September 26, 2023, από <https://www.edinst.com/blog/the-beer-lambert-law/>
- Electrical 4 U. (2021, April 16). Ανάκτηση September 30, 2023, από High Pass Filter: Circuit, Transfer Function & Bode Plot: <https://www.electrical4u.com/high-pass-filter/>
- Electronics Tutorials. (2023). Ανάκτηση September 29, 2023, από Active Low Pass Filter: https://www.electronics-tutorials.ws/filter/filter_5.html
- Electronics Tutorials. (2023). Ανάκτηση September 29, 2023, από Operational Amplifier Basics: https://www.electronics-tutorials.ws/opamp/opamp_1.html
- ETH Zurich. (2023). (Eidgenössische Technische Hochschule Zürich) Ανάκτηση October 1, 2023, από g Anisotropy: <https://epr.ethz.ch/education/basic-concepts-of-epr/one-elect-in-the-magn--field/g-anisotropy.html>

- Gayathri, B., Sruthi, K., & Unnikrishna, M. (2017). Non-Invasive Blood Glucose Monitoring Using Near Infrared Spectroscopy. *International Conference on Communication and Signal Processing*. India. Ανάκτηση από <https://ieeexplore.ieee.org/document/8286555>
- Gayathri, B., Sruthi, K., & Unnikrishna, M. (2017). Non-Invasive Blood Glucose Monitoring Using Near Infrared Spectroscopy. *International Conference on Communication and Signal Processing*. India.
- Hajjaj, A., Kadhem, F., Alakool, R., & Mattar, E. (2022). *Non-Invasive Blood Glucose Level Monitoring for Enhancement using ML*. College of Engineering, Electrical and Electronics Engineering Department, Bahrain University. Ανάκτηση September 30, 2023, από https://www.researchgate.net/publication/360289594_Non-Invasive_Blood_Glucose_Level_Monitoring_for_Enhancement_using_ML
- Harvey, D. (2023). *LibreTextsChemistry*. Ανάκτηση September 28, 2023, από 17.3: Near-Infrared and Far-Infrared Spectroscopy: [https://chem.libretexts.org/Bookshelves/Analytical_Chemistry/Instrumental_Analysis_\(LibreTexts\)/17%3A_Applications_of_Infrared_Spectrometry/17.03%3A_Near_Far_IR](https://chem.libretexts.org/Bookshelves/Analytical_Chemistry/Instrumental_Analysis_(LibreTexts)/17%3A_Applications_of_Infrared_Spectrometry/17.03%3A_Near_Far_IR)
- HelthLine. (2021, November 1). *HealthLine.gr*. Ανάκτηση September 7, 2023, από <https://www.healthline.gr/%ce%b5%cf%80%ce%b9%cf%80%cf%84%cf%8e%cf%83%ce%b5%ce%b9%cf%82-%cf%84%ce%bf%cf%85-%ce%b4%ce%b9%ce%b1%ce%b2%ce%ae%cf%84%ce%b7/>
- Hina, A., & Saadeh, W. (2022, June 27). Noninvasive Blood Glucose Monitoring Systems Using Near-Infrared Technology—A Review. *Sensors*, 22(13). Ανάκτηση από <https://www.mdpi.com/1424-8220/22/13/4855>
- Hotmartua, R., Pangestu, P., Zakaria, H., & Irawan, Y. (2015). Noninvasive Blood Glucose Detection Using Near. *The 5th International Conference on Electrical Engineering and Informatics 2015*. Bali, Indonesia: IEEE. Ανάκτηση September 25, 2023, από <https://ieeexplore.ieee.org/document/7352586>
- House, J. (2011). *PicoScope 2200 Series PC Oscilloscopes User's Guide*. United Kingdom: Pico Technology. Ανάκτηση από <https://www.picotech.com/download/manuals/PicoScope2204To2208UsersGuide.pdf>
- HuffPost Greece. (2021, 05 19). *Η ιστορία μιας μοναδικής ανακάλυψης που λέγεται ινσουλίνη*. Ανάκτηση September 06, 2023, από https://www.huffingtonpost.gr/entry/e-istoria-mias-monadikes-anakalepses-poe-leyetai-insoeline-to-pto-paidi-poe-choreyetheke_gr_60a26d87e4b0daf2b5a3d7c5
- Imas, J. (2021, November 16). *PYROISTECH*. Ανάκτηση September 24, 2023, από <https://www.pyroistech.com/mid-infrared-mir-spectroscopy/#::~:~:text=Mid-infrared%20%28MIR%29%20spectroscopy%2C%20which%20covers%20from>

%202%20%C2%B5m,for%20example%20in%20gas%20detection%20or%20fo
od%20analysis.

- Imperial College London. (2023). Glucose. Bristol. Ανάκτηση από https://www.ch.ic.ac.uk/vchemlib/mim/bristol/glucose/glucose_text.htm
- International Diabete Federation. (2021, November 2). *International Diabetes Federation*. Ανάκτηση September 6, 2023, από <https://idf.org/news/diabetes-now-affects-one-in-10-adults-worldwide/>
- International Diabetes Federation. (2021, November 2). *Diabetes now affects one in 10 adults worldwide*. Ανάκτηση September 6, 2023, από <https://idf.org/news/diabetes-now-affects-one-in-10-adults-worldwide/>
- Jahangiri, N., Bahrampour, A., & Taraz, M. (2014). Non-invasive Optical Techniques for determination of blood Glucose levels: A Review Article. *Iranian Journal of Medical Physics*, 11, 224-232. Ανάκτηση September 28, 2023, από https://www.researchgate.net/publication/285989037_Non-invasive_Optical_Techniques_for_determination_of_blood_Glucose_levels_A_Review_Article
- Karamanou, M., Protogerou, A., Tsoucalas, G., Androutsos, G., & Poulakou- Rebelakou, E. (2016). Milestones in the history of diabetes mellitus: The main contributors. *World J Diabetes*, 7(1), 1–7. Ανάκτηση από <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26788261/>
- Khalil, O. (1999). Spectroscopic and Clinical Aspects of Noninvasive Glucose Measurements. *Clinical Chemistry*, 45(2), 165–177. Ανάκτηση από <https://academic.oup.com/clinchem/article/45/2/165/5642836>
- Khan Academy. (2023). *Carbohydrates*. Ανάκτηση από <https://www.khanacademy.org/science/ap-biology/chemistry-of-life/properties-structure-and-function-of-biological-macromolecules/a/carbohydrates>
- Lawand, K., Parihar, M., & Patil, S. (2015). Design and Development of Infrared LED Based. *2015 Annual IEEE India Conference (INDICON)*. New Delhi, India. Ανάκτηση September 26, 2023, από <https://ieeexplore.ieee.org/document/7443487>
- Liaperdos, G. (2015). ΦΙΑΤΡΑ. Στο *Εισαγωγή στην Ηλεκτρονική* (σσ. 1-43). Σπάρτη. Ανάκτηση από https://liaperdos.gr/public/intro_to_electronics/xhtmll/chapter_07.xhtmll
- Liatis, S., Dafoulas, G., Kani, C., Politi, A., Litsa, P., Sfikakis, P., & Makrilakis, K. (2016). The prevalence and treatment patterns of diabetes in the Greek population based on real-world data from nation- wide prescription database . *Diabetes Research and Clinical Practice* , 162-167.
- Manurung, B., Munggaran, H., Ramadhan, G., & Koesoema, A. (2019). Non invasive Bood Glucose Monitoring using Near-Infrared Spectoscopy Based on Internet

- of Things using Machine Learning. *2019 IEEE Region 10 Humanitarian Technology Conference*. Depok, Indonesia. Ανάκτηση September 25, 2023, από <https://ieeexplore.ieee.org/document/9042479>
- Medi Shop. (2023). *Μετρητής σακχάρου αίματος Exactive Vital MicroTech*. (HaMed SA • Medical & Healthcare Products) Ανάκτηση September 25, 2023, από <https://www.medi-shop.gr/el/glucose-meters/exactive-vital-microtech-blood-glucose-meter>
- Mejía, E., Allen, J., Budidha, K., Hajj, C., Kyriacou, P., & Charlton, P. (2022). Photoplethysmography Signal Processing. *Photoplethysmography Technology, Signal Analysis and Applications*, 69-146. Ανάκτηση από <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/B9780128233740000153>
- Myers, A. (2023). *Amy Myers MD*. Ανάκτηση από <https://www.amymyersmd.com/article/levels-of-infrared-light>
- Narkhede, P., Dhalwar, S., & Karthikeyan, B. (2016). NIR Based Non-Invasive Blood Glucose. *Indian Journal of Science and Technology*, 9(41). Ανάκτηση September 25, 2023, από <https://indjst.org/articles/nir-based-non-invasive-blood-glucose-measurement>
- National Institute of Diabetes and Digestive and Kidney diseases. (2013, December). Gestational Diabetes. *Your Guide to Diabetes: Type 1 and Type 2*, 14(4016), σσ. 1-7. Ανάκτηση September 13, 2023
- OXFORD INSTRUMENTS ANDOR. (2023). *Measuring Glucose concentration NIR Absorption Spectroscopy*. Ανάκτηση September 25, 2023, από <https://andor.oxinst.com/learning/view/article/spectral-response-of-glucose>
- Pico Technology. (2021). *PicoScope 2000 Series Oscilloscope Data Sheet*. Pico Technology Ltd. Ανάκτηση September 25, 2023, από <https://www.picotech.com/download/datasheets/picoscope-2000-series-data-sheet-en.pdf>
- Pico Technology. (2022). *PicoScope® 2000 Series*. Ανάκτηση September 25, 2023, από <https://www.picotech.com/oscilloscope/2000/picoscope-2000-overview>
- Rostène, W., & De Meyts, P. (2021). Insulin: A 100-Year-Old Discovery With a Fascinating History. *Endocrine Reviews*, 42(5), 503–527. doi:<https://doi.org/10.1210/endrev/bnab020>
- S, P. (2023, August 14). *Understanding Polynomial Regression Model*. (Analytics Vidya) Ανάκτηση September 26, 2023, από <https://www.analyticsvidhya.com/blog/2021/10/understanding-polynomial-regression-model/>
- Saquib, N., Papon, M., Ahmad, I., & Rahman, A. (2015). Measurement of Heart Rate Using Photoplethysmography. *2015 International Conference on Networking*

- Systems and Security (NSysS)*. Dhaka, Bangladesh. Ανάκτηση September 25, 2023, από <https://ieeexplore.ieee.org/document/7043525>
- Staff, E. (2016, January 24). *HEALTHTIAN*. Ανάκτηση September 13, 2023, από <https://healthtian.com/the-evolution-of-the-insulin-pump/>
- Sviridova, N., & Sakai, K. (2015). Human photoplethysmogram: new insight into chaotic characteristics. *Chaos, Solitons & Fractals*, 77, 53-63. Ανάκτηση από <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0960077915001344?via%3Dihub>
- Syafirah, A., Norali, A., & Normahira, M. (2012). Non-invasive blood glucose measurement Application of near infrared optical measurement. *2012 IEEE Conference on Sustainable Utilization and Development in Engineering and Technology (STUDENT)*. Kuala Lumpur, Malaysia. Ανάκτηση από <https://ieeexplore.ieee.org/document/6408415>
- Taylor, S. (2022, November 3). *Regression Analysis*. (CFI) Ανάκτηση September 26, 2023, από <https://corporatefinanceinstitute.com/resources/data-science/regression-analysis/>
- TeachMe Physiology. (2023). Ανάκτηση September 28, 2023, από Insulin: <https://teachmephysiology.com/endocrine-system/pancreas/insulin/>
- TEquipment. (2023). *Pico MI007 Oscilloscope Probe 60 MHz x1/x10*. Ανάκτηση από <https://www.tequipment.net/Pico/MI007/Standard-/Passive-Oscilloscope-Probes/>
- Texas Instruments. (2023, October). *LF411 FET-INPUT OPERATIONAL AMPLIFIER datasheet*. Dallas, Texas: Texas Instruments Incorporated. Ανάκτηση September 25, 2023, από <https://www.ti.com/product/LF411>
- Texas Instruments. (2013, March). *LF411 Low Offset, Low Drift JFET Input Operational Amplifier*. Dallas, Texas: Texas Instruments Incorporated. Ανάκτηση September 25, 2023, από <https://www.mouser.com/datasheet/2/405/snosbh6d-285198.pdf>
- Theophanides, T. (2012, April). Introduction to Infrared Spectroscopy. Στο *Infrared Spectroscopy - Materials Science, Engineering and Technology* (σσ. 1-12). Athens, Greece: IntechOpen. Ανάκτηση από <https://www.intechopen.com/chapters/36273>
- Turney, S. (2023, June 22). *Coefficient of Determination (R²) | Calculation & Interpretation*. (Scribbr) Ανάκτηση September 26, 2023, από <https://www.scribbr.com/statistics/coefficient-of-determination/>
- Utiger, R. (2023). *Britannica*. Ανάκτηση September 28, 2023, από insulin: <https://www.britannica.com/science/insulin>
- Vedantu. (2023). *Spectroscopy*. Ανάκτηση September 28, 2023, από <https://www.vedantu.com/physics/spectroscopy>

- Venkataramanan, S., Kamble, D., Bairolu, A., Singh, A., & Rao, R. (2017). A Novel Heart Rate and Non-Invasive Glucose Measuring Device. *International Conference on Communication and Signal Processing*. India. Ανάκτηση September 26, 2023
- Vishay Telefunken. (1999). *TCRT1000/ TCRT1010*. Heilbronn, Germany. Ανάκτηση September 29, 2023, από <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/26406/VISHAY/TCRT1010.html>
- Wardana, H., Indahwati, E., & Fitriyah3, L. (2018). Measurement of Non-Invasive Blood Glucose Level Based Sensor Color TCS3200 and Arduino. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 336.
- Watson, D. (2017, August 4). *THE ENGINEERING PROJECTS*. Ανάκτηση September 25, 2023, από <https://www.theengineeringprojects.com/2017/08/introduction-to-lf411.html#:~:text=LF-411%20has%20several%20features%20which%20make%20it%20the,high%20input%20impedance%2C%20input%20offset%20voltage%20drift%20etc.>
- WebMD Editorial Contributors. (2023, May 11). *WebMD*. Ανάκτηση September 26, 2023, από <https://www.webmd.com/beauty/cosmetic-procedures-overview-skin>
- Wikipedia. (2021, April 23). *PicoScope (software)*. Ανάκτηση September 25, 2023, από [https://en.wikipedia.org/wiki/PicoScope_\(software\)](https://en.wikipedia.org/wiki/PicoScope_(software))
- Wikipedia. (2021, September 12). *Γλυκαγόνη*. Ανάκτηση September 13, 2023, από <https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%93%CE%BB%CF%85%CE%BA%CE%B1%CE%B3%CF%8C%CE%BD%CE%B7>
- Wikipedia. (2023, September 24). Ανάκτηση September 29, 2023, από Diabetes: <https://en.wikipedia.org/wiki/Diabetes>
- Wikipedia. (2023, Septmeber 28). Ανάκτηση September 28, 2023, από Insulin: <https://en.wikipedia.org/wiki/Insulin>
- Wikipedia. (2023, August 26). Ανάκτηση September 30, 2023, από History of Diabetes: https://en.wikipedia.org/wiki/History_of_diabetes
- Wikipedia. (2023, March 1). Ανάκτηση από High- Pass Filter: https://en.wikipedia.org/wiki/High-pass_filter
- Wikipedia. (2023, August 31). Ανάκτηση September 30, 2023, από Transfer function: https://en.wikipedia.org/wiki/Transfer_function
- Wikipedia. (2023, September 26). *Arduino*. Ανάκτηση September 28, 2023, από <https://en.wikipedia.org/wiki/Arduino>
- Wikipedia. (2023, September 1). *Beer–Lambert law*. Ανάκτηση September 20, 2023, από https://en.wikipedia.org/wiki/Beer%E2%80%93Lambert_law
- Wikipedia. (2023, September 9). *Blood sugar level*. Ανάκτηση September 19, 2023, από https://en.wikipedia.org/wiki/Blood_sugar_level

- Wikipedia. (2023, September 9). *Blood sugar level*. Ανάκτηση από https://en.wikipedia.org/wiki/Blood_sugar_level
- Wikipedia. (2023, September 5). *Glucose*. Ανάκτηση September 19, 2023, από <https://en.wikipedia.org/wiki/Glucose>
- Wikipedia. (2023, September 16). *Glucose meter*. Ανάκτηση September 28, 2023, από https://en.wikipedia.org/wiki/Glucose_meter
- Wikipedia. (2023, August 23). *History of diabetes*. Ανάκτηση September 6, 2023, από https://en.wikipedia.org/wiki/History_of_diabetes
- Wikipedia. (2023, July 25). https://en.wikipedia.org/wiki/Near-infrared_spectroscopy. Ανάκτηση September 28, 2023, από https://en.wikipedia.org/wiki/Near-infrared_spectroscopy
- Wikipedia. (2023, September 25). *Human skin*. Ανάκτηση September 26, 2023, από https://en.wikipedia.org/wiki/Human_skin
- Wikipedia. (2023, August 14). *Infrared spectroscopy*. Ανάκτηση September 10, 2023, από https://en.wikipedia.org/wiki/Infrared_spectroscopy
- Wikipedia. (2023, September 16). *Near-infrared window in biological tissue*. Ανάκτηση September 28, 2023, από https://en.wikipedia.org/wiki/Near-infrared_window_in_biological_tissue
- Wikipedia. (2023, September 8). *Pasteur effect*. Ανάκτηση September 19, 2023, από https://en.wikipedia.org/wiki/Pasteur_effect
- Wikipedia. (2023, July 23). *Reflection (physics)*. Ανάκτηση September 20, 2023, από [https://en.wikipedia.org/wiki/Reflection_\(physics\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Reflection_(physics))
- Wikipedia. (2023, August 1). *Scattering*. Ανάκτηση September 20, 2023, από <https://en.wikipedia.org/wiki/Scattering>
- Wikipedia. (2023, September 4). *Type 1 Diabetes*. Ανάκτηση September 6, 2023, από https://en.wikipedia.org/wiki/Type_1_diabetes
- World Health Organisation . (2023, April 5). *Diabetes*. Ανάκτηση September 6 , 2023, από <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/diabetes>
- YaClass. (2023). *14. Biotechnology in medicine*. Ανάκτηση September 29, 2023, από YaClass: <https://www.yaclass.in/p/science-state-board/class-10/breeding-and-biotechnology-13982/methods-of-breeding-and-genetic-engineering-11710/re-197b09bc-e6e5-4b91-9d19-185cfd6b7110>
- Yadav, J., Rani, A., Singh, V., & Murari, B. (2014). Near-infrared LED based Non-invasive Blood Glucose Sensor. *International Conference on Signal Processing and Intergrated Networks (SPIN)*. Noida, India. Ανάκτηση από <https://ieeexplore.ieee.org/document/6777023>
- Yadav, J., Rani, A., Singh, V., & Murari, B. (2017). Design of Low Cost Blood Glucose Sensing System Using Diffused Reflectance Near-Infrared Light. Στο G. Perez, K.

- Mishra, S. Tiwari, & M. Trivedi (Επιμ.), *Networking Communication and Data Knowledge Engineering* (Τόμ. 3, σσ. 197–216). Ανάκτηση από https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-981-10-4585-1_17#citeas
- Yamakoshi, Y., & Yamakoshi, K. (2009). Pulse Glucometry: A New Approach for Non-invasive Blood Glucose Measurement Using Instantaneous Differential Near Infrared Spectrophotometry. *Journal of Biomedical Optics*, 11(5). Ανάκτηση September 28, 2023, από <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17092177/>
- Αμπελιώτης, Κ., Αποστολόπουλος, Κ., Γεωργιτσογιάννη, Ε., Γιαννακούλια, Μ., Κροκίδη, Ε., Προβατάρη, Σ., & Σαϊτή, Α. (2023). Υδατάνθρακες. Στο *Οικιακή Οικονομία Β' Γυμνασίου* (σ. 5.4). Athens: Υπουργείο Παιδείας Έρευνας και Θρησκευμάτων. Ανάκτηση September 14, 2023, από http://ebooks.edu.gr/ebooks/v/html/8547/2338/Oikiaki-Oikonomia_B-Gymnasiou_html-apli/index.html
- Βικιπαίδεια. (2023, June 29). Ανάκτηση September 29, 2023, από Διαβήτης (ασθένεια): [https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%94%CE%B9%CE%B1%CE%B2%CE%AE%CF%84%CE%B7%CF%82_\(%CE%B1%CF%83%CE%B8%CE%AD%CE%BD%CE%B5%CE%B9%CE%B1\)](https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%94%CE%B9%CE%B1%CE%B2%CE%AE%CF%84%CE%B7%CF%82_(%CE%B1%CF%83%CE%B8%CE%AD%CE%BD%CE%B5%CE%B9%CE%B1))
- Βικιπαίδεια. (2023, April 5). *Παλινδρόμηση*. Ανάκτηση από [https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%A0%CE%B1%CE%BB%CE%B9%CE%BD%CE%B4%CF%81%CF%8C%CE%BC%CE%B7%CF%83%CE%B7_\(%CF%83%CF%84%CE%B1%CF%84%CE%B9%CF%83%CF%84%CE%B9%CE%BA%CE%AE\)](https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%A0%CE%B1%CE%BB%CE%B9%CE%BD%CE%B4%CF%81%CF%8C%CE%BC%CE%B7%CF%83%CE%B7_(%CF%83%CF%84%CE%B1%CF%84%CE%B9%CF%83%CF%84%CE%B9%CE%BA%CE%AE))
- ΚΑΛΛΕΡΓΗ, Μ. (2023, March 1). *eclass ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗ ΑΤΤΙΚΗΣ*. Ανάκτηση September 24, 2023, από IN VITRO ΔΙΑΛΕΞΗ 02 ΦΑΣΜΑΤΟΦΩΤΟΜΕΤΡΙΑ ΑΠΟΡΡΟΦΗΣΗΣ: <https://eclass.uniwa.gr/modules/document/index.php?course=167&openDir=/602a452eNbJp/63f78d4bXOgR>
- Καλλεργη, Μ. (2023, March 9). *ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΤΗΣ IN VITRO ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗΣ (ΘΕΩΡΙΑ)*. Ανάκτηση September 25, 2023, από <https://eclass.uniwa.gr/modules/document/index.php?course=167&openDir=/602a452eNbJp/63f78d4bXOgR>
- Σπανός, Θ. (χ.χ.). ΦΑΣΜΑΤΟΜΕΤΡΙΑ ΥΠΕΡΙΩΔΟΥΣ - ΟΡΑΤΟΥ. Στο *ΜΟΡΙΑΚΗ ΦΑΣΜΑΤΟΜΕΤΡΙΑ* (σσ. 49-52). TEI EMT. Ανάκτηση September 26, 2023, από <https://eclass.emt.ihu.gr/modules/document/file.php/MSC-PETROT139/374%205.N.-Mor.fasma.UV-VIS.B-L.pdf>