



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ
ΔΥΤΙΚΗΣ ΜΑΚΕΔΟΝΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ & ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΓΛΥΚΟΖΟΜΕΤΡΟΥ ΗΛΕΚΤΡΟΧΗΜΙΚΟΥ ΑΙΣΘΗΤΗΡΑ ΣΕ ΠΛΑΤΦΟΡΜΑ ARDUINO

ΜΥΛΩΝΑΣ ΕΥΣΤΡΑΤΙΟΣ 534

ΑΝΤΩΝΙΟΥ ΙΩΑΝΝΗΣ 491

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΑΓΓΕΛΙΔΗΣ ΠΑΝΤΕΛΗΣ

ΚΟΖΑΝΗ

ΜΑΡΤΙΟΣ 2017

Περιεχόμενα

Κατάλογος πινάκων	5
Κατάλογος Εικόνων	6
Ευχαριστίες.....	7
Πρόλογος	8
Περίληψη.....	9
Abstract	10
Κεφάλαιο 1 – Διαβήτης	11
1.1 Ορισμός – Ταξινόμηση.....	11
1.2 Διαβήτης τύπου 1	11
1.2.1 Παθοφυσιολογία του σακχαρώδη διαβήτη τύπου 1	11
1.2.2 Ιδιοπαθής σακχαρώδης διαβήτης τύπου 1.....	12
1.3 Παθοφυσιολογία του σακχαρώδη διαβήτη τύπου 2	12
1.4 Ειδικοί τύποι διαβήτη	13
1.5 Διαβήτης της κηύσεως – Παθοφυσιολογία	13
1.6 Διάγνωση του σακχαρώδη διαβήτη.....	14
1.7 Επιδημιολογικά δεδομένα.....	15
1.8 Παρακολούθηση της ρύθμισης του διαβήτη	16
1.9 Αυτοέλεγχος.....	16
Κεφάλαιο 2 – Εξοπλισμός.....	17
2.1 Arduino	17
2.1.1 Τεχνικά χαρακτηριστικά Arduino Uno	17
2.1.2 Τροφοδοσία Arduino	19
2.1.3 Μνήμη Arduino.....	19
2.1.4 Θύρες (ακροδέκτες)	20
2.2 Ηλεκτροχημικός αισθητήρας αίματος	21
2.2.1 Τα επιμέρους στρώματα αισθητήρα.....	22
2.2.2 Ηλεκτρόδια	23
2.3 Μετρητής γλυκόζης αίματος.....	25
2.3.1 Γενική λειτουργία.....	25
2.3.2 Ο μετρητής FORA Diamond GD50	25
2.4 Το ολοκληρωμένο κύκλωμα INA 114	27
2.4.1 Τεχνικά χαρακτηριστικά.....	27

2.4.2 Κέρδος ενισχυτή και απώλειες	28
2.4.3 Ακροδέκτες ολοκληρωμένου	30
2.5 Το ολοκληρωμένο κύκλωμα ICL 7660	31
2.5.1 Γενική λειτουργία.....	31
2.5.2 Τεχνικά χαρακτηριστικά	32
2.5.3 Εφαρμογές	32
2.5.4 Ακροδέκτες ολοκληρωμένου	32
2.6 Bluetooth	33
2.6.1 Γενικές πληροφορίες	33
2.6.2 Το Bluetooth HC-06.....	34
2.6.2 Ακροδέκτες HC-06.....	35
2.7 Οθόνη LCD	36
2.7.1 Γενικές πληροφορίες	36
2.7.2 Η οθόνη 1602A.....	37
2.8 Breadboard	39
Κεφάλαιο 3 – Κύκλωμα	40
3.1 Σχεδιασμός κυκλώματος.....	40
3.1.1 Τροφοδοσία	41
3.1.2 Ενίσχυση	41
3.1.3 Εμφάνιση πληροφοριών σε οθόνη LCD	41
3.1.4 Αποστολή δεδομένων με Bluetooth	42
3.2 Προσχέδιο κυκλώματος (Blueprint).....	43
Κεφάλαιο 4 – Λειτουργικό Μέρος Συσκευής.....	44
4.1 Ζώνες λειτουργίας συσκευής.....	44
4.2 Συνεργασία των ζωνών λειτουργίας	45
4.3 Υπολογισμός και εκτύπωση αποτελέσματος γλυκόζης.....	47
Κεφάλαιο 5 – Λογισμικό Μέρος	50
5.1 Θεωρητικό υπόβαθρο.....	50
5.1.1 Το πρόγραμμα Arduino (IDE)	50
5.1.2 Η γλώσσα προγραμματισμού Wiring	52
5.2 Εφαρμογή κώδικα γλυκοζόμετρου σε Arduino.....	53
5.2.1 Παρουσίαση Κώδικα	53
5.2.2 Ανάλυση Κώδικα.....	55
Επίλογος – Μελλοντική Εξέλιξη	58
Βιβλιογραφία.....	59

Ξενόγλωσση	59
Ελληνόγλωσση	61
Ιστογραφία	62

Κατάλογος πινάκων

Πίνακας 1 Η ταξινόμηση του σακχαρώδη διαβήτη	11
Πίνακας 2 Δοκιμασία φόρτισης με 75g γλυκόζης από του στόματος για τη διάγνωση του διαβήτη της κυήσεως όπως προτείνεται από την Παγκόσμια Οργάνωση Υγείας.	13
Πίνακας 3 Αναθεωρημένα κριτήρια (1997, 1999) για τη διάγνωση του σακχαρώδη διαβήτη	14
Πίνακας 4 Κριτήρια για τη διάγνωση του σακχαρώδη διαβήτη και της παθολογικής ανοχής στη γλυκόζη	15
Πίνακας 5 Τεχνικά χαρακτηριστικά Arduino UNO	18
Πίνακας 6 Τεχνικά χαρακτηριστικά INA114	28
Πίνακας 7 Κέρδη ενισχυτή INA144 σε σχέση με την αντίσταση κέρδους R_g	29
Πίνακας 8 Ανάλυση ακροδεκτών ολοκληρωμένου INA114	30
Πίνακας 9 Τεχνικά χαρακτηριστικά ολοκληρωμένου ICL7660	32
Πίνακας 10 Ακροδέκτες ολοκληρωμένου ICL7660	33
Πίνακας 11 Χαρακτηριστικά HC-06	35
Πίνακας 12 Ακροδέκτες module HC-06 [11]	35
Πίνακας 13 Τεχνικά χαρακτηριστικά οθόνης 1602A	37
Πίνακας 14 Ακροδέκτες οθόνης 1602A	39
Πίνακας 15 Αντιστοίχιση μετρήσεων	48
Πίνακας 16 Λειτουργίες διαθέσιμων κουμπιών στο περιβάλλον Arduino IDE	51

Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα 1 Μέρη πλακέτας Arduino Uno.....	18
Εικόνα 2 Τα ηλεκτρόδια της ταινίας μέτρησης.....	23
Εικόνα 3 Απλή μορφή ολοκληρωμένου INA114.....	29
Εικόνα 4 Ακροδέκτες ολοκληρωμένου INA114.....	30
Εικόνα 5 Κύλωμα ολοκληρωμένου INA114.....	31
Εικόνα 6 Απλή εφαρμογή κυκλώματος ICL7660.....	31
Εικόνα 7 Ακροδέκτες ολοκληρωμένου ICL7660.....	33
Εικόνα 8 Θέση ακροδεκτών στο module HC-06.....	36
Εικόνα 9 Η οθόνη 1602A.....	37
Εικόνα 10 Σχέδιο κυκλώματος στο πρόγραμμα fritzing.....	40
Εικόνα 11 Βασικό κύκλωμα χρήσης οθόνης LCD σε Arduino UNO.....	42
Εικόνα 12 Προσχέδιο κυκλώματος.....	43
Εικόνα 13 Το κύκλωμα σε ζώνες.....	44
Εικόνα 14 Υποδοχή ταινίας μέτρησης.....	45
Εικόνα 15 Δεξιά - ICL7660, Αριστερά - INA114.....	46
Εικόνα 16 Δεξιά - Ο μετρητής σε λειτουργία, Αριστερά - Ο μετρητής απενεργοποιημένος.....	46
Εικόνα 17 Ο μετρητής με τοποθετημένη ταινία μέτρησης.....	47
Εικόνα 18 Απεικόνιση αντιστοιχίας τιμών με το πρόγραμμα MatLab.....	49
Εικόνα 19 Το περιβάλλον Arduino IDE.....	51
Εικόνα 20 Παράδειγμα συνάρτησης setup().....	52
Εικόνα 21 Παράδειγμα συνάρτησης loop().....	53

Ευχαριστίες

Μετά το πέρας της δύσκολης και συνάμα πρωτόγνωρης αυτής προσπάθειας για εμάς, αισθανόμαστε έντονα την ανάγκη να ευχαριστήσουμε όλους εκείνους που βοήθησαν πραγματικά στην εκπόνηση της πτυχιακής μας εργασίας.

Πρώτα θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε θερμά τον επιβλέποντα καθηγητή, κ. Αγγελίδη Παντελή. Η προθυμία, η ευστροφία και η προσαρμοστικότητα του συνέβαλαν από την πρώτη στιγμή στην σωστή κατανομή των σκέψεων μας και στη γέννηση πολλών ιδεών προς υλοποίηση. Φυσικά, οι γνώσεις, η διαρκής καθοδήγηση και η ατέρμονη υπομονή του μας βοήθησαν στην ομαλή πορεία της εργασίας και στη διατήρηση ενός καλού επιστημονικού επιπέδου αυτής.

Έπειτα, θερμά θα πρέπει να ευχαριστήσουμε τον αξιέπαινο καθηγητή κ. Τσίπουρα Μάρκο. Η επιστημονική του κατάρτιση, αλλά και το υψηλό χιούμορ του που τον χαρακτηρίζουν, αποτέλεσαν πηγή έμπνευσης και μας προσέφεραν ευχάριστες νότες αλλαγής στις δυσκολίες που συναντήσαμε.

Θα θέλαμε οπωσδήποτε να ευχαριστήσουμε όλους τους φίλους που συνεργάστηκαν με χαρά και προθυμία, αφιερώνοντας λίγο από το χρόνο τους για τις δοκιμαστικές μετρήσεις κατά την διάρκεια εξαγωγής του τελικού αποτελέσματος.

Η παρούσα κατασκευαστική προσπάθεια αποτελεί τα θεμέλια πάνω στα οποία θα μπορέσουμε να «χτίσουμε» κάθε επόμενη, μελλοντικά. Η πορεία της θα ήταν αδύνατον να ολοκληρωθεί χωρίς την ψυχολογική υποστήριξη των οικογενειών μας, την δύναμη, το αμείωτο ενδιαφέρον και τα καθημερινά χαμόγελα των φίλων και συμφοιτητών μας.

Για το λόγο αυτό τους ευχαριστούμε από καρδιάς.

Ένα τελευταίο μεγάλο ευχαριστώ σε όλους του καθηγητές του τμήματός μας, καθώς ο καθένας ξεχωριστά με το δικό του μοναδικό τρόπο βοήθησε στο να μας προσφέρει τα κατάλληλα εφόδια και κίνητρα ώστε σήμερα να ήμαστε τελειόφοιτοι μηχανικοί.

Πρόλογος

Το αντικείμενο της διπλωματικής εργασίας είναι ο σχεδιασμός και η υλοποίηση ενός μετρητή γλυκόζης αίματος, που κάνει χρήση της ασύρματης επικοινωνίας Bluetooth για την αποστολή των μετρήσεων σε προσωπική συσκευή πχ. κινητό τηλέφωνο και βασίζεται στην πλακέτα ανάπτυξης Arduino Uno.

Η ιδέα προήλθε από την παρατήρηση του προβλήματος του καθημερινού ελέγχου της γλυκόζης του αίματος από άτομα του κύκλου μας που πάσχουν από διαβήτη. Μέσα από συζήτηση θεωρήθηκε εύλογο να υπάρχει κάποιος τρόπος ώστε να γίνεται πιο εύκολη η αποθήκευση των μετρήσεων και γενικά η εμφάνιση μιας γενικής εικόνας της πορείας του ασθενή, προκειμένου κάποιος γιατρός να συλλέξει αυτά τα στοιχεία για την διάγνωση και γενικά να παρέχει ιατρική περίθαλψη. Καθώς πλέον οι έξυπνες φορητές συσκευές, και ιδιαίτερα τα κινητά τηλέφωνα (smartphones), βρίσκονται παντού γύρω μας.

Σημαντικό είναι να αναφερθεί ότι η υλοποίηση της διπλωματικής εργασίας πραγματοποιήθηκε με προσωπικά οικονομικά έξοδα λόγω της έλλειψης χρηματοδότησης από το Πανεπιστήμιο. Αυτός ήταν και ένας από τους λόγους που περιόρισαν κατά κάποιο τρόπο την δυνατότητα περαιτέρω ανάπτυξής της, καθώς η αρχική ιδέα διαφέρει από το τελικό αποτέλεσμα, το οποίο παρουσιάζεται αναλυτικά στο τελευταίο κεφάλαιο ως μελλοντική ανάπτυξη της ιδέας.

Περίληψη

Ο χαρακτήρας της εργασίας είναι πειραματικός. Κεντρικός στόχος είναι η κατασκευή ενός βαρυσήμαντου μηχανήματος στον τομέα της ηλεκτρονικής υγείας. Ένα γλυκοζόμετρο έχει σκοπό την καθημερινή χρήση από άτομα με εμφάνιση σακχαρώδη διαβήτη καθώς επίσης και πλήρη ενημέρωση για το ποσοστό του σακχάρου στο αίμα σε εκείνους που επιθυμούν τη συστηματική παρακολούθησή του.

Στο πρώτο κεφάλαιο γίνεται μια πρώτη επαφή με την παθοφυσιολογία των τύπων διαβήτη. Περιλαμβάνονται επίσης οι ειδικοί τύποι διαβήτη, καθώς επίσης γίνεται γνωστός ο τρόπος διάγνωσης, η παρακολούθηση, η ρύθμισή του και τέλος ο αυτοέλεγχος.

Στο δεύτερο κεφάλαιο παρουσιάζεται και αναλύεται αρχιτεκτονικά το σύνολο του εξοπλισμού που χρησιμοποιήθηκε από την αρχή της εργασίας μέχρι την ολοκλήρωσή της, ενώ στο τρίτο κεφάλαιο αναλύονται όλα τα σχέδια και η διαδικασία κατασκευής του κυκλώματος αυτού.

Στο τέταρτο κεφάλαιο παρουσιάζεται η διαδικασία λειτουργίας και η σύνδεση μεταξύ των ολοκληρωμένων κυκλωμάτων, των αισθητήρων και των λοιπών εξαρτημάτων του μηχανήματος.

Ακολουθεί το πέμπτο κεφάλαιο με τη ανάλυση του κώδικα που χρησιμοποιήθηκε για τον υπολογισμό και την εκτύπωση των αποτελεσμάτων.

Ολοκληρώνοντας, με τον επίλογο της εργασίας, όπου και παρουσιάζονται οι μελλοντικοί στόχοι της συσκευής καθώς και οι δυνατότητες βελτιστοποίησης της τόσο κατασκευαστικά όσο και λογισμικά.

Abstract

The type of this thesis is experimental. The main objective is to manufacture an important medical instrument in the electronic health sector. A glucose meter aims the daily use from individuals with appearance of diabetes, as well as complete briefing on the percentage of blood sugar among those who wish systemic monitoring.

First chapter introduces the pathophysiology of diabetes' different types. There are also special types of diabetes included, in addition to the ways of diagnosis, monitoring, his regulation and, finally, self-monitoring.

Second chapter presents the architecture of the equipment used throughout the work until completion, while in the third chapter the design and the process of circuit manufacturing are being analyzed.

Fourth chapter depicts the process of operation and the connection between integrated circuits, sensors, and instrument's remaining parts, followed by the fifth chapter which analyses the source code used for calculating and printing the results.

Finally, with the conclusion of this thesis, there are future objectives presented, as well as the possibilities of hardware and software optimization.

Κεφάλαιο 1 – Διαβήτης

1.1 Ορισμός – Ταξινόμηση

Ο σακχαρώδης διαβήτης είναι μια χρόνια νόσος που χαρακτηρίζεται από διαταραχή του μεταβολισμού των υδατανθράκων, των λιπών και των πρωτεϊνών. Η νόσος οφείλεται σε διαταραχή είτε της έκκρισης είτε της δράσης της ινσουλίνης, είτε σε συνδυασμό αυτών των δύο και έχει ως συνέπεια την πρόκληση σχετικής ή απόλυτης έκκρισης ινσουλίνης. Η χρόνια υπεργλυκαιμία που χαρακτηρίζει το διαβήτη προκαλεί βλάβες σε πολλά όργανα και ιδιαίτερα στους νεφρούς στον αμφιβληστροειδή, στα νεύρα και στις αρτηρίες (Diabetes Care., 1999 . Alberti KGMM., 1998).

Η σύγχρονη ταξινόμηση του σακχαρώδη διαβήτη προτάθηκε από την Αμερικανική Διαβητολογική Εταιρεία και την Παγκόσμια Οργάνωση Υγείας και βασίζεται στην αιτιολογία του διαβήτη.

Τύπος 1 (πλήρης έλλειψη ινσουλίνης)	A. Ανοσολογικής αιτιολογίας
	B. Ιδιοπαθής
Τύπος 2 (αντίσταση στην ινσουλίνη)	
Άλλοι ειδικοί τύποι σακχαρώδη διαβήτη	
Διαβήτης της κήσης	

Πίνακας 1 Η ταξινόμηση του σακχαρώδη διαβήτη

1.2 Διαβήτης τύπου 1

1.2.1 Παθοφυσιολογία του σακχαρώδη διαβήτη τύπου 1

Αυτός ο τύπος του διαβήτη παλαιότερα ονομαζόταν ινσουλινοεξαρτώμενος ή νεανικός διαβήτης. Ως σακχαρώδης διαβήτης τύπου 1 ορίζεται το μεταβολικό σύνδρομο το οποίο χαρακτηρίζεται από αυτοάνοση καταστροφή των β-κυττάρων του παγκρέατος με αποτέλεσμα την πλήρη έλλειψη ή την ελάχιστη έκκριση ινσουλίνης. Υπολογίζεται ότι όταν εκδηλωθεί η νόσος έχει ήδη απολεσθεί περίπου το 90% των β-κυττάρων. Η απώλεια αυτή συνεχίζεται και μετά την κλινική εκδήλωση της νόσου, με ρυθμό που ποικίλει από άτομο σε άτομο, μέχρι την πλήρη καταστροφή όλων των β-κυττάρων. Σε ορισμένα άτομα (κατά κανόνα νεαρής ηλικίας) ο ρυθμός της καταστροφής των β-κυττάρων είναι ταχύς, ενώ σε άλλα (συνήθως ενήλικες) είναι βραδύτερος. Αυτός είναι και ο λόγος για τον οποίο η νόσος στα άτομα νεότερης ηλικίας εκδηλώνεται αιφνίδια με κατοοξέωση, ενώ στους ενήλικες η υπολειμματική λειτουργία

των β-κυττάρων αρκεί για να προλάβει την εμφάνιση κετοοξέωσης για αρκετά χρόνια. Τελικά ανεξάρτητα από το ρυθμό καταστροφής των β-κυττάρων, όλοι οι ασθενείς με διαβήτη τύπου 1 θα χρειαστούν ινσουλίνη.

Η αιτία της αυτοάνοσης καταστροφής των β-κυττάρων σήμερα θεωρείται ότι είναι η αλληλεπίδραση περιβαλλοντικών και γενετικών παραγόντων. Στους τελευταίους περιλαμβάνονται γονίδια τα οποία βρίσκονται σε διαφορετικές θέσεις. Τα σημαντικότερα εξ αυτών βρίσκονται στο HLA σύστημα ιστοσυμβατότητας. Στους περιβαλλοντικούς παράγοντες περιλαμβάνονται λοιμώξεις, χημικές τοξίνες των τροφών κ.α. (Atkinson MA., et.al, 1994, Bach JF., 1994) Μετά την αυτοάνοση επίθεση στα β-κύτταρα, τα νησίδα διηθούνται από φλεγμονώδη κύτταρα, τα οποία τελικά τα καταστρέφουν με τη συμβολή των κυτταροκινών. Τα γνωστά αυτό-αντιγόνα των β-κυττάρων τα οποία γίνονται στόχος του ανοσοποιητικού συστήματος είναι το ένζυμο αποκαρβοξυλάση του γλουταμινικού οξέως (GAD), η ινσουλίνη και το ένζυμο φωσφατάση της τυροσίνης. Αυτοαντισώματα ανιχνεύονται σε ένα ποσοστό της τάξης 85-90% των ατόμων με διαβήτη τύπου 1. (Thai AC., et.al, 1994)

1.2.2 Ιδιοπαθής σακχαρώδης διαβήτης τύπου 1

Σε αυτή τη σπάνια μορφή του σακχαρώδη διαβήτη υπάγονται μερικές μορφές του διαβήτη τύπου 1 αφού δεν υπάρχουν ενδείξεις αυτοανοσίας. Παρατηρείται κυρίως σε άτομα αφρικανικής και ασιατικής καταγωγής και παρουσιάζει σαφή κληρονομικότητα η οποία όμως δεν σχετίζεται με γονίδια που εντοπίζονται στο σύστημα HLA. (ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ) (Atkinson MA., et.al, 1994).

1.3 Παθοφυσιολογία του σακχαρώδη διαβήτη τύπου 2

Ο σακχαρώδης διαβήτης τύπου 2 είναι η συχνότερη μορφή διαβήτη σε παγκόσμια κλίμακα. Παλαιότερα ονομάζονταν μη ινσουλινοεξαρτώμενος διαβήτης ή διαβήτης των ενηλίκων. Πρόκειται για μια ανομοιογενή ομάδα, στην οποία περιλαμβάνονται άτομα με διαταραχή της έκκρισης της ινσουλίνης και τη συνύπαρξη άλλοτε άλλου βαθμού ινσουλινοαντίστασης. Η πλειονότητα των ασθενών αυτών (περίπου 80 %) είναι παχύσαρκοι και χαρακτηρίζονται από κεντρική κατανομή του λίπους κατά το χρόνο της διάγνωσης του διαβήτη. Η ανεύρεση των σαφών παθογενετικών μηχανισμών σε άτομα αυτής της ομάδας αναμένεται να οδηγήσει στην καλύτερη ταξινόμηση αυτής της μορφής του διαβήτη. Για παράδειγμα αναφέρεται ο διαβήτης τύπου MODY (Maturity Onset Diabetes of the Young), ο οποίος παλαιότερα θεωρούνταν ως διαβήτης τύπου 2 ενώ σήμερα ταξινομείται στους ειδικούς τύπους σακχαρώδη διαβήτη και στην υποκατηγορία των γενετικών διαταραχών της δυσλειτουργίας των β-κυττάρων (Katsilambros N., 2002).

Όπως και στην περίπτωση του διαβήτη τύπου 1, η παθογένεια του διαβήτη τύπου 2 χαρακτηρίζεται από αλληλεπίδραση γενετικών και περιβαλλοντικών παραγόντων. Ο διαβήτης τύπου 2 χαρακτηρίζεται από ισχυρή κληρονομική προδιάθεση, ισχυρότερη εκείνης του διαβήτη τύπου 1 αλλά τα υπεύθυνα γονίδια δεν είναι γνωστά. Όταν ο ένας γονέας έχει διαβήτη τύπου 2, η πιθανότητα τα τέκνα να παρουσιάσουν διαβήτη τύπου 2 στην ενήλικη ζωή είναι της τάξης του 25%. Επιπλέον η προσβολή από τη νόσο των μονογονικών διδύμων είναι της τάξης του 90-100%. Η πιθανότητα αυτή είναι της τάξης του 70 % όταν και οι δύο γονείς έχουν διαβήτη τύπου 2. Στους περιβαλλοντικούς παράγοντες περιλαμβάνονται κυρίως η παχυσαρκία και η έλλειψη σωματικής άσκησης (Poulsen P., et.al, 1999. Hu FB., et.al, 2001. Harris M., et.al, 1998).

Η συχνότητα της νόσου αυξάνει σημαντικά με την πρόοδο της ηλικίας. Αυτή η μορφή του διαβήτη μπορεί να διαδράμει ασυμπτωματικά ή σχεδόν ασυμπτωματικά για αρκετά χρόνια. Πολλές φορές η νόσος

διαγιγνώσκεται τυχαία στα πλαίσια ενός προσυμπτωματικού ελέγχου check-up. Τα άτομα με διαβήτη τύπου 2 δεν χρειάζονται ινσουλίνη για να επιβιώσουν, ενώ εμφανίζουν σπάνια διαβητική κετοοξέωση. Η πλειονότητα αυτών των ασθενών θα χρειαστεί ινσουλίνη για τη ρύθμιση του διαβήτη 7 – 10 χρόνια μετά τη διάγνωση της νόσου. (Katsilambros N., 1997)

1.4 Ειδικοί τύποι διαβήτη

Από αυτούς τους τύπους συχνότερος είναι ο διαβήτης που οφείλεται στη χορήγηση ορισμένων φαρμάκων (γλυκοκορτικοειδή, θειαζιδικά διουρητικά, β-αδρενεργικοί αποκλειστές) και ο διαβήτης που συνοδεύει διάφορες ενδοκρινοπάθειες οι οποίες χαρακτηρίζονται από υπερέκκριση ορμονών που ανταγωνίζονται τη δράση της ινσουλίνης. Ο διαβήτης υποχωρεί με τη θεραπεία της υποκείμενης νόσου. Ιδιαίτερο ενδιαφέρον αν και είναι σπάνιο, έχει ο διαβήτης MODY. Σε αυτόν τον τύπο διαβήτη περιλαμβάνονται 3 υποομάδες με μεταλλάξεις σε διαφορετικά γονίδια η κάθε μια. Εκδηλώνεται σε ηλικία μικρότερη των 25 ετών, χαρακτηρίζεται από διαταραχή στην έκκριση της ινσουλίνης χωρίς ινσουλινοαντίσταση και δεν απαιτείται ινσουλίνη για τη ρύθμισή του. (Diabetes Care., 1999 . Alberti KGMM., 1998).

1.5 Διαβήτης της κήσεως – Παθοφυσιολογία

Ως σακχαρώδης διαβήτης της κήσεως ορίζεται η διάγνωση ή η διαπίστωση οποιουδήποτε βαθμού διαταραχής στην ανοχή της γλυκόζης που παρουσιάζεται για πρώτη φορά κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης. Εξ ορισμού σε αυτή την ομάδα δε συμπεριλαμβάνονται γυναίκες με διαβήτη γνωστό πριν την έναρξη της εγκυμοσύνης. Παθοφυσιολογικά ο διαβήτης της κήσεως χαρακτηρίζεται κυρίως από αντίσταση στην ινσουλίνη και σε μικρότερο βαθμό από διαταραχή της ινσουλινοέκκρισης. Η συχνότητα του διαβήτη της κήσεως του 1-3% του συνόλου των κήσεων. Εμφανίζεται συνήθως κατά το 2^ο και 3^ο τρίμηνο της κυοφορίας, όταν οι συγκεντρώσεις των ορμονών που ανταγωνίζονται τη δράση της ινσουλίνης στο αίμα είναι υψηλές. Γι' αυτό το λόγο συνιστάται να γίνεται δοκιμασία ανοχής στη γλυκόζη κατά την κύηση. Για τη διάγνωση του διαβήτη της κήσεως χρησιμοποιούνται τα κριτήρια της Παγκόσμιας Οργάνωσης Υγείας. Οποιαδήποτε τιμή υπερβαίνει τις τιμές που εμφανίζονται στον πίνακα 2 αποτελεί διαγνωστικό κριτήριο για διαβήτη κήσεως. (Καραμάνος Β., 2002. Ράπτης Σ.Α, 1998).

Χρόνοι εξέτασης των τιμών γλυκόζης	Τιμές γλυκόζης πλάσματος
Γλυκόζη πλάσματος νηστείας (ώρα 0)	99mg/dl
2 ώρες μετά τη χορήγηση γλυκόζης	10mg/dl

Πίνακας 2 Δοκιμασία φόρτισης με 75g γλυκόζης από του στόματος για τη διάγνωση του διαβήτη της κήσεως όπως προτείνεται από την Παγκόσμια Οργάνωση Υγείας.

1.6 Διάγνωση του σακχαρώδη διαβήτη

Το 1997 η Αμερικανική Διαβητολογική Εταιρία πρότεινε και αργότερα η Παγκόσμια Οργάνωση Υγείας το 1999 υιοθέτησε την αναθεώρηση των διαγνωστικών κριτηρίων για το σακχαρώδη διαβήτη. (Diabetes Care., 1999 . Alberti KGMM., 1998). Η βασική διαφορά με τα προηγούμενα κριτήρια έγκειται στη μείωση του διαγνωστικού ορίου της γλυκόζης νηστείας από 140 mg/dl σε 126mg/dl και στη δημιουργία ενός νέου σταδίου διαταραχής της ομοιοστασίας της γλυκόζης της διαταραγμένης γλυκόζης νηστείας, ενώ η αξιολόγηση της τιμής της γλυκόζης πλάσματος δύο ώρες μετά τη χορήγηση 75g γλυκόζης εκτιμάται όπως ακριβώς μέχρι σήμερα. Τα διαγνωστικά κριτήρια του σακχαρώδη διαβήτη και της παθολογικής ανοχής στη γλυκόζη παρουσιάζονται στους 3 και 4. Τονίζεται ότι όταν δεν υπάρχει σαφής υπεργλυκαιμία συνοδευόμενη από οξεία μεταβολική απορύθμιση τότε η διάγνωση του διαβήτη οποιοδήποτε από τα ανωτέρω κριτήρια και αν είναι θετικό, πρέπει να επιβεβαιώνεται με επανάληψη της ίδιας δοκιμασίας μια άλλη μέρα ή με έλεγχο οποιοδήποτε από τα υπόλοιπα δύο κριτήρια που παρουσιάζονται στον πίνακα 4 σε δεύτερο χρόνο.

Οι μακροχρόνιες επιπλοκές του διαβήτη είναι δυστυχώς αρκετά συχνές και στους δύο τύπους του διαβήτη και διακρίνονται σε μακροαγγειοπάθειες και μικροαγγειοπάθειες.

1. Ύπαρξη των κλασικών συμπτωμάτων του διαβήτη και επιπλέον τυχαία γλυκόζη πλάσματος :	200mg/dl
2. Γλυκόζη νηστείας πλάσματος	≥ 126mg/dl
3. Γλυκόζη πλάσματος 2ώρες μετά τη χορήγηση 75g γλυκόζης	≥ 200mg/dl

Πίνακας 3 Αναθεωρημένα κριτήρια (1997, 1999) για τη διάγνωση του σακχαρώδη διαβήτη

Γλυκόζη πλάσματος νηστείας	<110mg/dl	Φυσιολογική
Γλυκόζη πλάσματος νηστείας	≥110 και <126 mg/dl	Διαταραγμένη γλυκόζη νηστείας
Γλυκόζη πλάσματος νηστείας	≥126 mg/dl	Σακχαρώδης διαβήτης
Γλυκόζη πλάσματος (2 ώρες μετά 75g γλυκόζης)	<140 mg/dl	Φυσιολογική ανοχή στη γλυκόζη

Γλυκόζη πλάσματος (2 ώρες μετά 75g γλυκόζης)	≥140 και >200 mg/dl	Διαταραγμένη ανοχή στη γλυκόζη
Γλυκόζη πλάσματος (2 ώρες μετά 75g γλυκόζης)	≥200 mg/dl	Σακχαρώδης διαβήτης

Πίνακας 4 Κριτήρια για τη διάγνωση του σακχαρώδη διαβήτη και της παθολογικής ανοχής στη γλυκόζη

1.7 Επιδημιολογικά δεδομένα

Όπως προαναφέρθηκε, ο διαβήτης τύπου 2 είναι συχνότερος του διαβήτη τύπου 1 σε παγκόσμια κλίμακα (ανάλογα με τη χώρα, σε 100 περιπτώσεις διαβήτη αντιστοιχούν 75 έως 95 περιπτώσεις διαβήτη τύπου 2 και 5 έως 25 περιπτώσεις διαβήτη τύπου 1. Η μέση συχνότητα του διαβήτη τύπου 1 στο γενικό πληθυσμό τα ν ευρωπαϊκών χωρών είναι της τάξης του 0,3 % . Η επίπτωση του διαβήτη αυτού του τύπου κυμαίνεται σε διάφορες χώρες από 5,5 μέχρι 35,5 νέες περιπτώσεις ανά πληθυσμό 100.000 κατοίκων. (Green A., 1995) Στις περισσότερες ευρωπαϊκές χώρες και στην Ελλάδα ο ανδρικός πληθυσμός φαίνεται ότι προσβάλλεται συχνότερα από το γυναικείο πληθυσμό. Αναλογία 1,1-1,4 (Bartsokas CS., et.al 1998. Karamanos B., et.al 1998) Η επίπτωση στην Ελλάδα είναι 4,6 περιπτώσεις στη βόρεια και 9,3 περιπτώσεις στη νότια Ελλάδα ανά πληθυσμό 100.000 κατοίκων. Επιδημιολογικά δεδομένα δείχνουν ότι στις περισσότερες χώρες παρατηρείται αύξηση της επίπτωσης του διαβήτη τύπου 1. (Green A., 1995)

Η μεγαλύτερη συχνότητα εμφάνισης του διαβήτη τύπου 1 παρατηρείται στην εφηβεία. Η ηλικία εμφάνισης του διαβήτη είναι ενδεικτική αλλά όχι αποδεικτική για τη μορφή του διαβήτη. Γενικά η πιθανότητα ένας νεοδιαγνωσθείς να έχει διαβήτη τύπου 1 είναι μεγαλύτερη όταν είναι ηλικίας μεγαλύτερης των 30 ετών. Ωστόσο η νόσος μπορεί να εκδηλωθεί στη βρεφική ηλικία, σε ενήλικες ή και σε άτομα προχωρημένης ηλικίας. Ο διαβήτης τύπου 2 σε πολλές χώρες και στην Ελλάδα προσβάλλει ένα ποσοστό της τάξης του 6-7% του γενικού πληθυσμού. Η συχνότητα αυτού του τύπου διαβήτη αυξάνει με την πρόοδο της ηλικίας (Green A, 1995). Έτσι ενώ ο επιπολασμός της νόσου είναι μικρότερος του 1% σε άτομα ηλικίας μικρότερης των 45 ετών αυτός είναι της τάξης του 20% σε άτομα ηλικίας μεγαλύτερης των 60 ετών. (Harris M., et.al, 1998, Katsilambros N., et.al 1994) Ο διαβήτης τύπου 2 αποτελεί ένα παγκόσμιο πρόβλημα υγείας που αναμένεται να λάβει διαστάσεις επιδημίας στα επόμενα 10-20 χρόνια. Σύμφωνα με τα στοιχεία της Παγκόσμιας Οργάνωσης Υγείας το έτος 1994 έπασχαν 120.000.000 άτομα από τη νόσο. Ο αριθμός αυτός υπολογίζεται ότι θα διπλασιαστεί μέχρι το έτος 2025. (King H., et.al, 1998) Η μεγαλύτερη αύξηση θα παρατηρηθεί στις αναπτυσσόμενες χώρες. Στα έτη αυτής της επιδημίας περιλαμβάνονται η αύξηση του μέσου όρου ζωής και η υιοθέτηση ενός δυτικού τρόπου ζωής που χαρακτηρίζεται από έλλειψη φυσικής δραστηριότητας και αυξημένη πρόσληψη τροφής.

Τα πιο πάνω οδηγούν στην ανάπτυξη παχυσαρκίας και ινσουλινοαντοχής. Ο συνδυασμός της επίκτητης ινσουλινοαντοχής με κάποια γενετικά καθορισμένη, μειωμένη ικανότητα για έκκριση ινσουλίνης οδηγεί στην εμφάνιση της νόσου. (Δημητριάδης Γ., 2002 .Παυλάτος Φ., 1992)

1.8 Παρακολούθηση της ρύθμισης του διαβήτη

Ο αυτοέλεγχος (ο προσδιορισμός δηλαδή των επιπέδων γλυκόζης στο αίμα από τους ασθενείς με τη χρήση μετρητών σακχάρου) είναι απαραίτητη προϋπόθεση για την καλή ρύθμιση του διαβήτη. Ο αυτοέλεγχος συμπληρώνεται με τον προσδιορισμό της γλυκοζυλιωμένης αιμοσφαιρίνης (HBA1c) κάθε 3-4 μήνες, που αποτελεί και τον καλύτερο δείκτη της συνολικής ρύθμισης του διαβήτη. (Φιλιππίδης Φ., 1992 . Κατσιλάμπρος Ν., 2000)

1.9 Αυτοέλεγχος

Η συχνότητα του αυτοελέγχου εξαρτάται από τον τύπο του διαβήτη και την ακολουθούμενη θεραπευτική αγωγή. Η ομάδα παρακολούθησης των ατόμων με διαβήτη καθορίζει τους θεραπευτικούς στόχους οι οποίοι εξατομικεύονται. Σε άτομα με διαβήτη τύπου 1 που ακολουθούν πρόγραμμα εντατικοποιημένης ινσουλινοθεραπείας συνιστάται αυτοέλεγχος 4 φορές την ημέρα προ των κυρίων γευμάτων και πριν την κατάκλιση. Με βάση τις τιμές της γλυκόζης στους πιο πάνω χρόνους αποφασίζεται και η δόση της χορηγούμενης ινσουλίνης, ταχείας ή ενδιάμεσης δράσης. Οι μετρήσεις αυτές συμπληρώνονται περιοδικά και με επιπλέον προσδιορισμούς της γλυκόζης αίματος 1,5-2 ώρες μετά τα γεύματα. Άτομα με καλή ρύθμιση του διαβήτη τύπου 2 υποβάλλονται σε αυτοέλεγχο λιγότερο συχνά, 3-4 μετρήσεις την εβδομάδα. Τα αποτελέσματα του αυτοελέγχου καταγράφονται σε ειδικό ημερολόγιο και αξιολογούνται μαζί με τον ασθενή. Μεμονωμένες αυξήσεις της γλυκόζης αίματος μπορεί να οφείλονται σε αυξημένη λήψη τροφής, προηγηθείσα υπογλυκαιμία ή στρες. Η ανεύρεση σταθερά αυξημένων τιμών γλυκόζης αίματος σημαίνει ότι απαιτείται αύξηση των δόσεων της ινσουλίνης ή των αντιδιαβητικών δισκίων. Ο διαβήτης μπορεί να απορυθμιστεί στη διάρκεια εμπύρετων νοσημάτων ή σε συγχορήγηση ορισμένων φαρμάκων. Η διαπίστωση συχνών υπογλυκαιμιών απαιτεί άμεση μείωση της δόσης της υπογλυκαιμικής αγωγής και κατάλληλες διαιτητικές συμβουλές. (Κατσιλάμπρος Ν., 2000)

Κεφάλαιο 2 – Εξοπλισμός

2.1 Arduino

Το Arduino είναι ένας single-board μικροελεγκτής (microcontroller) ο οποίος χρησιμοποιείται για την υλοποίηση πληθώρας ηλεκτρονικών project. Η ευκολία στη χρήση τόσο του υλικού όσο και του λογισμικού μέρους, τον καθιστά ικανό να δέχεται ως είσοδο ένα μεγάλο εύρος διαφορετικών δεδομένων μέσω αισθητήρων και ολοκληρωμένων κυκλωμάτων και μπορεί να διαχειρίζεστε την έξοδο διάφορων συσκευών ή εξαρτημάτων. Μερικά παραδείγματα αυτών είναι η ανίχνευση κίνησης σε ένα δωμάτιο, η μέτρηση κατανάλωσης ρεύματος ενός σπιτιού, ο υπολογισμός της θερμοκρασίας σε εσωτερικούς και εξωτερικούς χώρου, τα ποσοστά υγρασίας στο έδαφος και τον αέρα. Τα πλεονεκτήματα του Arduino τα οποία παρουσιάζονται εκτενέστερα παρακάτω είναι και ο κύριος λόγος για τον οποίο επιλέχτηκε ο συγκεκριμένος μικροεπεξεργαστής για την εν λόγω διπλωματική εργασία. [5]



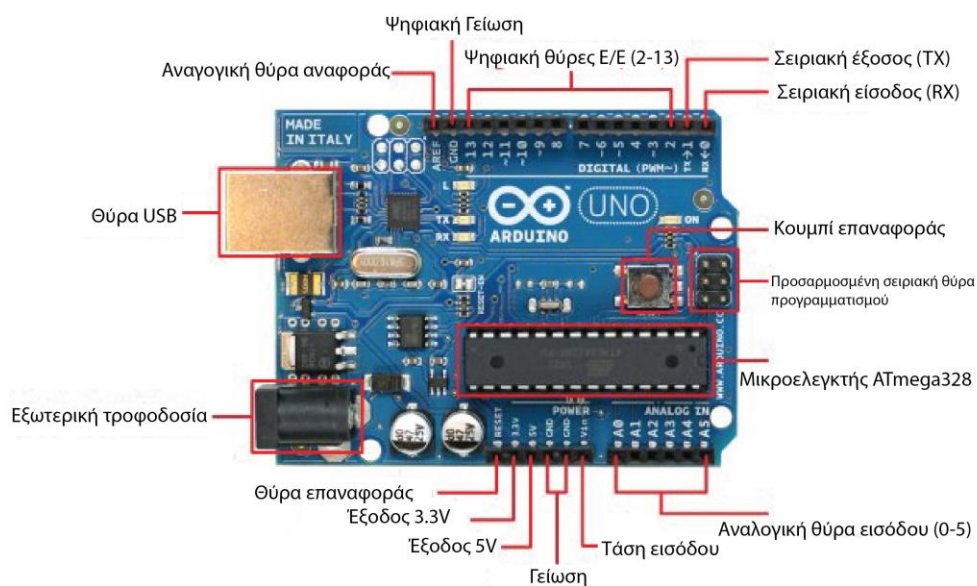
- Χαμηλή τιμή σε σύγκριση με άλλους μικροεπεξεργαστές
- Δυνατότητα προγραμματισμού από διάφορα λειτουργικά συστήματα (Windows, Linux, Macintosh OSX)
- Μεταφορά κώδικα στην πλατφόρμα μέσω USB και όχι σειριακής θύρας
- Εύκολο στον προγραμματισμό και την εκτέλεση του κώδικα
- Εύκολη ενσωμάτωση αισθητήρων, ολοκληρωμένων κυκλωμάτων και καλωδίων
- Φορητό (λειτουργεί και με την χρήση μπαταρίας)
- Δυνατότητα επέκτασης λογισμικού λόγω ανοιχτού κώδικα, ενσωμάτωση βιβλιοθηκών C++
- Δυνατότητα ενσωμάτωσης κυκλωμάτων τα οποία επεκτείνουν την λειτουργία του Arduino [3]

2.1.1 Τεχνικά χαρακτηριστικά Arduino Uno

Μικροελεγκτής	ARMEGA328
Τάση λειτουργίας	5V
Τάση εισόδου	7-12V
Όρια τάσης εισόδου	6-20V

Ψηφιακοί ακροδέκτες	14
Αναλογικοί ακροδέκτες εισόδου	6(PWM)
Ισχύς συνεχόμενου ρεύματος ανά ακροδέκτη	40mA
Ισχύς συνεχόμενου ρεύματος για ακροδέκτη τάσης 3.3V	50mA
Μνήμη flash	32KB (ATMEGA328)
Μνήμη SRAM	2KB (ATMEGA328)
Μνήμη EEPROM	1KB (ATMEGA328)
Ταχύτητα ρολογιού	16MHz

Πίνακας 5 Τεχνικά χαρακτηριστικά Arduino UNO



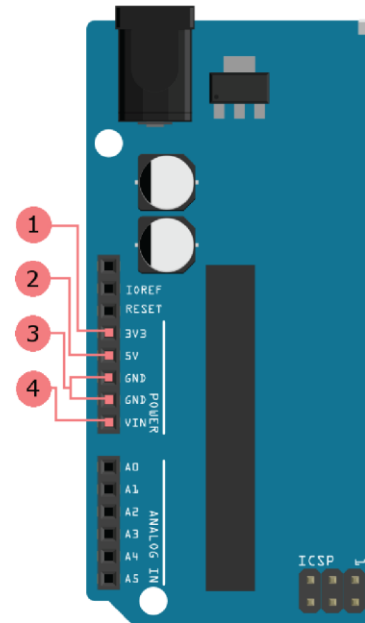
Εικόνα 1 Μέρη πλακέτας Arduino Uno

2.1.2 Τροφοδοσία Arduino

Η διαδικασία τροφοδοσίας του Arduino γίνεται με 2 τρόπους. Πρώτον με την χρήση καλωδίου USB στην ενσωματωμένη υποδοχή της πλακέτας και δεύτερον με εξωτερική παροχή τάσης από μπαταρία (7-12V) είτε από μετασχηματιστή τάσης DC.

Η θύρα 3.3V χρησιμοποιείται για την τροφοδοσία κυκλωμάτων της ίδιας τάσης και παράγεται στο ολοκληρωμένο κύκλωμα FTDI. [7]

1. Η θύρα 5V χρησιμοποιείται για την τροφοδοσία κυκλωμάτων της ίδιας τάσης. Χρησιμοποιείται επίσης από τον μικροελεγκτή και από διάφορα μέρη της πλακέτας. Η τάση προέρχεται είτε από το καλώδιο USB είτε από την τάση που δίνεται από το Vin.
2. Θύρα γείωσης.
3. Τάση εισόδου όταν η πλακέτα χρησιμοποιεί εξωτερική τροφοδοσία.



2.1.3 Μνήμη Arduino

Ο μικροελεγκτής του Arduino Uno (ATmega328) διαθέτει τρεις βασικές ομάδες μνήμης. Την μνήμη EEPROM, την SRAM (Static Random Access Memory) και την Flash. [6]

➤ Μνήμη SRAM 2KB (Static Random Access Memory)

Η στατική μνήμη τυχαίας προσπέλασης, μπορεί να “διαβαστεί” και να “γραφτεί” από το εκτελέσιμο πρόγραμμα. (Adafruit Industries. (2016). Memories of an Arduino, 8-11.)

- **Στατικά δεδομένα (Static data)** - Απευθύνεται στον δεσμευμένο χώρο της μνήμης SRAM όπου αποθηκεύονται όλες οι καθολικές και στατικές μεταβλητές του προγράμματος.
- **Σωρός (Heap)** - Χρησιμοποιείται για δυναμικά καταχωρημένα δεδομένα. Η μνήμη αυτή διαμορφώνεται αμέσως μετά την δημιουργία της Static data.
- **Στοιβά (Stack)** – Η στοιβά χρησιμοποιείται για την αποθήκευση των τοπικών μεταβλητών του προγράμματος. Χρησιμοποιείται όμως και για την καταγραφή των διακοπών καθώς και για τις κλήσεις των συναρτήσεων. Η στοιβά μεγαλώνει από την κορυφή της μνήμης προς τον σωρό. Οποιαδήποτε διακοπή ή κλήση συνάρτησης ή τοπική μεταβλητή έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση της στοιβάς.



➤ Μνήμη EEPROM 1KB

Η EEPROM είναι μια μορφή μη πτητικής μνήμης που μπορεί να “ διαβαστεί ” και να “ γραφτεί ” από το εκτελέσιμο πρόγραμμα και χρησιμοποιείται για αποθήκευση μακροχρόνιων πληροφοριών. Η μνήμη αυτή μπορεί να διαβαστεί μόνο ανά byte (byte-by-byte) με αποτέλεσμα να είναι δύσκολη στην χρήση. Επίσης είναι πιο αργή από την μνήμη SRAM και η διάρκεια ζωής της περιορίζεται στους 100.000 κύκλους εγγραφής (μπορεί να διαβαστεί όσες φορές θέλουμε). Σε αντίθεση όμως με την μνήμη SRAM, διατηρεί τα αποθηκευμένα δεδομένα της μετά την αποσύνδεση τροφοδοσίας ή επανεκκίνηση. (Adafruit Industries. (2016). Memories of an Arduino, 8-11.)

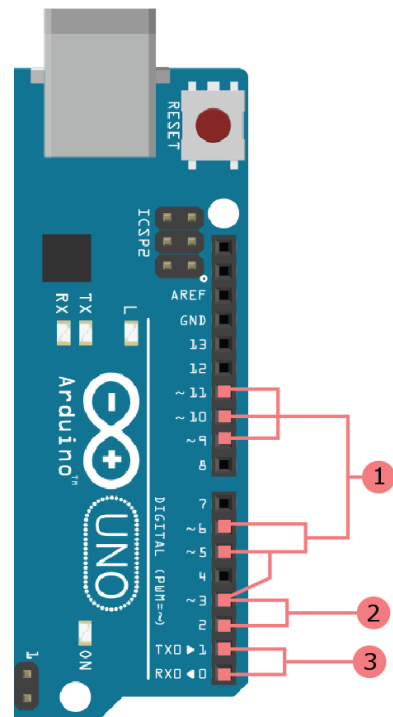
➤ Μνήμη Flash 32KB

Η μνήμηFlash χρησιμοποιείται για την αποθήκευση του προγράμματος στο Arduino . Η συγκεκριμένη μνήμη παρέχει την δυνατότητα εκτέλεσης του αποθηκευμένου κώδικα. Δεν έχει όμως την δυνατότητα τροποποίησης δεδομένων του εκτελέσιμου κώδικα καθώς θα πρέπει να αντιγραφούν πρώτα στην μνήμη SRAM για να τροποποιηθούν. Η μνήμη Flash χρησιμοποιεί την ίδια τεχνολογία που χρησιμοποιούν και οι κάρτες SD , αυτό σημαίνει ότι τα δεδομένα παραμένουν αποθηκευμένα ακόμα και μετά την απενεργοποίηση του συστήματος ή την επανεκκίνηση του. Η διάρκεια ζωής της συγκεκριμένης μνήμης υπολογίζεται περίπου στους 100.000 κύκλους εγγραφής. (Adafruit Industries. (2016). Memories of an Arduino, 8-11.)

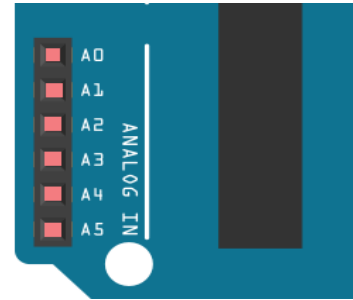
2.1.4 Θύρες (ακροδέκτες)

Η σύνδεση και ο προγραμματισμός του Arduino με άλλες συσκευές εξαρτήματα, ολοκληρωμένα και αισθητήρες γίνεται με τους ακροδέκτες που βρίσκονται στο δεξί μέρος του (0-13, GND, AREF). Οι ακροδέκτες αυτοί μπορούν να λειτουργήσουν ανάλογα με τον τρόπο που έχουν προγραμματιστεί άλλοτε ως είσοδοι πληροφορίας και άλλοτε ως έξοδοι στο υπόλοιπο κύκλωμα που είναι συνδεδεμένοι. Το Arduino Uno διαθέτει 20 ακροδέκτες, 14 ψηφιακούς και 6 ψευδό-αναλογικούς. [7]

1. Οι ψηφιακοί ακροδέκτες 3,5,6,9,10 και 11 χρησιμοποιούνται για είσοδο και έξοδο πληροφοριών στο κύκλωμα που είναι συνδεδεμένοι. Αυτοί οι ακροδέκτες λειτουργούν και ως ψευδό-αναλογικές με την διαμόρφωση PWM (Pulse width Modulation).
2. Οι ακροδέκτες 2,3 πέρα από είσοδοι και έξοδοι στο κύκλωμα μπορούν επίσης να προγραμματιστούν ώστε να προκαλούν αλλαγές στο κύκλωμα ανάλογα με ορισμένες τιμές που έχουν οριστεί ως ακραίες.
3. Οι ακροδέκτες 0 (RX) και 1 (TX) χρησιμοποιούνται για την λήψη (RX) και την διαβίβαση σειριακών δεδομένων TTL.



Οι αναλογικές εισοδοι υποστηρίζουν μετατροπή 10-bit αναλογικό σε ψηφιακό σήμα χρησιμοποιώντας την συνάρτηση analogRead(). Οι περισσότερες αναλογικές εισοδοι μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν ως ψηφιακές (π.χ η αναλογική είσοδος A0 μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως ψηφιακή 14. [7]



2.2 Ηλεκτροχημικός αισθητήρας αίματος

Υπάρχει μια ολοένα αυξανόμενη ζήτηση για βιοαισθητήρες χαμηλού κόστους σε ιατρικές διαγνώσεις όπου, ένα πολύ γνωστό εμπορικά επιτυχημένο παράδειγμα είναι οι βιοαισθητήρες γλυκόζης που χρησιμοποιούνται για την διάγνωση και την παρακολούθηση του διαβήτη. Αυτού του είδους οι βιοαισθητήρες χρησιμοποιούν ηλεκτροχημική ανάλυση (electroanalysis) ως μηχανισμό μεταβίβασης πληροφορίας. Προσφέρουν πολλά πλεονεκτήματα όσον αφορά την ευαισθησία, την επιλεκτικότητα, το κόστος, την αποτελεσματικότητα, τη συμβατότητα και την ενσωμάτωση με την ηλεκτρονική. [2]



Οι ταινίες μέτρησης γλυκόζης είναι ένα βασικό συστατικό ελέγχου της γλυκόζης στο αίμα. Αυτές οι μικρές λωρίδες κατασκευασμένες από πλαστικό υλικό, μπορεί να φαίνονται ασήμαντες αλλά παρέχουν ένα πολύ σημαντικό ρόλο βοηθώντας τα άτομα διαβήτη να παρακολουθούν και να ελέγχουν τα ποσοστά σακχάρου στο αίμα τους. Οι ταινίες μέτρησης είναι μιας χρήσης καθώς αποσκοπούν στην ανάλυση των ενεργών μορίων στο αίμα την χρονική στιγμή που χρησιμοποιούνται. Εκτός από τη γλυκόζη, υπάρχουν πολλά άλλα σημαντικά βιομόρια, των οποίων η ηλεκτοανάλυση μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ανάπτυξη χαμηλού κόστους, ταχείας και εύκολης χρήσης βιοαισθητήρων. Ένα τέτοιο βιολογικό μόριο είναι η Γλυκοζυλιωμένη αιμοσφαιρίνης (GHb). Πρόκειται για μια μετα-μεταφραστική, μη ενζυμική τροποποίηση της αιμογλοβίνης της αιμοσφαιρίνης με τη γλυκόζη το οποίο αποτελεί έναν εξαιρετικό βιοδείκτη. Ο συγκεκριμένος δείκτης αντιπροσωπεύει τη μέση τιμή της γλυκόζης αίματος κατά τη διάρκεια των τελευταίων 120 ημερών.

Η παρακολούθηση των επιπέδων σακχάρου στο αίμα είναι μια επίπονη διαδικασία για τους διαβητικούς, τόσο μεταφορικά όσο και κυριολεκτικά. Ο μετρητής γλυκόζης είναι ένα βασικό μηχανήμα που βοηθά τα άτομα με διαβήτη να αποκτήσουν μια μακροχρόνια και ευκολότερη από μεριάς υγείας ζωή, αποφεύγοντας έντονες επιπλοκές.

Η τεχνολογία των μετρητών βασίζεται στις ταινίες μέτρησης γλυκόζης, που διαθέτουν ένζυμα, συνένζυμα, μεσολαβητές (mediators) και δείκτες (indicators) σε μορφή λωρίδας, μετατρέποντας την συγκέντρωση γλυκόζης του αίματος σε σήμα αναγνώσιμο από τον μετρητή. Η ταχύτητα μέτρησης, η ειδικότητα και η ακρίβεια καθορίζονται από την χημεία και τον σχεδιασμό των ταινιών μέτρησης.

Αρκετές φορές την ημέρα, πρέπει να τρυπούν το δάχτυλό τους, για να αποκτήσουν μια σταγόνα αίματος. Αυτή η σταγόνα τοποθετείται σε μια πλαστική λωρίδα (test strip) και αμέσως μετά στο γλυκοζόμετρο,

δηλαδή την συσκευή χειρός που τους λέει αν το επίπεδο γλυκόζης τους είναι υψηλή, χαμηλή, ή ακριβώς στο όριο. [2]

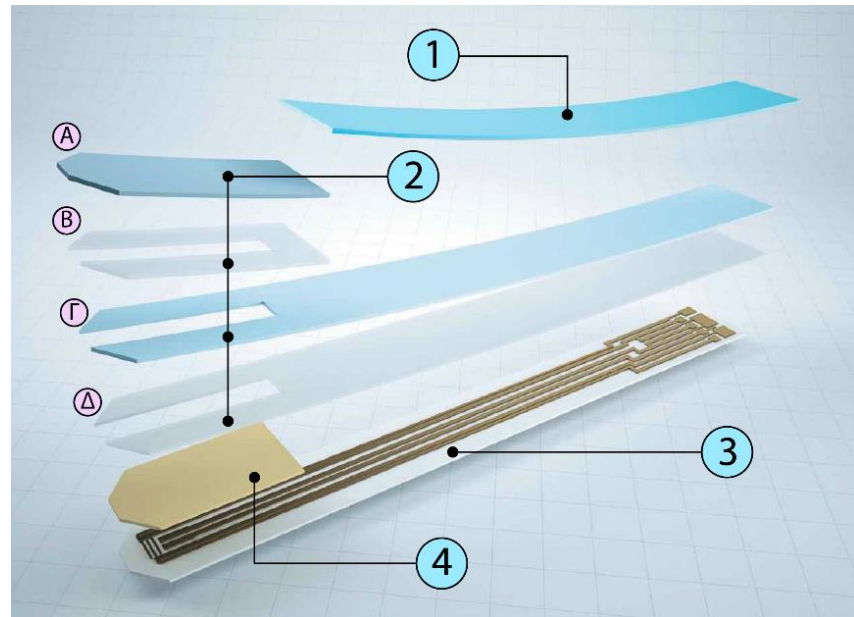
2.2.1 Τα επιμέρους στρώματα αισθητήρα

A. Στρώμα προσέλκυση υγρού

B. Αυτοκόλλητό

Γ. Διαχωριστής στρωμάτων

Δ. Αυτοκόλλητό



1. Η επικάλυψη

Η δοκιμαστική ταινία καλύπτεται με ένα συγκολλητικό υλικό για την προστασία του κυκλώματος και των υπόλοιπων εξαρτημάτων της λωρίδας.

2. Θάλαμος

Αυτό είναι το σημείο όπου το αίμα εισέρχεται στην ταινία. Ο σχεδιασμός του θαλάμου καθορίζει την ποσότητα του αίματος είναι απαραίτητη για έλεγχο. Αυτός ο στενός θάλαμος προκαλεί τριχοειδή δράση, μια δύναμη που οδηγεί μια σταγόνα αίματος στο κέντρο αντίδρασης. Ο θάλαμος καλύπτεται συχνά με ένα παραθυράκι που επιτρέπει στον χρήστη να έχει οπτική ένδειξη για το αν η ταινία με το αίμα έχει τοποθετηθεί σωστά.

3. Η Χημεία

Το χημικό μίγμα που μετατρέπει τη γλυκόζη σε ηλεκτρισμό αποτελείται από δύο βασικά μέρη, το ένζυμο και τον μεσολαβητή, μεταξύ άλλων συστατικών. Το ένζυμο είναι μια πρωτεΐνη που απορροφά την γλυκόζη από το δείγμα του αίματος και απομονώνει ένα ζεύγος ηλεκτρονίων

σακχάρου. Το ένζυμο διαπερνά τα ηλεκτρόνια στον διαμεσολαβητή, ένα μόριο το οποίο απομακρύνει τα ηλεκτρόνια από το κύκλωμα.

4. Το κύκλωμα

Τα ηλεκτρόνια της γλυκόζης ταξιδεύουν μέσω ενός δικτύου καλωδίων από το θάλαμο δείγματος στο μετρητή γλυκόζης. Ο μετρητής μετράει τα ηλεκτρόνια ως τάση και υπολογίζει το ποσοστό γλυκόζης που χρειάστηκε για να δημιουργήσει αυτήν την ηλεκτρική ενέργεια. Ο μετρητής εμφανίζει τον αριθμό στην οθόνη του.

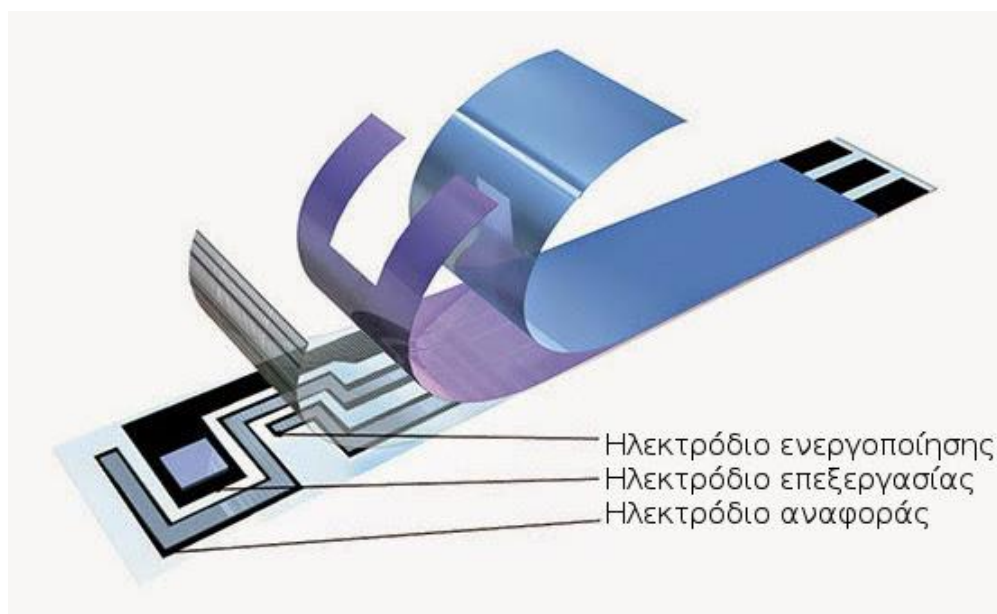
Παρτίδα

Κάθε παρτίδα ταινιών δοκιμής κατασκευάζεται από την ίδια παρτίδα χημικού μείγματος που χρησιμοποιείται για την παραγωγή την ηλεκτρικού σήματος από την γλυκόζη. [1]

2.2.2 Ηλεκτρόδια

➤ Τύποι ηλεκτροδίων:

- Ηλεκτρόδιο ενεργοποίησης
- Ηλεκτρόδιο επεξεργασίας
- Ηλεκτρόδιο αναφοράς



Εικόνα 2 Τα ηλεκτρόδια της ταινίας μέτρησης

Τα ηλεκτρόδια είναι υπεύθυνα για την ανίχνευση της συγκέντρωσης του αίματος στον αναλυτή μέσω των αντιδράσεων οξείδωσης εντός του αισθητήρα. Οι αντιδράσεις αυτές μεταγονται σε ηλεκτρικό σήμα που μπορεί να συσχετιστεί με την ποσότητα ή συγκέντρωση του αναλυτή. Κατά συνέπεια, η δοκιμαστική ταινία περιλαμβάνει ένα σύνολο ηλεκτροδίων μέτρησης. Για την επίτευξη μιας ολοκληρωμένης μέτρησης χρειάζονται τουλάχιστον 2 ηλεκτρόδια εντός του

θαλάμου υποδοχής δείγματός, εκ των οποίων το ένα είναι ηλεκτρόδιο επεξεργασίας και το άλλο ενεργοποίησης. Ο θάλαμος λήψης δείγματος είναι διαμορφωμένος έτσι ώστε την ώρα που εισέρχεται το υγρό δείγμα να έρχεται σε ηλεκτρολυτική επαφή τόσο με το ηλεκτρόδιο επεξεργασίας όσο και με το ηλεκτρόδιο ενεργοποίησής. Αυτό επιτρέπει το ηλεκτρικό ρεύμα να ρέει ανάμεσα στα ηλεκτρόδια μέτρησης για την πραγματοποίηση της ηλεκτρο-οξειδωσης του αναλυτή. Στο πλαίσιο της συγκεκριμένης εργασίας το ηλεκτρόδιο επεξεργασίας είναι αυτό που πραγματοποιεί την ηλεκτρο-οξειδωση του αναλυτή. Το ηλεκτρόδιο ενεργοποίησής στη προκειμένη περίπτωση λειτουργεί όχι μόνο για την διέλευση του ρεύματος από το ηλεκτρόδιο επεξεργασίας αλλά λειτουργεί και ως ηλεκτρόδιο αναφοράς (reference). [20]

➤ **Υλικό ηλεκτροδίων**

Το ηλεκτρόδιο επεξεργασίας και το ηλεκτρόδιο ενεργοποίησης, καθώς και τα υπόλοιπα μέρη του συστήματος των ηλεκτροδίων, αποτελούνται από μια ποικιλία υλικών. Τα ηλεκτρόδια πρέπει να έχουν σχετικά μικρή αντίσταση και να είναι ηλεκτροχημικά αδρανή κατά την λειτουργία τους. Για την κατασκευή του ηλεκτροδίου επεξεργασίας χρησιμοποιείται χρυσός, παλλάδιο, πλατίνα, άνθρακας, τιτάνιο, διοξείδιο του ρουθηνίου και οξείδιο του ινδίου καθώς επίσης και άλλα. Για το ηλεκτρόδιο ενεργοποίησης μπορούν να χρησιμοποιηθούν τα ίδια υλικά ή άλλα παρόμοια, πχ. άργυρος/χλωριούχος άργυρος. Το πιο κοινό υλικό των δυο ηλεκτροδίων στις ταινίες μέτρησης της αγοράς είναι ο χρυσός.

➤ **Εφαρμογή ηλεκτροδίων**

Τα ηλεκτρόδια μπορούν να εφαρμοστούν σε υπόστρωμα βάσης με τέτοιο τρόπο ώστε να παράγονται ηλεκτρόδια κατάλληλης αγωγιμότητας και ακεραιότητας, με διάφορες τεχνικές όπως η επιμετάλλωση και η εκτύπωση. Σε μια τέτοια διαδικασία τα χρυσά ηλεκτρόδια παρέχονται από την επικάλυψη του υποστρώματος βάσης και στη συνέχεια επιλεγμένα τμήματα απομακρύνονται για να παραμείνουν τα επιθυμητά τμήματα. Ένας τρόπος να επιτευχθεί αυτό είναι η εκτομή με χρήση λέιζερ (laser ablation).

➤ **Τελική διαμόρφωση**

Το σύστημα ηλεκτροδίων μπορεί να έχει ποικίλες μορφές ανάλογα με την λειτουργία της ταινίας μέτρησης σε συνδυασμό με τον εκάστοτε μετρητή που την χρησιμοποιεί. Για κάθε εφαρμογή, τα ηλεκτρόδια επεξεργασίας και αναφοράς κατά προτίμηση είναι τοποθετημένα και έχουν τέτοιες διαστάσεις ώστε να ελαχιστοποιείται ο όγκος του υγρού δείγματος που απαιτείται. Είναι επίσης προτιμότερο τα ηλεκτρόδια να διαμορφώνονται ώστε να διατηρούν ένα ρεύμα ροής επαρκούς μεγέθους ώστε να είναι μετρήσιμο χρησιμοποιώντας έναν οικονομικό μετρητή χειρός. [21]

2.3 Μετρητής γλυκόζης αίματος

2.3.1 Γενική λειτουργία

Οι μετρητές γλυκόζης αίματος είναι μικρές φορητές συσκευές σε σχήμα μικρού κινητού ή ρολογιού χειρός που λειτουργούν με μπαταρία. Οι δομή τους είναι σχετικά απλή αφού αποτελούνται κυρίως από μια οθόνη μικρού μεγέθους, μια υποδοχή USB για σύνδεση και μεταφορά δεδομένων σε Η/Υ, ένα κουμπί ενεργοποίησης και απενεργοποίησης, όπου πολλές φορές το ίδιο είναι και κουμπί πλοήγησης στην συσκευή, και μια ηλεκτρονική είσοδο για τον βιοαισθητήρα (καρτελάκι) που αναφέρθηκε παραπάνω. Το λειτουργικό του μέρος παρέχει την δυνατότητα υπολογισμού του ποσοστού σακχάρου στο αίμα και εμφάνιση αυτού στην οθόνη. Πολλές συσκευές παρέχουν την δυνατότητα για υπενθύμιση μέτρησης, αποθήκευση τιμών στη μνήμη της συσκευής όπου ο χρήστης μπορεί να ανατρέξει ανά πάσα στιγμή και αποστολή τιμών μέσω Bluetooth σε άλλες συσκευές όπως κινητά τηλέφωνα ή Η/Υ.



Οι μετρητές γλυκόζης χρησιμοποιούνται παγκοσμίως στη διαχείριση των υπογλυκαιμικών και υπεργλυκαιμικών διαταραχών στην υγειονομική περίθαλψη. Η ακρίβεια όμως των μετρητών αποτελεί μια πρόκληση καθώς οι μετρητές γλυκόζης μπορούν να αναλύσουν το αίμα σαν σύνολο και όχι μεμονωμένες ουσίες που το αποτελούν πχ. γλυκόζη. Για αυτό το λόγο το ποσοστό γλυκόζης στο αίμα δεν είναι απόλυτα αντιπροσωπευτικό. Τεχνικά η ακριβής τιμή της γλυκόζης ορίζεται ως η σύγκλιση μεταξύ της πραγματικής τιμής και αυτής του αποτελέσματος της μέτρησης από τον μετρητή. Η πραγματική τιμή της γλυκόζης υπολογίζεται με την τεχνική της μαζικής φασματομετρίας διαλύσεων ισοτόπων, δηλαδή με τον διαχωρισμό των κυττάρων από το συνολικό αίμα. Αυτή η διαδικασία είναι πάρα πολύ δύσκολη και δεν είναι διαθέσιμη στις περισσότερες νοσοκομειακές μονάδες ή κλινικές διαβήτη, καθιστώντας αδύνατη την χρήση αυτής της τεχνολογίας σε προσωπικό επίπεδο. Η κοινή διαδικασία υπολογισμού της γλυκόζης πραγματοποιείται μέσω τριχοειδικού ή φλεβικού αίματος παράγεται στα άκρα. Ποικίλοι παράγοντες μπορούν να έχουν επιπτώσεις στα αποτελέσματα μετρητών γλυκόζης, συμπεριλαμβανομένης της περιβαλλοντικής έκθεσης, ασθένειας, θεραπευτικής αγωγής, αναιμίας και υπότασης. [18]

Στη περίπτωση χρήσης μικροελεγκτή ως βάση ενός μετρητή γλυκόζης, το δείγμα αίματος τοποθετείται στον ηλεκτροχημικό αισθητήρα, αντιδρώντας με τα ένζυμα γλυκόζης που έχουν υποστεί οξείδωση. Τα ένζυμα γίνονται καταλυτικά ενεργά και μέσω του αγωγού μεταφέρονται ηλεκτρόνια στα ηλεκτρόδια. Αυτό το ηλεκτρικό σήμα επεξεργάζεται και μετατρέπεται μέσω του ενισχυτή, όπου και τελικά μεταφέρεται στο Arduino UNO και το αποτέλεσμα εμφανίζεται στην οθόνη LCD.

2.3.2 Ο μετρητής FORA Diamond GD50

➤ Χαρακτηριστικά γνωρίσματα

- Εύκολη αποσύνδεση των ταινιών μέτρησης για την αποφυγή επαφής με το αίμα
- Καταγραφή και αποθήκευση μετρήσεων προ-γεύματος και μετά-γεύματος για καλύτερη παρακολούθηση της γλυκόζης στο αίμα
- Παρέχει τη δυνατότητα υπενθύμισης για μέτρηση έως και 4 φορές σε μια ημέρα
- Υποστηρίζεται από την FORA TeleHealth System [13]

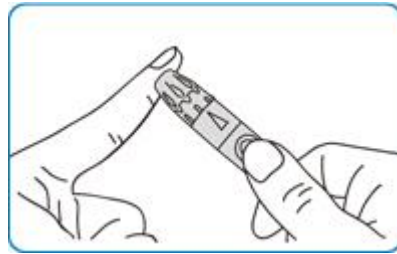
➤ **Χαρακτηριστικά μετρήσεων**

- Μικρό δείγμα αίματος – 0,5μl
- Γρήγορο αποτέλεσμα – 5 δευτερόλεπτα
- Εύρος μετρήσεων 20 mg/dl έως 600 mg/dl
- 450 θέσεις αποθήκευσης με ημερομηνία και ώρα
- Δυνατότητα ένδειξης ημερήσιας μέσης τιμής για 7, 14, 21, 28, 60 και 90 μέρες

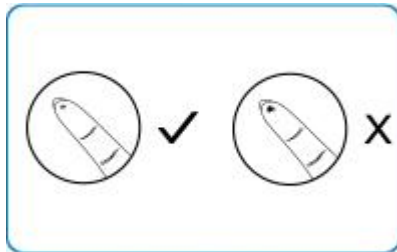
➤ **Διαδικασία μέτρησης**



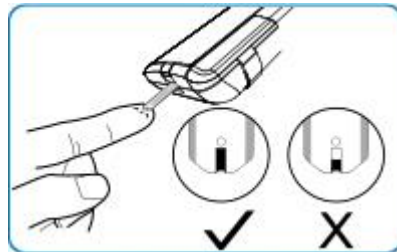
1.Είσοδος ταινίας μέτρησης στον μετρητή



2.Τοποθέτηση δάκτυλου στο μηχανήμα αποστειρωμένης βελόνας. Πίεση κουμπιού για τρύπημα δακτύλου



3.Λήψη δείγματος αίματος



4. Είσοδος δείγματος στη ταινία μέτρησης



5.Εμφάνιση αποτελέσματος



6.Εξαγωγή της ταινίας μέτρησης από το μηχανήμα

Κάθε κατασκευαστής ταινιών μέτρησης έχει διαφορετική τεχνολογία και τρόπο κατασκευής, καθιστώντας τις ταινίες μέτρησης αποκλειστικές για χρήση από την ίδια και μόνο συσκευή. Η κατασκευή ταινιών μέτρησης είναι μια δύσκολη διαδικασία, όπως περιεγράφηκε στο παραπάνω υποκεφάλαιο, που απαιτεί ειδικά μηχανήματα κατασκευής μεγάλης ακρίβειας και συγκεκριμένα υλικά. Αυτοί οι παράγοντες μας ώθησαν στην επιλογή ενός μετρητή σε συνδυασμό με τις συμβατές ταινίες μέτρησής του, ο οποίος κατά τη διάρκεια της διπλωματικής εργασίας θα κάλυπτε τις ανάγκες μας για την ανάπτυξη του δικού μας μετρητή. Ο FORA Diamond GD50 αποτέλεσε μια λύση στο πρόβλημα αυτό, καθώς είναι διαδεδομένος και σχετικά οικονομικός μετρητής, ενώ η διαθεσιμότητά και η απόκτησή του δεν αποτέλεσε κανένα εμπόδιο. Ο συγκεκριμένος μετρητής ήταν η βάση της ανάπτυξης του μετρητή μας, αφού αποκολλήσαμε από αυτόν την θύρα των ταινιών μέτρησης (TaiDoc M5), ώστε να μπορούμε να χρησιμοποιούμε τις ίδιες ταινίες μέτρησης και να έχουμε ένα έγκυρο σημείο αναφοράς για σύγκριση με έναν κοινό μετρητή που χρησιμοποιείται από διαβητικούς.

Αποκολλώντας την θύρα ταινιών μέτρησης TaiDoc M5 από τον μετρητή FORA Diamond GD50 ήρθαμε αντιμέτωποι με τη δυσκολία αναγνώρισης του κλειστού κυκλώματος του κατασκευαστή. Το TaiDoc M5 περιλαμβάνει 9 ακροδέκτες από τους οποίους έπρεπε να αναγνωριστούν οι ακροδέκτες ενεργοποίησης και επεξεργασίας. Αυτοί οι δυο σημαντικοί ακροδέκτες χρησιμοποιούνται για την απόκτηση της πληροφορίας από τον αισθητήρα, καθώς οι υπόλοιποι συμβάλουν σε άλλες λειτουργίες του μηχανήματος, που δεν είχαν άμεση χρησιμότητα στην βασική λειτουργία του μετρητή μας.

2.4 Το ολοκληρωμένο κύκλωμα INA 114

2.4.1 Τεχνικά χαρακτηριστικά

Το ολοκληρωμένο κύκλωμα INA114 είναι ένας ενισχυτής χαμηλού κόστους που ανήκει στην κατηγορία των Instrumentation amplifier και προσφέρει εξαιρετική ακρίβεια. Το μέγεθός του είναι πολύ μικρό και αυτό τον καθιστά εύχρηστο και συμβατό με μεγάλο εύρος εφαρμογών. Η εσωτερική προστασία του ολοκληρωμένου μπορεί να αντέξει τάσεις από -40V ως +40V χωρίς να καταστραφεί. Είναι κατασκευασμένο με την τεχνική laser trimmed με πολύ χαμηλή τάση μετατόπισης (50μV) και drift (0.25μV/ °C) και υψηλό ποσοστό απόρριψης (115dB στα $G = 1000$). Λειτουργεί με τάση $\pm 2.25V$ επιτρέποντας την τροφοδοσία από μπαταρία και από ενιαίο σύστημα τροφοδοσίας 5V. Το μέγιστο ρεύμα ισορροπίας είναι 3mA. Λόγω των παραπάνω χαρακτηριστικών είναι ικανό να ενισχύει αρκετά πολύ μικρές τάσεις που διαφορετικά θα ήταν δύσκολο να ανιχνευτούν και να χρησιμοποιηθούν. Το INA114 είναι κατασκευασμένο από πλαστικό με 8-pin και SOL-16 surface-mount, και τα δυο ορίζονται για θερμοκρασίες από -40°C ως +125°C. Με μια εξωτερική αντίσταση το INA114 μπορεί να διαχειριστεί οποιοδήποτε κέρδος από 1 ως 10.000. [16]



Τα συνολικά τεχνικά χαρακτηριστικά όπως παρουσιάζονται από το datasheet του κατασκευαστή φαίνονται παρακάτω.

Τάση τροφοδοσίας	±18V
Εύρος τάσης εισόδου	±40V
Έξοδος βραχυκυκλώματος (στη γείωση)	Συνεχής
Θερμοκρασία λειτουργίας	-40°C έως 125°C
Θερμοκρασία αποθήκευσης	-40°C έως 125°C
Θερμοκρασία σύνδεσης	150°C
Αντοχή συγκόλλησης (10s)	300°C

Πίνακας 6 Τεχνικά χαρακτηριστικά INA114

2.4.2 Κέρδος ενισχυτή και απώλειες

Το κέρδος στον INA114 καθορίζεται από μια εξωτερική αντίσταση, την R_G . Ο τύπος με τον οποίον υπολογίζεται το κέρδος ανάλογα με την τιμή της R_G είναι ο παρακάτω:

$$G = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (1)$$

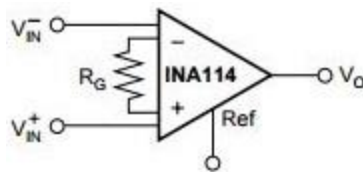
Ο όρος 50kΩ στη συνάρτηση (1) προκύπτει από το άθροισμα των δυο εσωτερικών αντιστάσεων ανάδρασης (feedback) του ολοκληρωμένου. Η ακρίβεια και ο συντελεστής θερμότητας αυτών των αντιστάσεων λαμβάνονται υπόψιν στον υπολογισμό της ακρίβειας του κέρδους του ενισχυτή. Η σταθερότητα και οι αλλαγές της θερμοκρασίας μπορούν να είναι παράγοντες επηρεάσουν το κέρδος. Για την επίτευξη υψηλής τιμής κέρδους χρειάζεται η χρήση μεγάλων αντιστάσεων R_G . Οι διάφορες υποδοχές (sockets) που προστίθενται στο κύκλωμα και την καλωδίωση μπορούν να παράγουν επιπλέον σφάλμα κέρδους, ιδιαίτερα σε κέρδη πάνω από 100.

Ο INA144 έχει το προνόμιο του πολύ χαμηλού σχετικά θορύβου στις περισσότερες εφαρμογές του. Η χαμηλή συχνότητα θορύβου του ενισχυτή είναι περίπου 0.4μVpp και μετριέται από 0.1 έως 10Hz. Αυτό σημαίνει ότι έχει μόλις το 10% του θορύβου των χάλκινων σταθεροποιημένων ενισχυτών. [16]

Στον παρακάτω Πίνακα 7 παρουσιάζονται τα κέρδη σε σχέση με τις κοινές αντιστάσεις που χρησιμοποιούνται.

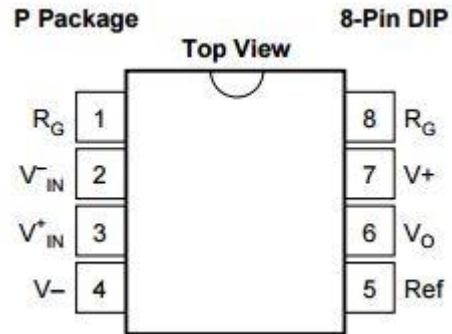
Επιθυμητό Κέρδος	R_G (Ω)
1	Χωρίς σύνδεση
2	50.00k
5	12.50k
10	5.556k
20	2.632k
50	1.02k
100	505.1
200	251.3
500	100.2
1000	50.05
2000	25.01
5000	10
10000	5.001

Πίνακας 7 Κέρδη ενισχυτή INA144 σε σχέση με την αντίσταση κέρδους R_G



Εικόνα 3 Απλή μορφή ολοκληρωμένου INA144

2.4.3 Ακροδέκτες ολοκληρωμένου

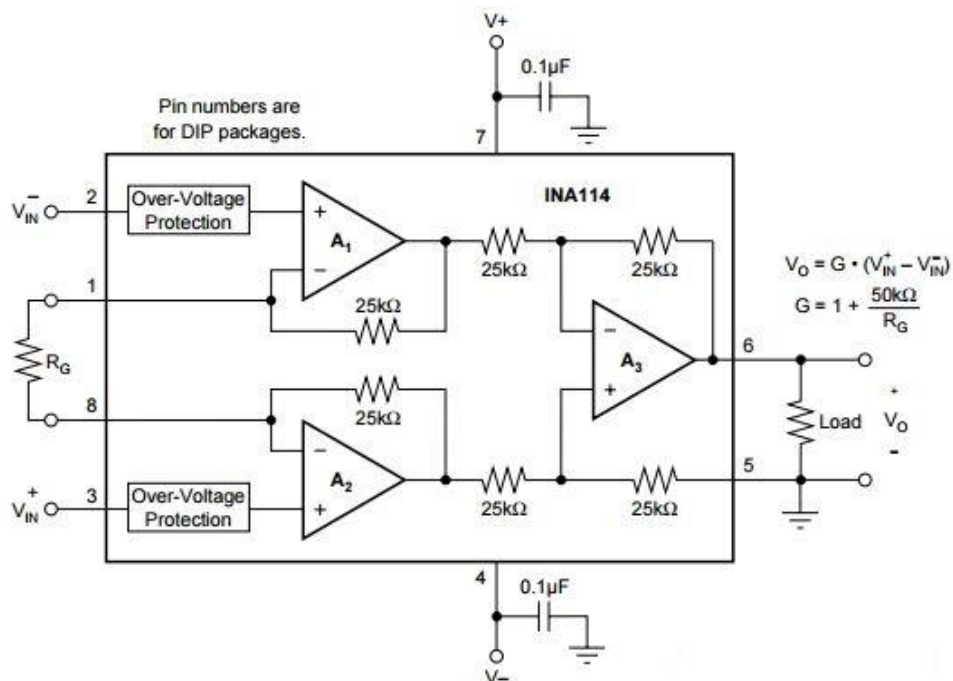


Εικόνα 4 Ακροδέκτες ολοκληρωμένου INA114

Σύμφωνα με την εικόνα αναλύουμε τους 8 ακροδέκτες του ολοκληρωμένου στον παρακάτω πίνακα.

Αριθμός Ακροδέκτη	Ονομασία	Περιγραφή
1, 8	R_G	Αντίσταση ρύθμισης κέρδους
2	V_{in}^-	Διαφορική είσοδος ενισχυτή
3	V_{in}^+	
4	V^-	Τροφοδοσία ενισχυτή (Αρνητικής τάσης)
5	Ref	Τάση αναφοράς
6	V_o	Έξοδος ενισχυμένης τιμής από τον ενισχυτή
7	V^+	Τροφοδοσία ενισχυτή (Θετικής τάσης)

Πίνακας 8 Ανάλυση ακροδεκτών ολοκληρωμένου INA114

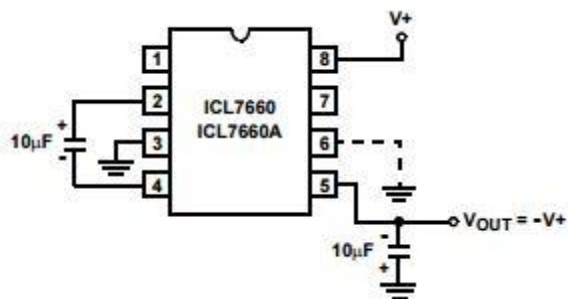


Εικόνα 5 Κύλωμα ολοκληρωμένου INA114

2.5 Το ολοκληρωμένο κύκλωμα ICL 7660

2.5.1 Γενική λειτουργία

Το ICL 7660 είναι ένα μονολιθικό CMOS κύκλωμα μετατροπής τάσης. Το ολοκληρωμένο αυτό κύκλωμα εκτελεί μετατροπές τάσης από θετικό σε αρνητικό και το εύρος αυτού είναι από +1.5V ως +10V με αποτέλεσμα παροχή τάσης από -1.5V ως -10V. Το ICL 7660 μπορεί να χρησιμοποιηθεί επίσης και ως διπλασιαστής τάσης και να δημιουργήσει τάση εξόδου +18.6V με είσοδο +10V. Η απόδοση μετατροπής τάσης ανοικτού κυκλώματος είναι 99.9% με τυπική ενεργειακή απόδοση 98%. [15]



Εικόνα 6 Απλή εφαρμογή κυκλώματος ICL7660

2.5.2 Τεχνικά χαρακτηριστικά

Μετατροπή τάσης	Από +5V σε ±5V
Πολλαπλασιασμός τάσης	$V_{OUT} = (-) nV_{IN}$
Τυπική απόδοση μετατροπής τάσης Ανοιχτού κυκλώματος	99.9%
Τυπική απόδοση ισχύος	98%
Εύρος τάσης λειτουργίας	1.5V έως 10.0V
Χρήση	Απαιτεί μόνο 2 εξωτερικούς πυκνωτές

Πίνακας 9 Τεχνικά χαρακτηριστικά ολοκληρωμένου ICL7660

2.5.3 Εφαρμογές

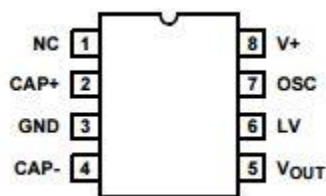
- Παροχή on-board αρνητικής τάσης για δυναμικές μνήμες RAM
- Βρίσκεται σε μικροεπεξεργαστές (τύπου 8080)
- Χαμηλού κόστους μετατροπείς αρνητικής τάσης
- Χρήση σε συστήματα εξόρυξης δεδομένων

2.5.4 Ακροδέκτες ολοκληρωμένου

Αριθμός	Ονομασία	Περιγραφή
1	NC	Δυνατότητα αύξησης συχνότητας αλλαγής (BOOST)
2	CAP+	Σύνδεση πυκνωτή (άνοδος)
3	GND	Γείωση ολοκληρωμένου

4	CAP-	Σύνδεση πυκνωτή (κάθοδος)
5	V _{OUT}	Έξοδος μετατροπέα (αρνητική τάση)
6	LV	Τερματικό λειτουργίας χαμηλής τάσης (Συνήθως γειώνεται)
7	OSC	Δυνατότητα μείωσης της συχνότητας (με τη προσθήκη πυκνωτή)
8	V ⁺	Τροφοδοσία ολοκληρωμένου

Πίνακας 10 Ακροδέκτες ολοκληρωμένου ICL7660

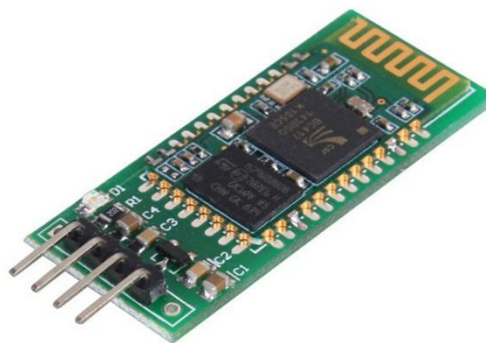


Εικόνα 7 Ακροδέκτες ολοκληρωμένου ICL7660

2.6 Bluetooth

2.6.1 Γενικές πληροφορίες

Το Bluetooth είναι μια προδιαγραφή στον κλάδο των τηλεπικοινωνιών που περιγράφει τον τρόπο με τον οποίο επικοινωνούν οι συσκευές μεταξύ τους χρησιμοποιώντας ασύρματη σύνδεση μικρής εμβέλειας. Τέτοιες συσκευές μπορεί να είναι κινητά τηλέφωνα, laptop, PDA, ασύρματα ηχεία, ψηφιακές κάμερες και εκτυπωτές. Οι ασύρματες τηλεπικοινωνίες επιτρέπουν την μεταφορά πληροφοριών μεταξύ δύο ή περισσότερων σημείων που δεν είναι φυσικά συνδεδεμένα μεταξύ τους. Οι αποστάσεις μπορεί να διαφέρουν ανάλογα με το περιβάλλον και την τεχνολογία που χρησιμοποιείται για την μετάδοση δεδομένων αλλά κυρίως επικεντρώνονται σε τεχνολογίες μικρής εμβέλειας. [10]



Οι τοπολογίες που ορίζονται για το Bluetooth ονομάζονται Piconet και Scatternet. Οι Piconet είναι τύπου WPAN (Wireless personal area networks) που αποτελούνται από 2 ή περισσότερες συσκευές μια εκ των οποίων είναι η κύρια (master) και οι υπόλοιπες είναι οι δευτερεύουσες (slaves). Όλες οι συσκευές σε ένα Piconet συγχρονίζονται μεταξύ τους χρησιμοποιώντας το ρολόι του master. Οι συσκευές slave επικοινωνούν μόνο με την συσκευή master, σε αντίθεση με την master που μπορεί να επικοινωνήσει με όλες τις υπόλοιπες. Η τοπολογία Scatternet απαρτίζεται από διαφορετικά Piconets που επικαλύπτουν χώρο και χρόνο. Αυτό σημαίνει δύο ή περισσότερα Piconets μπορούν να συνδεθούν μεταξύ τους για να σχηματίσουν το Scatternet. Μια συσκευή Bluetooth μπορεί να είναι μέρος διαφορετικών Piconets την ίδια στιγμή και αυτό επιτρέπει στα δεδομένα να μπορούν με μεταφερθούν εκτός της εμβέλειας του ενός Piconet. Μια συσκευή μπορεί να είναι master σε ένα Piconet αλλά slave σε άλλα Piconets της εμβέλειας του.

Με το Bluetooth λοιπόν η μεταφορά δεδομένων από μια συσκευή σε μια άλλη ή η συνεχής διάδραση τους είναι πολύ εύκολη και γρήγορη. Η τεχνολογία του Bluetooth βασίζεται στα ραδιοκύματα αυτό σημαίνει ότι κάνει την επικοινωνία δυνατή ακόμα και αν υπάρχουν αντικείμενα μεταξύ των συσκευών η ακόμα και κάποιος τοίχος. Το Bluetooth συνήθως χρησιμοποιεί μια τυπική συχνότητα 2,4 GHz έτσι ώστε όλες οι συσκευές με δυνατότητα Bluetooth να είναι συμβατές μεταξύ τους. Το μοναδικό μειονέκτημα είναι ότι λόγω της υψηλής συχνότητας του το εύρος της επικοινωνίας περιορίζεται περίπου στα 10 μέτρα. [9]

2.6.2 Το Bluetooth HC-06

Το Bluetooth module που χρησιμοποιήθηκε είναι το HC-06. Στον παρακάτω πίνακα φαίνονται τα τεχνικά χαρακτηριστικά του [14]

Ευαισθησία	-80dBm
Εύρος ισχύς εξόδου	-4 έως 6dBm
Εύρος βάθους διαμόρφωσης (Modulation depth range)	2Mbps – 3Mbps
Build-in κεραία	2.4GHz
Εξωτερική μνήμη FLASH	8Mbit
Χαμηλή τάση λειτουργίας	3.1V-4.2V
Ρεύμα σύζευξης/επικοινωνίας	30-40mA / 8mA

Standard θύρα HCI	UART ή USB
Διαστάσεις	27mm X 13mm X 2mm
Θερμοκρασία αποθήκευσης/λειτουργίας	-40°C – 85°C / -25°C – 75°C

Πίνακας 11 Χαρακτηριστικά HC-06

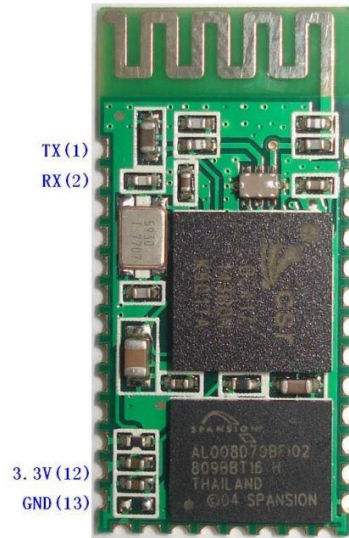
Τα πλεονεκτήματα χρήσης αυτού του συγκεκριμένου module είναι τα εξής

- Χαμηλή κατανάλωση ισχύος
- Πομποδέκτης υψηλής απόδοσης ασύρματης επικοινωνίας
- Πολλαπλές εφαρμογές
 - Bluetooth Handsfree συσκευή αυτοκινήτου
 - Bluetooth GPS
 - Bluetooth PCMCIA, USB Dongle
 - Bluetooth Μεταφορά δεδομένων
- Λειτουργικό
 - CSR

2.6.2 Ακροδέκτες HC-06

Όνομα Θύρας	Τύπος Θύρας	Περιγραφή
GND	VSS	Γείωση
VCC	3.3V	Τάση λειτουργίας
TX	CMOS είσοδος με εσωτερική αντίσταση pull-down	Είσοδος δεδομένων UART
RX	CMOS έξοδος με εσωτερική αντίσταση pull-down	Έξοδος δεδομένων UART

Πίνακας 12 Ακροδέκτες module HC-06 [11]



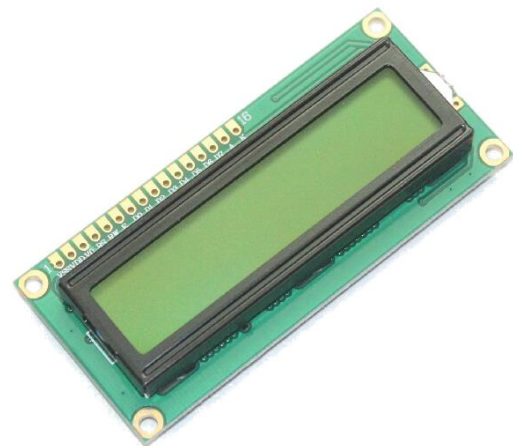
Εικόνα 8 Θέση ακροδεκτών στο module HC-06

2.7 Οθόνη LCD

2.7.1 Γενικές πληροφορίες

Οι LCD οθόνες “Liquid Crystal Display” είναι εξαιρετικά λεπτές οθόνες που χρησιμοποιούνται κυρίως σε οθόνες laptop και η επιφάνεια τους είναι επίπεδη. Μικρότερες LCD οθόνες χρησιμοποιούνται κυρίως σε φορητές τηλεοράσεις, PDA, φορητές συσκευές βιντεοπαιχνιδιών, ψηφιακά ρολόγια και πολλές ακόμα καθημερινές συσκευές. Η εικόνα σε μια LCD οθόνη δημιουργείται από μια ηλεκτρικά αντιδραστική ουσία που συμπιέζεται ανάμεσα σε 2 ηλεκτρόδια.

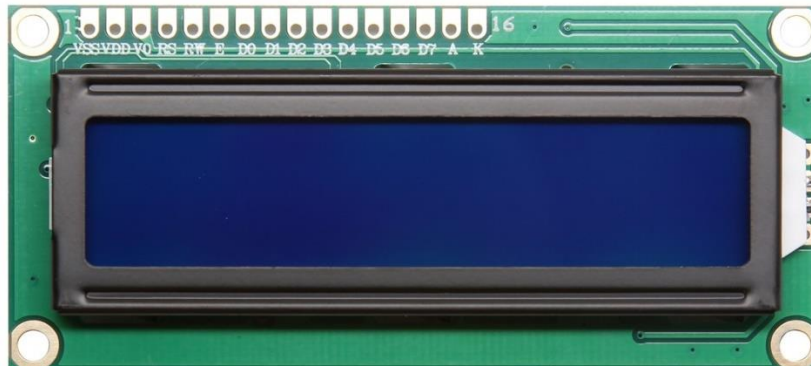
Σε μια LCD οθόνη τα pixels (εικονοσχοιχεία) ενεργοποιούνται ή απενεργοποιούνται ηλεκτρονικά με την χρήση υγρών κρυστάλλων για να περιστρέψουν το πολωμένο φως. Το χρώμα της ουσίας αυτής μπορούν να αλλάξουν με την αύξηση ή την μείωση του ηλεκτρικού ρεύματος και με αυτόν τον τρόπο ολοκληρώνεται η απεικόνιση γραμμάτων, συμβόλων και εικόνων σε μια τέτοια οθόνη. Μια οθόνη LCD μπορεί να είναι είτε παθητικής (passive) είτε ενεργητικής (active) μήτρας απεικόνισης. Οι active LCD είναι γνωστή ως τρανζίστορ λεπτής μεμβράνης (thin film transistor), TFT. Οι passive LCD έχει ένα πλέγμα αγωγών με εικονοσχοιχεία κάτω από κάθε διασταύρωση του πλέγματος. Αυτού του είδους η οθόνη απεικονίζει στην εικόνα παραπάνω. [17]



Δεδομένου ότι οι LCD οθόνες βασίζονται στην αρχή της παρεμπόδισης του φωτός (αντί εκπομπής του), τις καθιστά ικανές να χρησιμοποιούν λιγότερη ενέργεια από τις πρότυπες CRT (καθοδικού σωλήνα)

οθόνες. Στην συγκεκριμένη διπλωματική εργασία χρησιμοποιήθηκε μια οθόνη τέτοιου είδους για την απεικόνιση του υπολογισμένου ποσοστού σακχάρου στο αίμα.

2.7.2 Η οθόνη 1602A



Εικόνα 9 Η οθόνη 1602A

Η οθόνη που χρησιμοποιήθηκε στο κύκλωμά μας είναι η 1602A. Αποτελεί μια απλή οθόνη χαρακτήρων 16 X 2. Πιο αναλυτικά τα τεχνικά χαρακτηριστικά της φαίνονται παρακάτω. [19]

Είδη απεικόνισης	STN, BLUB
Format οθόνης	16 χαρακτήρες X 2 γραμμές
Κατεύθυνση Θέασης	Κάθετη στην επιφάνεια (6 O'clock)
Δεδομένα εισόδου	4-Bit η 8-Bit
Γραμματοσειρά απεικόνισης	5 X 8 τελείες
Ισχύς λειτουργίας	5V ±10%
Χρώμα χαρακτήρων (LED)	Άσπρο

Πίνακας 13 Τεχνικά χαρακτηριστικά οθόνης 1602A

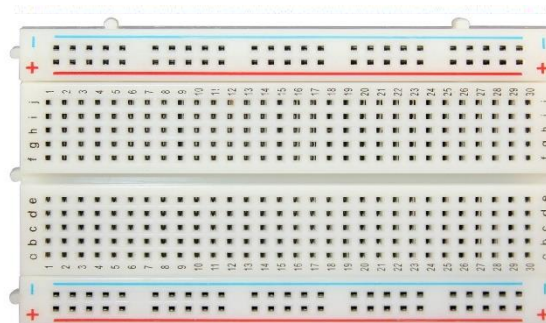
No.	Σύμβολο	Επίπεδο	Λειτουργία
1	VSS	--	0V
2	VDD	--	+5V
3	V0	--	Για LCD
4	RS	Υ/Χ	Επιλογή Καταχωρητή Υ: Είσοδος Δεδομένων Χ: Είσοδος οδηγίων
5	R/W	Υ/Χ	Υ: Read Χ:Write
6	E	Υ,Υ/Χ	Ενεργοποίηση Σήματος
7	DB0	Υ/Χ	Δίαυλος 8bit δεδομένων
8	DB1	Υ/Χ	
9	DB2	Υ/Χ	
10	DB3	Υ/Χ	
11	DB4	Υ/Χ	Δίαυλος 4bit και 8bit δεδομένων
12	DB5	Υ/Χ	
13	DB6	Υ/Χ	
14	DB7	Υ/Χ	

15	BLA	--	Backlight +5V
16	BLK	--	Backlight 0V

Πίνακας 14 Ακροδέκτες οθόνης 1602A

2.8 Breadboard

Το Breadboard ένα βασικό εξάρτημα το οποίο βοηθάει στην σύνδεση των εξαρτημάτων ενός κυκλώματος και εξασφαλίζει της σταθερότητα της λειτουργίας του. Το Breadboard χρησιμοποιείται για την κατασκευή κυκλωμάτων δοκιμαστικής χρήσης για μελέτη και πιθανές αλλαγές πριν την οριστικοποίησή του. Το breadboard αποτελείται από πολλές τρύπες όπου μπορούν να τοποθετηθούν σε αυτές εξαρτήματα του εκάστοτε κυκλώματος, αντιστάσεις, ολοκληρωμένα κυκλώματα, αισθητήρες, δίοδοι και πολλά άλλα ηλεκτρονικά εξαρτήματα. Το κύριο υλικό που αποτελεί και την λειτουργία του breadboard είναι οι λωρίδες μετάλλου που βρίσκονται κάτω από την προστατευτική επιφάνεια πλαστικού που φαίνεται στην εικόνα. Οι λωρίδες μετάλλου είναι συνδεδεμένες μεταξύ τους και ενώνουν τις τρύπες μεταξύ τους στο πάνω μέρος της πλακέτας. Οι μεταλλικές λωρίδες φαίνονται παρακάτω. Σημειώνεται ότι οι πάνω και οι κάτω τρύπες είναι συνδεδεμένες οριζόντια ενώ οι υπόλοιπες κάθετα σε πεντάδες. [12]



Οι μακριές λωρίδες στο πάνω και κάτω μέρος του κυκλώματος χρησιμοποιούνται συνήθως για παροχή ρεύματος στην πλακέτα χωρίς αυτό να περιορίζει την χρήση τους σε άλλες λειτουργίες. Για την χρήση της πλακέτας τα εξαρτήματα τοποθετούνται στις σπές το καθένα ξεχωριστά και στην συνέχεια γίνεται η σύνδεση μεταξύ των εξαρτημάτων που συνδέονται με την μεταλλική ταινία κάτω από την πλακέτα και σχηματίζουν τους κόμβους. Κόμβος είναι το σημείο στο οποίο εξαρτήματα ενώνονται (συναντιούνται). Ένα βασικό πλεονέκτημα του breadboard είναι ότι διαθέτει μεγάλο χώρο εργασίας με ξεκάθαρη και συμμετρική διάταξη πράγμα που κάνει την κατασκευή κυκλώματος εύκολη και στην υλοποίηση και στον έλεγχο. Όταν το κύκλωμα έχει ολοκληρωθεί με επιτυχία και βρίσκετε σε τελικό στάδιο η επιθεώρηση αυτού γίνεται πολύ εύκολα αφού στο breadboard η διάταξη των εξαρτημάτων που χρησιμοποιήθηκαν στο κύκλωμα είναι συνδεδεμένα με καλώδια ή μεταξύ τους και όχι με κάποια εσωτερική κόλληση. Τέλος πέρα από τα πλεονεκτήματα που προσφέρει και την ευκολία στην χρήση το breadboard δεν συνιστάτε για επαγγελματική, καθημερινή χρήση καθώς τα εξαρτήματα δεν είναι κολλημένα μεταξύ τους. [12]

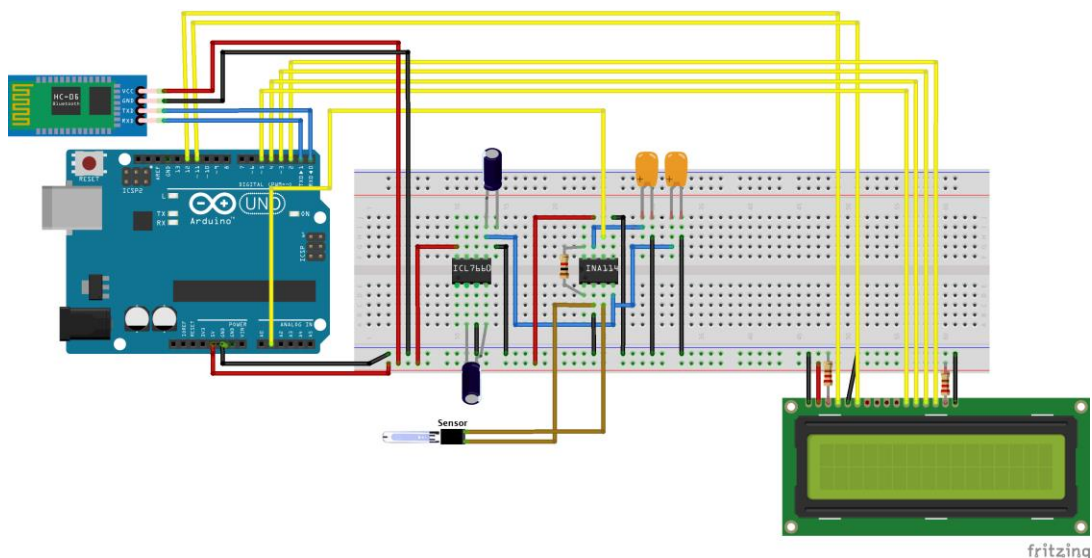
Κεφάλαιο 3 – Κύκλωμα

Ο σχεδιασμός και η υλοποίηση του κυκλώματος αποτέλεσε μια από τις δυσκολότερες και πιο προκλητικές διαδικασίες κατά τη διάρκεια ανάπτυξης της διπλωματικής εργασίας. Οι δυσκολίες με τις οποίες ήρθαμε αντιμέτωποι, αποτελούσαν και προκαλούσαν πρόβλημα, τόσο στη συνδεσιμότητα των εξαρτημάτων, όσο και στην έκβαση του αποτελέσματος. Η επιλογή των συγκεκριμένων εξαρτημάτων, που αναφέρθηκαν στο Κεφάλαιο 2, έγινε ύστερα από πολύπλευρη μελέτη σε συνδυασμό με την διαθεσιμότητα εξαρτημάτων στη χώρα μας, καθώς πολλές εναλλακτικές λύσεις είτε απαιτούσαν μεγάλο χρόνο απόκτησης, είτε υψηλό κόστος αγοράς. Μια εξίσου σημαντική δυσκολία ήταν η χρήση του Arduino ως βάση επεξεργασίας και ανάγνωσης μιας αναλογικής τιμής. Ο συγκεκριμένος μικροελεγκτής δεν προορίζεται για επαγγελματική χρήση, πόσο μάλλον όταν εστιάζουμε στον τομέα της ηλεκτρονικής υγείας που απαιτεί υψηλό ποσοστό ακρίβειας. Ωστόσο, σε ερευνητικό στάδιο η συγκεκριμένη πλατφόρμα ανάπτυξης αποτέλεσε την ιδανικότερη λύση, εφόσον καλύπτει τις βασικές απαιτήσεις του μηχανήματος. Η ευρέως αναγνωσιμότητά του το καθιστά πλούσιο σε βιβλιογραφία και το αναρίθμητο πλήθος εργασιών που έχει υλοποιηθεί παγκοσμίως αποτέλεσε πηγή έμπνευσης και άντλησης πληροφοριών.

Σε αυτό το κεφάλαιο θα παρουσιαστεί αναλυτικά ο σχεδιασμός του κυκλώματος με διάφορα προσχέδια, καθώς και ο τρόπος που υλοποιήθηκε συνδυάζοντας τα διάφορα εξαρτήματα και ολοκληρωμένα, που αναφέρθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο, ώστε να φτάσει στο τελικό στάδιο.

3.1 Σχεδιασμός κυκλώματος

Η βασική λειτουργία ενός γλυκοζόμετρου βασίζεται στην λήψη μιας σχετικά πολύ μικρής τιμής που παράγεται από την ταινία μέτρησης και τον ηλεκτροχημικό αισθητήρα της, όπου αυτή η τιμή ενισχύεται ώστε να είναι εύκολο να ανιχνευτεί και να επεξεργαστεί από μια αναλογική θύρα ενός μικροελεγκτή. Στη συνέχεια αυτή η τιμή εμφανίζεται στην οθόνη LCD και αποστέλλεται με τη χρήση Bluetooth σε οποιαδήποτε συσκευή χρησιμοποιεί αυτή την τεχνολογία.



Εικόνα 10 Σχέδιο κυκλώματος στο πρόγραμμα fritzing

3.1.1 Τροφοδοσία

Η βασική τροφοδοσία του κυκλώματος γίνεται μέσω του Arduino το οποίο λειτουργεί είτε με τη χρήση USB, είτε με τη χρήση εξωτερικής πηγής 9V. Στη συνέχεια παρέχεται τάση 5V στο κύκλωμα μέσω της πλακέτας breadboard από την αντίστοιχη θύρα του Arduino. Έτσι όπως εμφανίζεται στην εικόνα 3.1, το Arduino μέσω του breadboard, τροφοδοτεί με τα κόκκινα καλώδια, με σειρά από αριστερά προς δεξιά, το Bluetooth Module HC-06 (θύρα VCC), τον μετατροπέα τάσης ICL7660 (θύρα 8 – V⁺), τον ενισχυτή INA114 (θύρα 7 - V⁺) και την οθόνη LCD 1602A (θύρες VDD και θύρα BLA).

Η γείωση αντίστοιχα καταλήγει στην αντίστοιχη θύρα που παρέχει το Arduino. Όλες οι γειώσεις κατευθύνονται στο breadboard μέσω των καλωδίων χρώματος μαύρου. Εκεί τοποθετείται η γείωση του Bluetooth (θύρα GND), του ICL7660 (θύρα 3 – GND και θύρα 5 – LV μέσω ενός πυκνωτή 10μF όπως προτείνει ο κατασκευαστής), του INA114 (θύρα 2 - V_{IN}⁻ και οι πυκνωτές της διαφορικής τροφοδοσίας του στις θύρες 4 και 7, V⁻ και V⁺ για τη σταθεροποίησή τους) και της οθόνης LCD (θύρα VSS, θύρα R/W και θύρα BLK).

3.1.2 Ενίσχυση

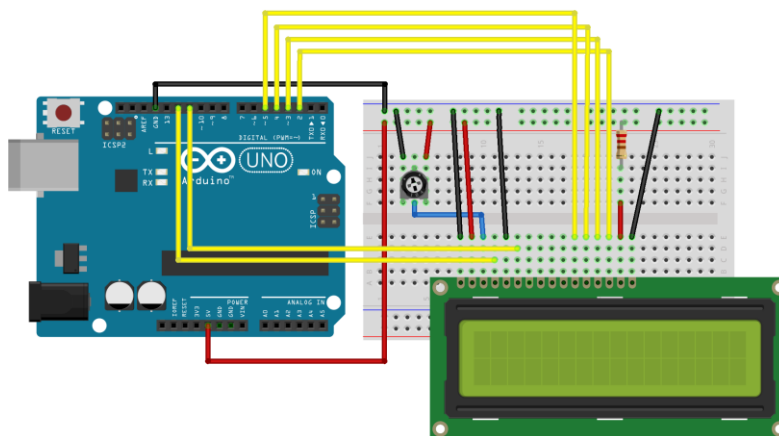
Ο ενισχυτής INA114 δέχεται την τιμή εισόδου από τον ηλεκτροχημικό αισθητήρα μέσω των 2 αγωγών που μεταφέρουν το σήμα από τα ηλεκτρόδια επεξεργασίας και ενεργοποίησης. Το ηλεκτρόδιο ενεργοποίησης συνδέεται στη θύρα 2 (V_{IN}⁻) του INA114 και το ηλεκτρόδιο επεξεργασίας στη θύρα 3 (V_{IN}⁺). Επίσης στην θύρα 1 και 8 (R_G) τοποθετήσαμε μια αντίσταση 1kΩ προκειμένου να έχουμε ενίσχυση κατά 50 φορές. Ο συγκεκριμένος ενισχυτής απαιτεί διαφορική πηγή για να λειτουργήσει όπου η θετική τάση εισέρχεται στη θύρα 7 (V⁺), ενώ η αρνητική στη θύρα 4 (V⁻) από την έξοδο του ολοκληρωμένου ICL7660.

Το ICL7660 τροφοδοτείται με +5V, μετατρέπει αυτή την τάση σε -5V, και στέλνει στην αρνητική τροφοδοσία του ενισχυτή μέσω της εξόδου του από τη θύρα 5 (V_O) στη θύρα 4 του ενισχυτή. Επίσης σύμφωνα με τις οδηγίες του κατασκευαστή, για την ορθή λειτουργία του μετατροπέα χρησιμοποιείται ένας δεύτερος πυκνωτής 10μF που ενώνει τις θύρες 2 και 4 (CAP+ και CAP-).

Τέλος η ενισχυμένη κατά 50 φορές τιμή εξέρχεται από τον ενισχυτή μέσω της θύρας εξόδου 6 και οδηγείται στην αναλογική είσοδο A1 του Arduino

3.1.3 Εμφάνιση πληροφοριών σε οθόνη LCD

Η σύνδεση και η χρήση της οθόνης LCD στο κύκλωμα είναι μια εύκολη διαδικασία με τη χρήση του Arduino. Όπως αναλύθηκε στο κεφάλαιο 3.7, οι ακροδέκτες της οθόνης περιλαμβάνουν την τροφοδοσία της, την μετάδοση της πληροφορίας για εμφάνιση και τον φωτισμό backlight. Το βασικό κύκλωμα που παρέχει η σελίδα του Arduino φαίνεται στην παρακάτω εικόνα.



Εικόνα 11 Βασικό κύκλωμα χρήσης οθόνης LCD σε Arduino UNO

Ακολουθώντας αυτό το κύκλωμα, συνδέσαμε:

- Τη θύρα RS της LCD στην ψηφιακή θύρα 12 του Arduino
- Τη θύρα Enable της LCD στην ψηφιακή θύρα 11 του Arduino
- Τη θύρα D4 της LCD στην ψηφιακή θύρα 5 του Arduino
- Τη θύρα D5 της LCD στην ψηφιακή θύρα 4 του Arduino
- Τη θύρα D6 της LCD στην ψηφιακή θύρα 3 του Arduino
- Τη θύρα D7 της LCD στην ψηφιακή θύρα 2 του Arduino

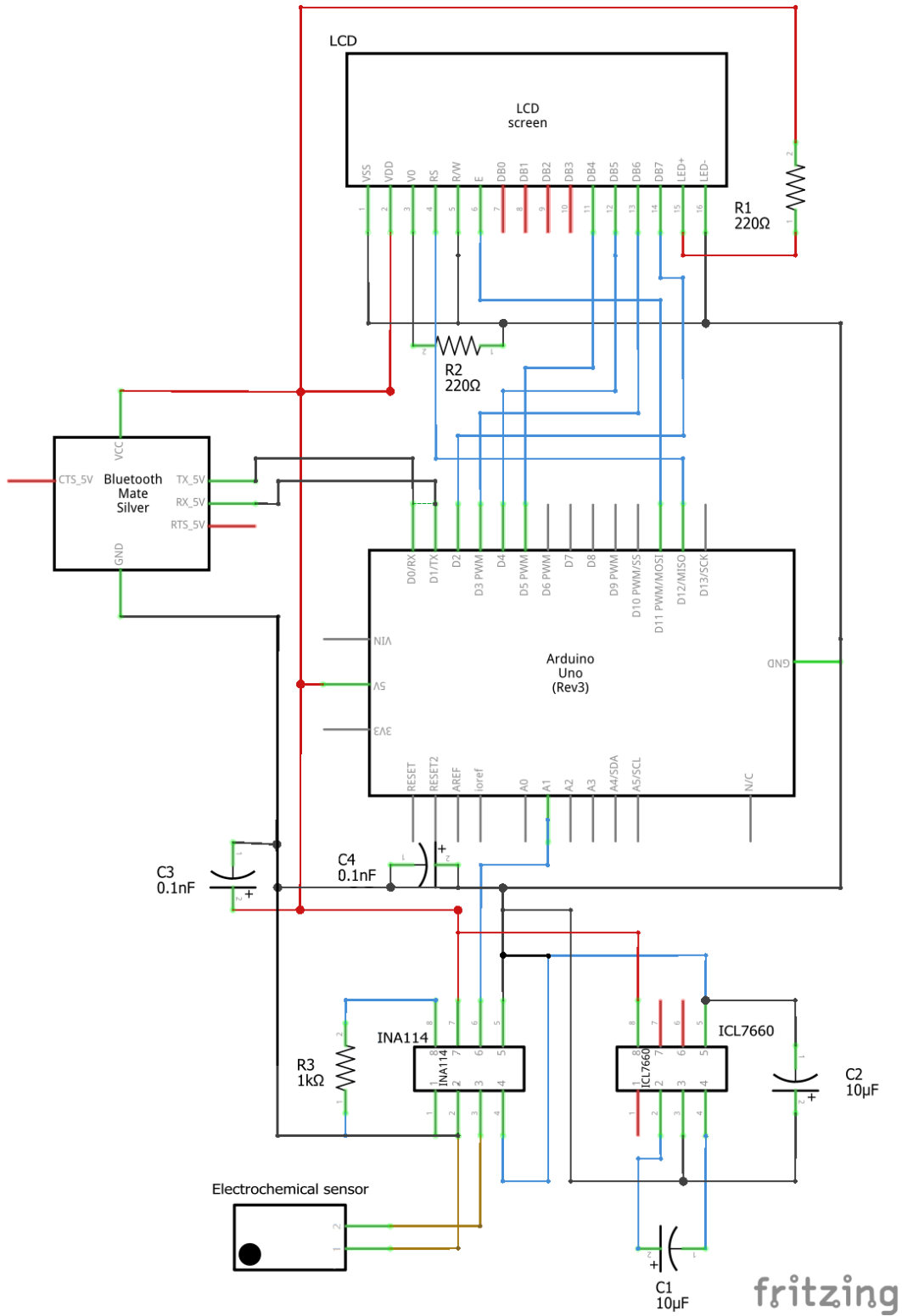
Αυτά τα καλώδια συμβολίζονται με χρώμα κίτρινο στην εικόνα 3.1 και αποτελούν τον τρόπο με τον οποίον το Arduino, μέσω του προγραμματισμού του και των διαύλων, εμφανίζει μηνύματα στην οθόνη.

Επίσης αντικαταστήσαμε το ποτενσιόμετρο με σταθερή αντίσταση 220kΩ, αφού προτιμήσαμε η ρύθμιση της έντασης φωτεινότητας να παραμείνει σταθερή.

3.1.4 Αποστολή δεδομένων με Bluetooth

Για την αποστολή και λήψη ψηφιακών δεδομένων το Arduino χρησιμοποιεί τις θύρες TX και RX αντίστοιχα. Προκειμένου το Bluetooth να αποστείλει δεδομένα σε μια συσκευή, χρειάζεται τη σύνδεση του ακροδέκτη RX συνδεδεμένο με τον ακροδέκτη TX του Arduino ώστε να λάβει την πληροφορία και να τη μεταδώσει ασύρματα.

3.2 Προσχέδιο κυκλώματος (Blueprint)

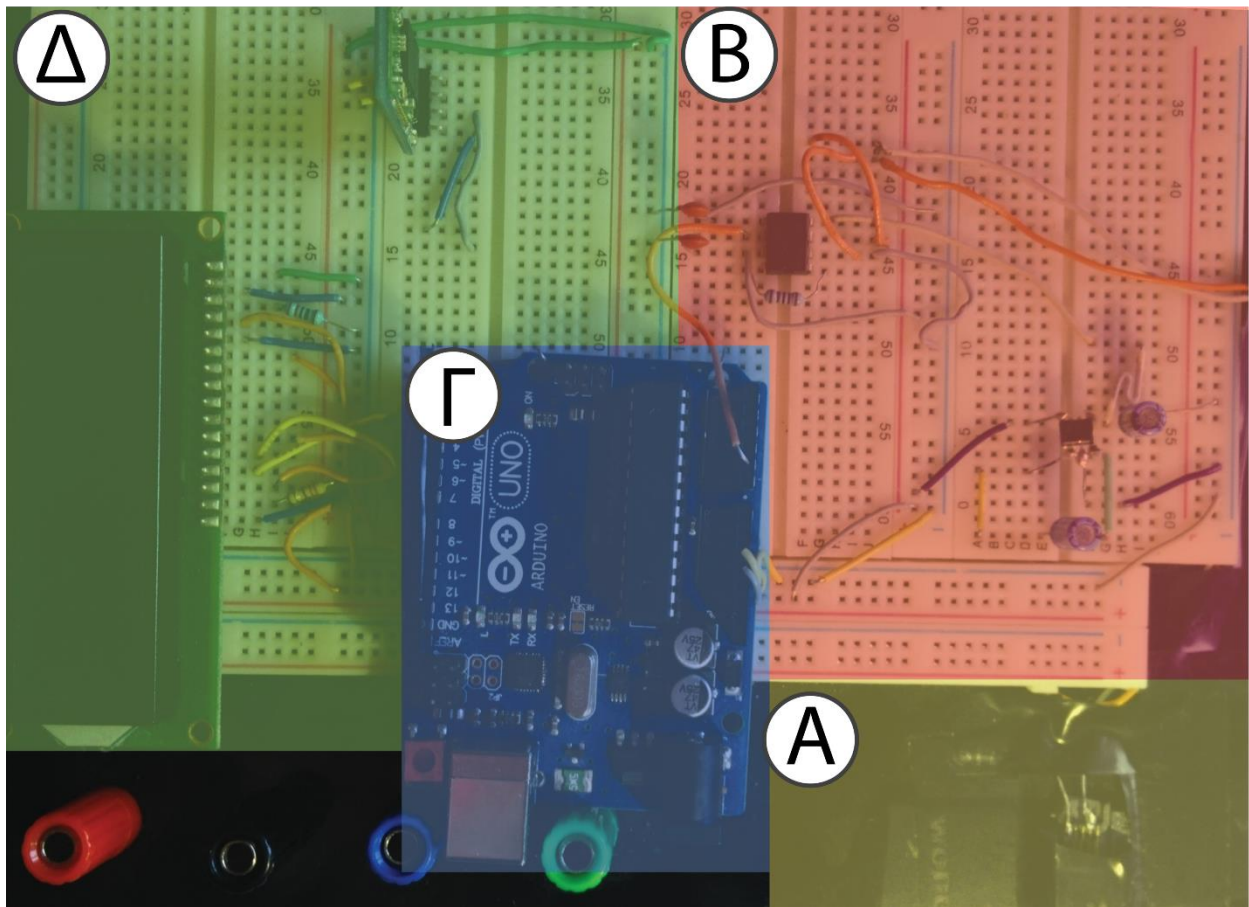


Εικόνα 12 Προσχέδιο κυκλώματος

Κεφάλαιο 4 – Λειτουργικό Μέρος Συσκευής

4.1 Ζώνες λειτουργίας συσκευής

Στο εν λόγω κεφάλαιο θα αναλυθεί η διαδικασία λειτουργίας του μηχανήματος, θα περιγράψει ο τρόπος με τον οποίο τα εξαρτήματα συνεργάζονται μεταξύ τους και θα παρουσιαστεί η ακολουθία με την οποία η πληροφορία μεταφέρεται από το πρώτο στάδιο της, δηλαδή το αίμα, μέχρι την εμφάνιση της στην οθόνη. Για μεγαλύτερη ευκολία στην κατασκευή και την επεξήγηση του, το κύκλωμα διαχωρίστηκε σε τέσσερις βασικές “ζώνες”. Κάθε μια από αυτές τις ζώνες πραγματοποιεί διαφορετική λειτουργία και συμβάλει το ίδιο σημαντικά με τις υπόλοιπες στην έκβαση του αποτελέσματος. Οι ζώνες αυτές φαίνονται στη Εικόνα 15 και η κάθε μία περιέχει τα εξής εξαρτήματα:



Εικόνα 13 Το κύκλωμα σε ζώνες

Κίτρινη ζώνη

- Υποδοχή ταινίας μέτρησης TaiDoc M5
- Ταινίες μέτρησης FORA Diamond συμβατές με TaiDoc M5 (GD-50)

Κόκκινη ζώνη

- Ολοκληρωμένο INA114
- Ολοκληρωμένο ICL7660

Μπλε ζώνη

- Arduino Uno

Πράσινη ζώνη

- Οθόνη LCD A1602
- Bluetooth HD_06

4.2 Συνεργασία των ζωνών λειτουργίας

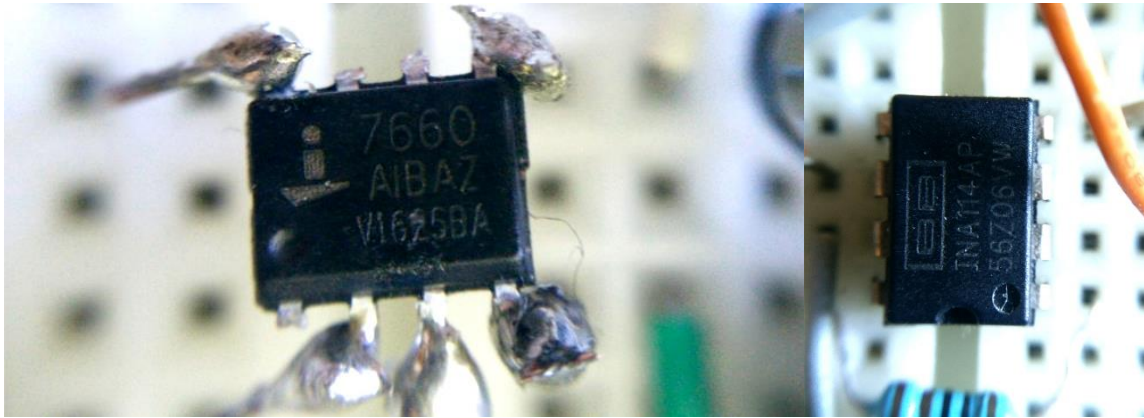
Η διαδικασία λειτουργίας ξεκινά από την κίτρινη ζώνη με την εισαγωγή της ταινίας μέτρησης στην υποδοχή TaiDoc M5. Την ίδια στιγμή στην μπλε ζώνη το Arduino αναγνωρίζει την είσοδο της ταινίας και περιμένει την είσοδο της τιμής. Αμέσως ακολουθεί η είσοδος του αίματος στην ταινία μέτρηση όπου και πραγματοποιείται η διαδικασία παραγωγής ηλεκτρικού σήματος από την γλυκόζη με την διαδικασία που περιεγράφηκε στο υποκεφάλαιο 2.2. Σε αυτό το σημείο η πληροφορία πλέον είναι μια μικρή τάση μερικών mV και πλήρως ανάλογη με το ποσοστό γλυκόζης του δείγματος.



Εικόνα 14 Υποδοχή ταινίας μέτρησης

Η αναλογική είσοδος του Arduino Uno στην μπλε ζώνη μπορεί να αναγνωρίσει τάσεις από 0V έως 5V πράγμα που καθιστά την τρέχουσα πληροφορία αδύνατη να διαβαστεί από τον μικροελεγκτή. Σε αυτό το σημείο έπρεπε να γίνει ενίσχυση της τιμής για να είναι αναγνωρίσιμη από το Arduino. Εδώ λοιπόν συμβάλει στην λειτουργία του κυκλώματος η κόκκινη ζώνη. Αυτή η ζώνη περιέχει 2 ολοκληρωμένα κυκλώματα, τον ενισχυτή INA114 που ενισχύει την πληροφορία κατά 50 φορές ώστε να είναι δυνατόν να διαβαστεί από το Arduino και το ολοκληρωμένο ICL7660. Η βασική λειτουργία του ICL7660 στο συγκεκριμένο κύκλωμα είναι να λειτουργεί ως μετατροπέας τάσης και να τροφοδοτεί με αρνητική τάση

το ολοκληρωμένο INA114. Η χρήση του ήταν απαραίτητη εφόσον οι προδιαγραφές του INA114 απαιτούν μια τέτοιου είδους τάση.

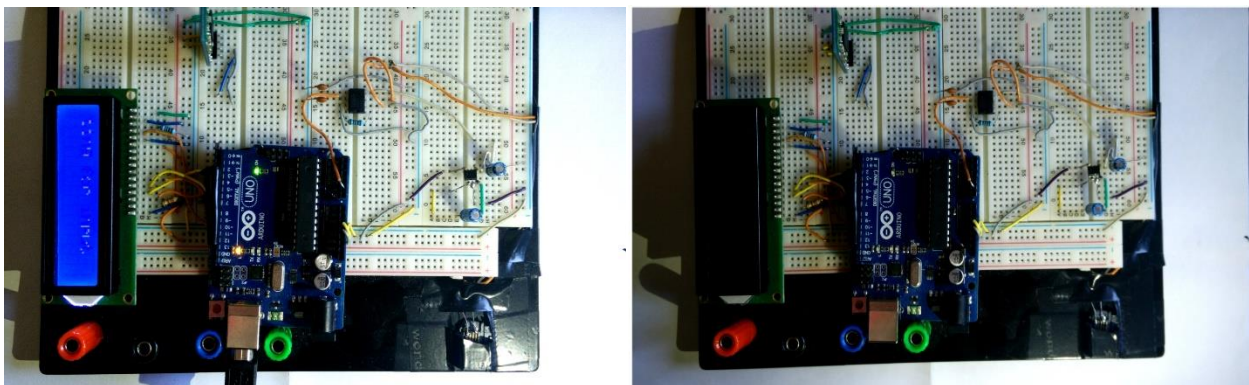


Εικόνα 15 Δεξιά - ICL7660, Αριστερά - INA114

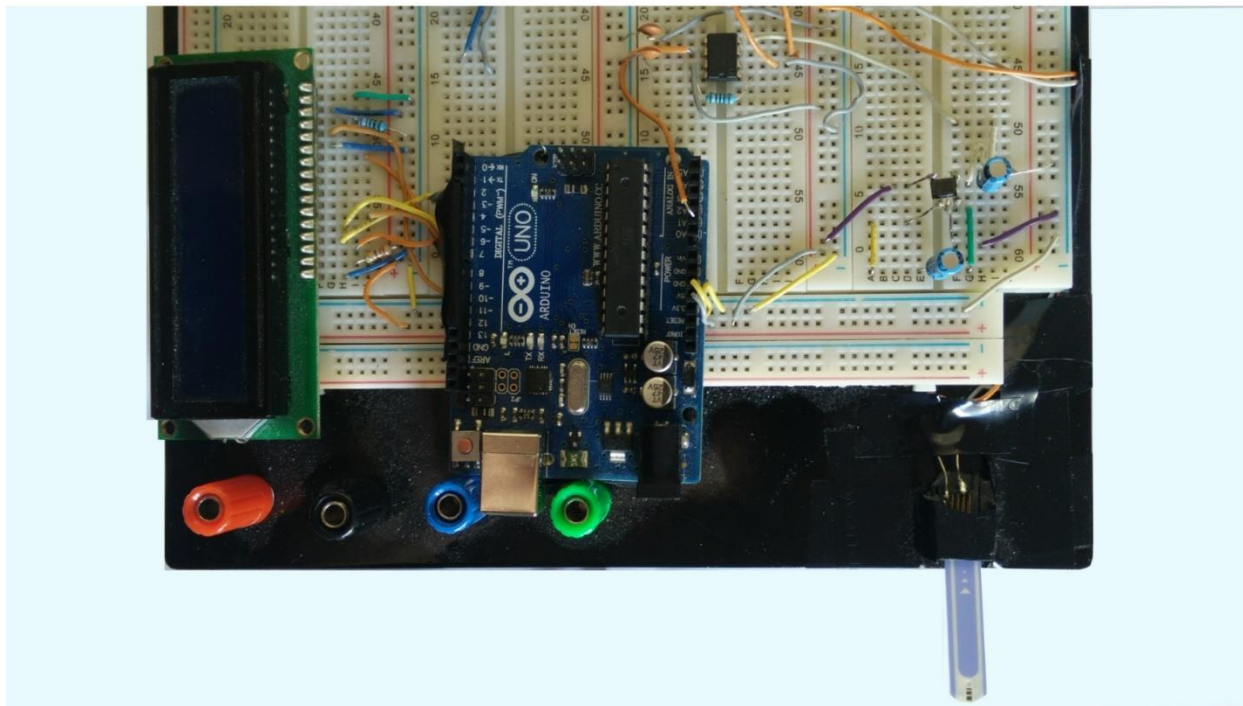
Αμέσως μετά την ενίσχυση της τάσης στην κόκκινη ζώνη από το INA114 μπορεί πλέον να γίνει εισαγωγή αυτής στην αναλογική είσοδο του Arduino και με αυτόν τον τρόπο φτάνουμε στην μπλε ζώνη. Εδώ είναι το σημείο όπου γίνεται ο υπολογισμός/μετατροπή της τάσης σε μονάδα μέτρησης γλυκόζης (mg/dl) με την διαδικασία που παρουσιάζεται στο υποκεφάλαιο 4.3.

Η διαδικασία που περιγράφεται παραπάνω, πραγματοποιείται μέχρι να βρεθεί η μέγιστη τάση στο αρχείο καταγραφής (πίνακα) όπου και ολοκληρώνεται η διαδικασία της μέτρησης. Η μέγιστη τιμή της τάσης είναι εκείνη που αντιπροσωπεύει την πραγματική τιμή της μέτρησης. Ο πίνακας με τις τιμές δημιουργείται και χρησιμοποιείται στον κώδικα του Arduino και αναλύεται στο παρακάτω κεφάλαιο.

Τέλος αμέσως μετά την αποθήκευση της μέγιστης τιμής περνάμε στην πράσινη ζώνη όπου εδώ πραγματοποιείται η εκτύπωση της στη οθόνη και η αποστολή της μέσω Bluetooth στην συνδεδεμένη συσκευή. Μετά από αυτό το σημείο ολοκληρώνεται η διαδικασία λειτουργίας του κυκλώματος και κατ' επέκταση μέτρηση της γλυκόζης στο αίμα του ασθενή.



Εικόνα 16 Δεξιά - Ο μετρητής σε λειτουργία, Αριστερά - Ο μετρητής απενεργοποιημένος



Εικόνα 17 Ο μετρητής με τοποθετημένη ταινία μέτρησης

4.3 Υπολογισμός και εκτύπωση αποτελέσματος γλυκόζης

Για τον υπολογισμό του αποτελέσματος της γλυκόζης εφαρμόσαμε την τεχνική της βαθμονόμησης (calibration) πραγματοποιώντας ταυτόχρονα μετρήσεις στο μηχάνημα FORA Diamond GD50 και στο δικό μας μηχάνημα. Κατά τη διαδικασία της βαθμονόμησης χρειαζόμασταν φυσιολογικές τιμές γλυκόζης καθώς και ακραίες τιμές για την κάλυψη όσο το δυνατόν μεγαλύτερο εύρος μετρήσεων. Η διαδικασία εύρεσης και παρασκευής τιμών αποτέλεσε μια πρόκληση, καθώς τα δείγματα που είχαμε στη διάθεσή μας και αυτά που κατασκευάσαμε δεν είχαν συγκεκριμένο ποσοστό γλυκόζης. Ένα δείγμα όσο ομοιογενές και να είναι, δεν αποφεύγονται αποκλίσεις ακόμα και όταν αναφερόμαστε στο ίδιο μας το αίμα πχ. δυο δάκτυλα του ίδιου χεριού ενδέχεται να έχουν μια τυπική απόκλιση ποσοστού μεταξύ τους.

Για την επίτευξη φυσιολογικών τιμών χρησιμοποιήθηκε εργαστηριακό διάλυμα (τεχνητό εργαστηριακό αίμα) καθώς και πολλές μετρήσεις από εμάς του ίδιους, σε διάφορες ώρες της ημέρας, πριν και μετά την κατανάλωση τροφής. Το εύρος των φυσιολογικών τιμών είναι από 70 mg/dL έως 120 mg/dL και η δυνατότητα εύρεσης του ήταν αρκετά εύκολη. Για την δημιουργία όμως μιας αντιπροσωπευτικής συνάρτησης όπου θα καλύπτει το εύρος λειτουργίας του μηχανήματος έπρεπε να παρασκευάσουμε δείγματα με πολύ μικρές τιμές (χαμηλή γλυκόζη σε mg/dL) καθώς και πολύ μεγάλες τιμές όπου απομακρύνονται από τις φυσιολογικές.

Μια τροφή με υψηλά ποσοστά γλυκόζης είναι το μέλι. Δημιουργήσαμε έτσι ένα μίγμα από νερό και μέλι ώστε να καταφέρουμε να επιτύχουμε υψηλές τιμές σακχάρου οι οποίες όμως δεν ξεφεύγουν από τα όρια υπολογισμού της συσκευής (< 600 mg/dL), μια διαδικασία που απαιτούσε μεγάλο αριθμό δοκιμαστικών μετρήσεων πριν την χρήση του ίδιου μείγματος. Με αυτόν τον τρόπο καταφέραμε να προσεγγίσουμε τιμές μεγαλύτερες από 120 mg/dL.

Αντίστοιχα για τις χαμηλές τιμές που χρειάστηκαν, κατασκευάσαμε αραιωμένα μίγματα με κύρια συστατικά το νερό και το τεχνητό εργαστηριακό αίμα. Έτσι πετύχαμε τιμές μικρότερες από 70 mg/dL.

Με τη χρήση της πλατφόρμας MatLab, παρατηρήσαμε ότι η σχέση μεταξύ την τιμής που δεχόταν το Arduino σε Volts αντιστοιχούσε σχεδόν γραμμικά με την τιμή της γλυκόζης του αίματος σε mg/dL. Από το σύνολο των μετρήσεων που πραγματοποιήθηκαν κατά τη διάρκεια της βαθμονόμησης, πάρθηκαν μερικές ενδεικτικές αντιστοιχίες υπολογισμένες από μέσους όρους κοντινών τιμών.

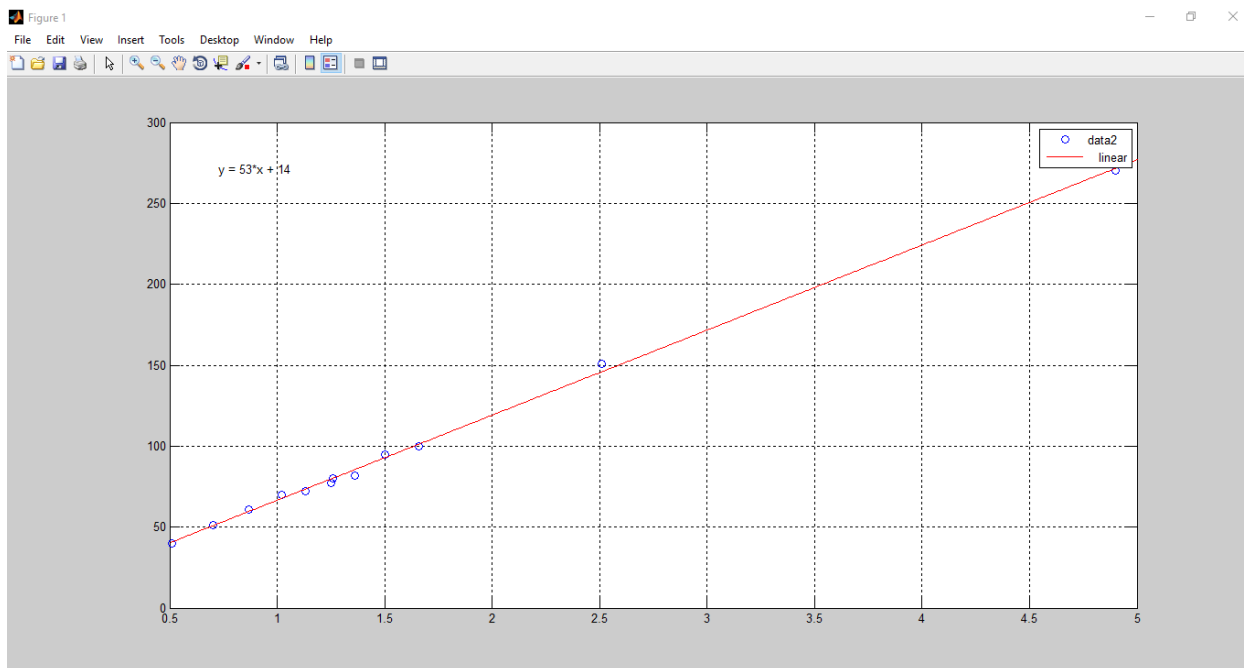
Τιμές από το μετρητή (mg/dL)	Τιμές από το Arduino (Volts)
40	0.51
51	0.70
61	0.87
80	1.26
95	1.50
72	1.36
82	1.25
100	1.66
270	4.90
70	1.02
77	1.13
151	2.51

Πίνακας 15 Αντιστοίχιση μετρήσεων

Αυτές οι τιμές εισήχθησαν σε ένα απλό MatLab script που απεικονίζει τη βέλτιστη μαθηματική σχέση που ακολουθούν οι τιμές μεταξύ τους. Ο κώδικας ακολουθεί παρακάτω.

```
% Times se volt apo to mhxanima
DBT = [0.51, 0.7, 0.87, 1.26, 1.50, 1.36, 1.25, 1.66, 4.9, 1.02, 1.13,
2.51];
% Times se mg/dL apo to mhxanima ForaDiamond GD-50
ForaD = [40, 51, 61, 80, 95, 72, 82, 100, 270, 70, 77, 151];
% Taksinomish tyxaiwn timwn gia ektupwsh sto grafhma
DBT=sort(DBT);
ForaD=sort(ForaD);
% Probolh timwn sto Figure 1
plot(DBT,ForaD , 'bo') ;
grid on;
```

Τα αποτελέσματα του script έτσι όπως εμφανίστηκαν παρουσιάζονται στην Εικόνα 18



Εικόνα 18 Απεικόνιση αντιστοιχίας τιμών με το πρόγραμμα MatLab

Χρησιμοποιώντας το εργαλείο Basic Fitting του MatLab για εύρεση της γραμμικής συνάρτησης, όπως φαίνεται και στην Εικόνα 18, η συνάρτηση που υπολογίστηκε είναι η

$$y = 53 * x + 14$$

(y: γλυκόζη του αίματος σε mg/dL, x: τιμή μέτρησης από το Arduino σε V)

Για τον υπολογισμό του τελικού αποτελέσματος, μέσω του κώδικα του Arduino που αναλύεται στο Κεφάλαιο 5, χρησιμοποιείται η συγκεκριμένη συνάρτηση.





Κεφάλαιο 5 – Λογισμικό Μέρος

5.1 Θεωρητικό υπόβαθρο

5.1.1 Το πρόγραμμα Arduino (IDE)

Το Arduino IDE είναι ένα ολοκληρωμένο περιβάλλον ανάπτυξης (Integrated Development Environment) που παρέχει επεξεργαστή κειμένου (text editor) για συγγραφή κώδικα, περιοχή μηνυμάτων (message area), κονσόλα μηνυμάτων (text console), γραμμή εργαλείων (toolbar) με κουμπιά για διάφορες λειτουργίες και διάφορα μενού. Χρησιμοποιείται για τη σύνδεση με μικροελεγκτές (microcontrollers) τύπου Arduino και Genuino, για την επικοινωνία και το ανέβασμα προγραμμάτων σε αυτά. [4]

Τα προγράμματα που γράφονται στο Arduino Software (IDE) ονομάζονται sketches τα οποία γράφονται στον επεξεργαστή κειμένου και αποθηκεύονται σε αρχεία με κατάληξη .ino. Στη περιοχή μηνυμάτων εμφανίζονται μηνύματα κατά την αποθήκευση και την εξαγωγή προγραμμάτων, καθώς και σφάλματα που ενδέχεται να προκύψουν. Η κονσόλα εμφανίζει μηνύματα εξόδου προερχόμενα από το πρόγραμμα, μαζί με πλήρη σφάλματα και άλλες χρήσιμες πληροφορίες για τον προγραμματιστή. Επίσης στο Arduino IDE, και συγκεκριμένα στην κάτω δεξιά γωνία του περιβάλλοντος, εμφανίζονται η συνδεδεμένη πλακέτα και η σειριακή θύρα (serial port) επικοινωνίας με τον μικροελεγκτή. Τέλος στη γραμμή εργαλείων παρέχονται τα κουμπιά που ελέγχουν και ανεβάζουν το πρόγραμμα στην πλακέτα, δημιουργούν, ανοίγουν και αποθηκεύουν sketches, και ανοίγουν το serial monitor, από αποτελεί μια συνεχή απεικόνιση των δεδομένων που στέλνονται από το Arduino. Οι λειτουργίες των κουμπιών φαίνονται στον Πίνακα 14.

	Verify	Έλεγχος για συντακτικά λάθη κώδικα
	Upload	Μεταγλώττιση κώδικα και ανέβασμα στο Arduino (Compile & Upload)
	New	Δημιουργία νέου πηγαίου (sketch)
	Open	Εμφάνιση μενού με διαθέσιμα αποθηκευμένα sketches προς άνοιγμα



Save

Αποθήκευση sketch

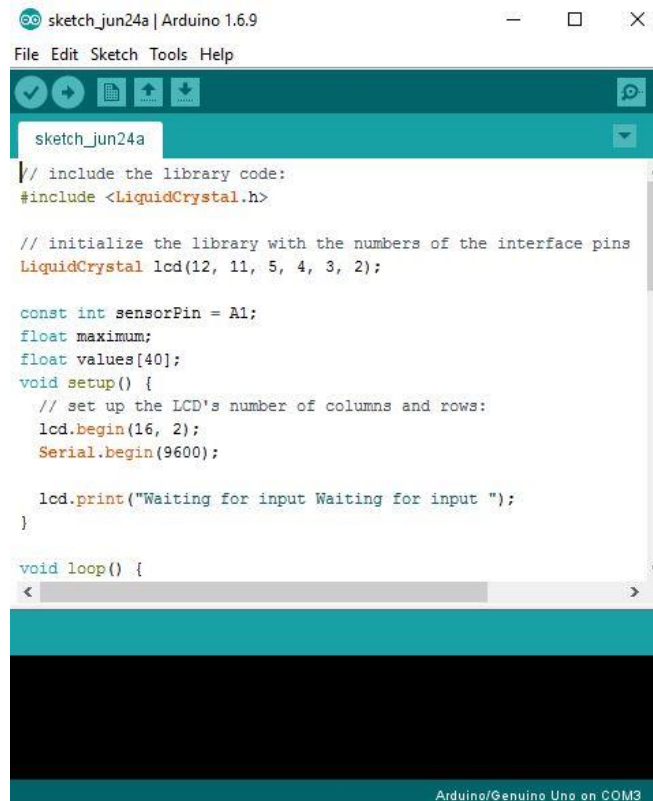


Serial Monitor

Άνοιγμα serial monitor

Πίνακας 16 Λειτουργίες διαθέσιμων κουμπιών στο περιβάλλον Arduino IDE

Γενικά το Arduino IDE είναι ένα πρακτικό και εύχρηστο περιβάλλον για τη συγγραφή προγραμμάτων. Παρέχει τις απαραίτητες βιβλιοθήκες που χρειάζονται για τις βασικές λειτουργίες, καθώς υπάρχει και η ικανότητα προέκτασης αυτών μέσω του διαδικτύου. Υποστηρίζει πολλαπλές καρτέλες για τη διαχείριση περισσότερων από ένα sketches. Επίσης υπάρχει μεγάλη υποστήριξη σε σχέση με τις διαθέσιμες γλώσσες που έχει μεταφραστεί το περιβάλλον, αφού υπάρχει διαθέσιμο σε παραπάνω από 30 γλώσσες. Τελειώνοντας υποστηρίζει τον προγραμματισμό πολλαπλών μικροελεγκτών της ομάδας Arduino, καθώς και third-party hardware.



Εικόνα 19 Το περιβάλλον Arduino IDE

5.1.2 Η γλώσσα προγραμματισμού Wiring

Η γλώσσα προγραμματισμού που γράφονται τα sketches ονομάζεται Wiring. Δημιουργήθηκε για την συγγραφή cross-platform κώδικα κατάλληλο για μεγάλου εύρους μικροελεγκτές και χρησιμοποιείται από χιλιάδες μαθητές και φοιτητές, ερευνητές και σχεδιαστές για εκμάθηση, πρωτοτυπία και παραγωγή ολοκληρωμένων επαγγελματικών έργων. [21]

Πιο αναλυτικά η γλώσσα προγραμματισμού Wiring:

- Περιλαμβάνει υποστήριξη σε πολλαπλές αρχιτεκτονικές μικροεπεξεργαστών
- Υποστηρίζει third-party atmel hardware
- Είναι ανοιχτού κώδικα και hardware
- Διατίθεται σε GNU/Linux, Mac OS X και Windows
- Διαθέτει πάνω από 100 επιπρόσθετες βιβλιοθήκες
- Τεκμηριώνεται επαρκώς, αφού υπάρχουν πολλά βιβλία για τη συγκεκριμένη γλώσσα

Η γενική ιδέα ξεκίνησε το 2003 από τον Hernando Barragán και αφορά τη διαχείριση μικροεπεξεργαστών και μικροελεγκτών, προκειμένου να χειρίζονται με ευκολία διάφορα ηλεκτρονικά μέρη ενός συστήματος που αποτελείται από αισθητήρες, μηχανικά μέρη και πολλά άλλα εξαρτήματα που χρειάζονται για κάποια ενέργεια ή εργασία. Δομήθηκε με τέτοιο τρόπο από τους δημιουργούς της ώστε νέοι ερευνητές να έχουν τη δυνατότητα να μοιράζονται γνώση, εμπειρίες και να υλοποιούν τις δικές τους ιδέες.

Η Wiring είναι ουσιαστικά μια παραλλαγή της C για μικροελεγκτές αρχιτεκτονικής AVR. Οι βασικές δομές, εντολές, συναρτήσεις και σύνταξη, μαζί με τους τελεστές και τους τύπους δεδομένων που χρησιμοποιεί είναι ίδιοι με αυτούς της C. Κάθε sketch αποτελείται από δυο κύριες συναρτήσεις:

- `setup()`
Η συνάρτηση `setup()` καλείται στην αρχή του sketch. Η βασικές λειτουργίες της είναι η αρχικοποίηση μεταβλητών, pin modes, η χρήση βιβλιοθηκών κλπ. Εκτελείται μια μόνο φορά, μετά την εκκίνηση ή την επανεκκίνηση του Arduino.

```
int buttonPin = 3;

void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  pinMode(buttonPin, INPUT);
}

void loop()
{
  // ...
}
```

Εικόνα 20 Παράδειγμα συνάρτησης `setup()`

- loop()
Μετά την δημιουργία της συνάρτησης setup(), ακολουθεί η loop(), η οποία επαναλαμβάνεται συνεχώς, καθιστώντας το πρόγραμμα ικανό να αλλάζει και να ανταποκρίνεται συνεχώς. Με αυτό τον τρόπο ελέγχεται ενεργά το Arduino.

```
const int buttonPin = 3;

// setup initializes serial and the button pin
void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  pinMode(buttonPin, INPUT);
}

// loop checks the button pin each time,
// and will send serial if it is pressed
void loop()
{
  if (digitalRead(buttonPin) == HIGH)
    Serial.write('H');
  else
    Serial.write('L');

  delay(1000);
}
```

Εικόνα 21 Παράδειγμα συνάρτησης loop()

5.2 Εφαρμογή κώδικα γλυκοζόμετρου σε Arduino

Παρακάτω παρουσιάζεται η τελική μορφή του κώδικα που χρησιμοποιήθηκε για την λειτουργία του Arduino ως γλυκοζόμετρο. Για την πλήρη κατανόησή του ακολουθεί περαιτέρω ανάλυση του κώδικα.

5.2.1 Παρουσίαση Κώδικα

```
// include the library code:
#include <LiquidCrystal.h>

// initialize the library with the numbers of the interface pins
LiquidCrystal lcd(12, 11, 5, 4, 3, 2);

const int sensorPin = A1;
float maximum;
float values[20];
void setup() {
  // set up the LCD's number of columns and rows:
  lcd.begin(16, 2);
  Serial.begin(9600);

  lcd.print("Waiting for input Waiting for input ");
}
```

```

void loop() {
  int sensorVal = analogRead(sensorPin);
  float voltage = (sensorVal / 1024.0) * 5.0; //convert arduino sensor
value to volts
  int i = 0;
  int j = 0;

  Serial.print("Voltage:");
  Serial.println(voltage,2);

  lcd.scrollDisplayLeft();

  //0.3V - 3V, when the blood is in the test strip
  while(voltage > 0.3 && voltage < 3){
    sensorVal = analogRead(sensorPin);
    voltage = (sensorVal / 1024.0) * 5.0;

    Serial.print("Voltage:");
    Serial.println(voltage,2);

    values[i]= voltage;
    i++;

    //get the maximum value from the strip
    if (i==20){
      maximum = values[0];
      for(j=1;j<20;j++){
        if(values[j] > maximum ){
          maximum = values[j];
        }
      }

      lcd.clear();
      maximum = maximum*53+14;
      lcd.print(maximum,2);

      //final print
      while(1){
        Serial.print("mg/dl:");
        Serial.println(maximum,2);
        delay(1000);
      }
    }
    delay(500);
  }
  delay(500);
}

```

5.2.2 Ανάλυση Κώδικα

5.2.2.1 Βιβλιοθήκες

```
#include <LiquidCrystal.h>
```

Με τη χρήση αυτή της γραμμής εισάγεται η βιβλιοθήκη που καθιστά κατάλληλο τον χειρισμό οθονών υγρών κρυστάλλων (Liquid Crystal Display - LCD) βασισμένες στο Hitachi HD44780 (ή άλλα συμβατά) chipset των κοινών text-based οθονών. Η βιβλιοθήκη υποστηρίζει λειτουργία 4 ή 8 bit.

5.2.2.2 Αρχικοποίηση οθόνης και καθολικών μεταβλητών

```
LiquidCrystal lcd(12, 11, 5, 4, 3, 2);  
  
const int sensorPin = A1;  
float maximum;  
float values[20];
```

Στη συνέχεια αρχικοποιείται ο τρόπος λειτουργίας της οθόνης με την εντολή `lcd()`. Έτσι καθορίζονται ποιες θύρες της οθόνης επικοινωνούν με τις αντίστοιχες ψηφιακές θύρες του Arduino. Οι τιμές 12, 11, 5, 4, 3 και 2 θέτουν αντίστοιχα την θύρα RS της LCD στην ψηφιακή θύρα 12 του Arduino, τη θύρα Enable στην ψηφιακή θύρα 11, τη D4 στη 5, τη D5 στη 4, τη D6 στη 3 και τη D7 στη 2. Ακόμα δηλώνεται η θύρα αναλογικής εισόδου A1 ως `sensorPin` και οι βοηθητικές μεταβλητές `maximum` και `values`, που χρησιμοποιούνται αργότερα στην συνάρτηση `loop()`.

5.2.2.3 Η συνάρτηση `setup()`

```
void setup() {  
  // set up the LCD's number of columns and rows:  
  lcd.begin(16, 2);  
  Serial.begin(9600);  
  
  lcd.print("Waiting for input Waiting for input ");  
}
```

Σε αυτή τη συνάρτηση καθορίζεται η αρχική κατάσταση του συστήματος, καθώς εκτελείται μια φορά στην αρχή του προγράμματος. Με την εντολή `lcd.begin()` θέτουμε τον αριθμό των στηλών και των γραμμών που χρησιμοποιεί η LCD οθόνη μας σε 16 και 2 αντίστοιχα. Ακολουθεί η εντολή `Serial.begin()` με την οποία θέτουμε τον ρυθμό μετάδοσης bit ανά δευτερόλεπτο (baud) για σειριακή μεταφορά δεδομένων. Η πιο κοινή τιμή και αυτή που προτείνουν οι κατασκευαστές του Arduino είναι 9600 baud. Τέλος υπάρχει η εντολή `lcd.print()` που εκτυπώνει κάποιο μήνυμα στην οθόνη.

5.2.2.4 Η συνάρτηση loop()

Σε αυτή τη συνάρτηση γίνεται η βασική εργασία του Arduino αφού είναι η συνάρτηση που μας καθιστά ικανό να έχουμε συνεχή καταγραφή δεδομένων, τα οποία προέρχονται από την αναλογική είσοδο του Arduino, την έξοδο δηλαδή από την ενισχυμένη τιμή του ηλεκτροχημικού αισθητήρα του γλυκοζόμετρου, λόγω του ότι η loop() επαναλαμβάνεται συνεχώς κατά την λειτουργία του μικροελεγκτή.

```
int sensorVal = analogRead(sensorPin);  
float voltage = (sensorVal / 1024.0) * 5.0;
```

Έτσι έχουμε τις δυο παραπάνω εντολές. Στη μεταβλητή sensorVal αποθηκεύουμε την επιστροφή της analogRead(), η οποία διαβάζει την τρέχουσα τιμή της επιθυμητής αναλογικής εισόδου του Arduino, της A1 στην περίπτωσή μας, που αποτελεί μια καθαρή τιμή από 0 έως 1023, αντιπροσωπεύοντας την αντίστοιχη τιμή τάσης 0V έως 5V. Έτσι με την δεύτερη εντολή μετατρέπουμε την τιμή από το εύρος 0-1023 σε 0-5 για να είναι αναγνωρίσιμη από εμάς.

```
Serial.print("Voltage:");  
Serial.println(voltage,2);
```

```
lcd.scrollDisplayLeft();
```

Ακολούθως βλέπουμε τον κώδικα με τον οποίο οι τιμές που δέχεται η αναλογική είσοδος A1 από τον ενισχυτή, εμφανίζονται στο serial monitor για να παρατηρούμε τις τιμές του αισθητήρα. Με την εντολή lcd.scrollDisplayLeft() μετατοπίζουμε το μήνυμα της οθόνης κατά μια θέση αριστερά, ώστε να εμφανίζεται ολόκληρο.

```
while(voltage > 0.3 && voltage < 3){  
    sensorVal = analogRead(sensorPin);  
    voltage = (sensorVal / 1024.0) * 5.0;  
  
    Serial.print("Voltage:");  
    Serial.println(voltage,2);  
  
    values[i]= voltage;  
    i++;
```

Καθώς ο ηλεκτροχημικός αισθητήρας εισέρχεται στην θύρα του γλυκοζόμετρου, η τιμή της αναλογικής εισόδου του Arduino αρχίζει να ανεβαίνει. Έτσι μόλις ξεπεράσει την τιμή 0.3V θεωρείται ότι το γλυκοζόμετρο έχει περάσει σε κατάσταση μέτρησης. Έτσι ξεκινάει μια επανάληψη τύπου while στην οποία συνεχίζεται κανονικά η συνεχής μέτρηση από την αναλογική θύρα A1, με τη διαφορά ότι πλέον καταγράφεται και αποθηκεύονται στον πίνακα values, ώστε να καταλήξουμε στην εύρεση την μέγιστη τιμής, δηλαδή του αποτελέσματος της μέτρησης του ποσοστού γλυκόζης σε τάση (Volts).

```
if (i==20){  
    maximum = values[0];  
    for(j=1;j<20;j++){  
        if(values[j] > maximum ){  
            maximum = values[j];  
        }  
    }  
}
```


Κατά την 20^η επανάληψη η μέγιστη τιμή του αισθητήρα έχει αποθηκευτεί στον πίνακα, και μένει η εύρεσή της και η εκτύπωση του αποτελέσματος στην οθόνη και στο serial monitor του Arduino. Έτσι με μια απλή αναζήτηση, χρησιμοποιώντας επανάληψη for στον πίνακα, η τελική τιμή αποθηκεύεται στην μεταβλητή maximum.

```
lcd.clear();
maximum = maximum*53+14;
lcd.print(maximum,2);

//final print
while(1){
  Serial.print("mg/dL:");
  Serial.println(maximum,2);
  delay(1000);
}
}
delay(500);
}
delay(500);
```

Τελειώνοντας η οθόνη σταματά να εμφανίζει το μήνυμα εισόδου, και εκτυπώνει το τελικό αποτέλεσμα. Όπως αναφέρθηκε στο κεφάλαιο 4.3, η συνάρτηση που αντιστοιχεί τα Volts στη μονάδα μέτρησης της γλυκόζης του αίματος (mg/dL) είναι η $y = 53 * x + 14$, με την οποία υπολογίζεται και το αποτέλεσμα. Η επανάληψη while(1) είναι ένας ατέρμον βρόγχος που χρησιμοποιείται για να συνεχίζει να εμφανίζει το μήνυμα του αποτελέσματος, τόσο στην οθόνη όσο και μέσω του Bluetooth σε μια απομακρυσμένη συσκευή, ωστόσο ο χρήστης να επανεκκινήσει το γλυκοζόμετρο. Οι εντολές delay() καθορίζουν κάποιες καθυστερήσεις στο πρόγραμμα που βοηθούν στο σωστό συγχρονισμό για μια ομαλή μέτρηση.

Επίλογος – Μελλοντική Εξέλιξη

Οι καθημερινές εφαρμογές και τα μηχανήματα που συνδέονται άμεσα με την τεχνολογία καθιστούν την εξέλιξή τους αναγκαία. Η τεχνολογική ανάπτυξη στον τομέα της ηλεκτρονικής υγείας δίνει καθημερινά τη δυνατότητα της βελτίωσης των συσκευών που έχουν άμεση σχέση με τον άνθρωπο. Στα πλαίσια ανάπτυξης της δικής μας συσκευής, εκτός από τις δυσκολίες που ξεπεράστηκαν στο κατασκευαστικό πλαίσιο της διπλωματικής εργασίας, μας δημιουργήθηκαν ταυτόχρονα νέες ιδέες προς υλοποίηση όσον αφορά την μελλοντική εξέλιξη της.

Συγκεκριμένα η πρώτη και πιο βασική βελτιστοποίηση της συσκευής είναι η σμίκρυνση του κυκλώματος. Η διαδικασία αυτή μπορεί να επιτευχθεί με την σχεδίαση και υλοποίηση του κυκλώματος σε πλακέτα PCB. Τα πλεονεκτήματα κατασκευής του μετρητή χρησιμοποιώντας πλακέτα PCB είναι:

- Σμίκρυνση του κυκλώματος
- Ευκολία συνδέσεων τμημάτων
- Αποφυγή αποκόλλησης εξαρτημάτων
- Φορητότητα

Επιπρόσθετα για την ανεξαρτητοποίηση του μετρητή χρειάζεται η αποφυγή χρήσης ταινιών μέτρησης και θύρας εισόδου ταινιών από τρίτους κατασκευαστές, που θα τον καταστήσει μοναδικό και ικανό να ανταπεξέλθει σε επαγγελματικό επίπεδο, δηλαδή στην αγορά. Επίσης με την κατασκευή δικών μας εξαρτημάτων και συγκεκριμένα του αισθητήρα, ο μετρητής μπορεί να κατασκευαστεί με μικρότερο κόστος.

Είναι εξίσου σημαντικό να επιτευχθεί σε κάποιο μελλοντικό σχέδιο η λειτουργία του μετρητή με μικρότερη τάση τροφοδοσίας πχ. με τη χρήση 2 μπαταριών από 1.5V, όπως και οι περισσότεροι μετρητές της αγοράς.

Ένα μηχανήμα που έχει άμεση σχέση με τον ανθρώπινο παράγοντα και την διασφάλιση της ποιότητας ζωής είναι πάντοτε εξελίξιμο.

Βιβλιογραφία

Ξενόγλωσση

Adafruit Industries. (2016). Memories of an Arduino, 8-11.

Alberti KGMM, Zimmet PZ. (1998) for the WHO Consultation. Definition, Diagnosis and Classification of Diabetes Mellitus and its Complications, 1. diagnosis and classification of diabetes mellitus provisional report of a WHO Consultation. Diabet Med 5, 539-53.

American diabetes association.(1998). Diabetes Complications. In: Diabetes 2001 Vital Statistics, American Diabetes Association ed, Alexandria, VA, 43-74.

Atkinson MA, Maclaren NK. (1994) . The pathogenesis of insulin-dependent diabetes mellitus. N Engl J Med, 331, 1428-36.

Bach JF. (1994) Insulin-dependent diabetes mellitus as an autoimmune disease. Endocr REV ,15, 516-42.

Bartsokas CS, Dacou-Voutetakis C, Damianaki D, Karayianni CH, Kassiou C, Qadreh A, Theodoridis CH, Tsoka H. (1998) .Epidemiology of childhood IDDM in Athens: trends in incidence for the years 1989-1995. Diabetologia, 41, 245-246.

Defranzo R. (1997) Pathogenesis of type II diabetes: metabolic and molecular implications for identifying diabetes genes. Diabetes Rev ,5, 177-269.

Green A.(1995). Recent trends in the epidemiology of type 1 diabetes. In: The diabetes Annual/10, S.M. Marshal P.D. Home, R.A. Rizza ed, Elsevier Science B.V, The Netherlands, 51-64.

Harris M, Flegal KM, Cowie CC et al.(1998). Prevalence of diabetes, impaired fasting glucose, and impaired glucose tolerance in U.S. adults: the third National Health and Nutritional Examination Survey, 1988-1994. Diabetes Care , 21, 518-524.

Hu FB, Manson JE, Stampfer MJ et al. (2001) . Diet, lifestyle and the risk for type 2 diabetes mellitus in women. *N Engl J Med* ,345, 790-797.

J.-S. Lee, Y.-W. Su, C.-C. Shen, A comparative study of wireless protocols: Bluetooth, uwb, zigbee, and wi-fi, in: *Industrial Electronics Society, 2007. IECON 2007. 33rd Annual Conference of the IEEE, 2007*, pp. 46 –51. doi:10.1109/IECON.2007.4460126. 8

Karamanos B, Porta M, songini M, Metelko Z, Kerenyi Z, TamasG, Rottiers R, Stevens LK, fuller JH, and the EURODIAB IDDM .Type I Complications Study Group. (2000). *Diabetologia*, 43, 348-355.

Katsilambros N, Aliferis K, Darviri C et al. (1993). Evidence for an increase in the prevalence of known diabetes in a sample of an urban population in Greece. *Diabet Med*,10, 87-90.

Katsilambros N, Steryotis J, Moiras N, Bezoas H, Daikos GK. (1977) . Prevalence of diabetes among glycosuric individuals in an urban area of Greece. *Acta Diabetol Lat*, 14, 211-218.

Katsilambros N, Tentolouris N. (2002). Type 2 diabetes: an overview. In: *Textbook of Diabetes*. J. Pickup and Gareth Williams (3rd Edn) ed, Blackwell Science, UK, 4.1-4.19

King H, Aubert RE, Herman WH. Global burden of diabetes, (1995-2005) : prevalence, numerical estimates and projections. *Diabetes Care* 1998-2005: prevalence, numerical estimates and projections. *Diabetes Care*, 21, 1414-1431.

Kjos SL and Buchanan TA. (1999). Current concepts: Gestational Diabetes Mellitus. *N Engl J Med*, 341, 1749-1756.

Nathan DM. (1998). Monitoring diabetes mellitus. In: *therapy of diabetes mellitus and related disorders*. American Diabetes Association, ed (3rd edn), Alexandria, VA, 109-117.

Poulsen P, Ohm Kyvik K, Vaag A, Beck-nielsen H. (1999). Heritability of type II (non-insulin-dependent) diabetes mellitus and abnormal glucose tolerance: a population-based twin study. *Diabetologia*, 42,139-145.

Thai AC, Eisenbarth GS. (1993). Natural history of IDDM: autoantigens of IDDM. *Diabetes Rev*, 1,1-14.

The Expert Committee on the Diagnosis and Classification of Diabetes Mellitus. Report on the Diagnosis and Classification of Diabetes Mellitus. Diabetes Care 1999;22 (Suppl. 1):S5-S19.

UKPDS Research Group.(1995). UK Prospective Diabetes Study 16. Overview of 6 years therapy of type II diabetes: a progressive disease, 44, 1249-1258.

Ελληνόγλωσση

Δημητριάδης, Γ. (2002). Παθοφυσιολογία σακχαρώδη διαβήτη. Στο: Παθολογία: Έκδοση του Διδακτικού και Επιστημονικού Προσωπικού Του Τομέα Παθολογίας Του Πανεπιστημίου Αθηνών, Αθήνα, Ιατρικές Εκδόσεις Π. Χ. Πασχαλίδης.

Καραμάνος, Β. (2002). Κύηση και διαβήτη. Στο: Παθολογία: Έκδοση του Διδακτικού και Επιστημονικού Προσωπικού του Τομέως Παθολογίας Του Πανεπιστημίου Αθηνών, Ιατρικές, Αθήνα, Εκδόσεις Π. Χ. Πασχαλίδης.

Κατσιλάμπρος, Ν. (2000). Θεραπεία του σακχαρώδη διαβήτη. Ν. Κατσιλάμπρος, Ι. Ιωαννίδης, Ν. Τεντολούρης, Π. Τσαπόγας εκδ, Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσας, Αθήνα, 2000:99-148.

Κατσιλάμπρος, Ν. (2000) Κατανόηση της νόσου. Στο: Μαθαίνω να ζώ με το διαβήτη. Ν. Κατσιλάμπρος, Ι. Ιωαννίδης, Ν. Τεντολούρης, Π. Τσαπόγας εκδ , Αθήνα, Ιατρικές Εκδόσεις Λίτσας.

Πουλάτος, Φ. Διαβητική κετοοξέωση και θεραπευτική της . Πρόοδοι στην Ιατρική Επιστήμη 1992; 5:141-148.

Ράπτης, Σ.Α. (1998) Σακχαρώδης διαβήτη. Στο: Εσωτερική Παθολογία: Σ.Α Ράπτης, Αθήνα , Εκδόσεις Γρηγ. Παρισιάνος .

Φιλιππίδης Φ. (1992). Θεραπεία υπεργλυκαιμικού υπεροσμωτικού κώματος. Πρόοδοι στην Ιατρική Επιστήμη; 5:127-134.

Ιστογραφία

1. Anatomy of a Test Strip - main.diabetes.org/dforg/pdfs/archive/2012-07-anatomy-of-a-test-strip.pdf
2. Anatomy of a Test Strip - www.diabetesforecast.org/2012/jul/anatomy-of-a-test-strip.html?referrer=https://www.google.gr/
3. Arduino Board - www.arduino.cc/en/reference/board
4. Arduino IDE - <https://www.arduino.cc/en/Guide/Environment>
5. Arduino Introduction - www.arduino.cc/en/Guide/Introduction
6. Arduino Memory - www.arduino.cc/en/Tutorial/Memory
7. Arduino Ports - www.arduino.cc/en/Reference/PortManipulation
8. Arduino Power Supply - www.arduino.cc/en/main/arduinoBoardUno
9. Bluetooth Definition - searchmobilecomputing.techtarget.com/definition/Bluetooth
10. Bluetooth Definition - techterms.com/definition/bluetooth
11. Bluetooth pins - ieeexplore.ieee.org/document/4460126/
12. BREAD BOARD DEFINITION - educyedia.karadimov.info/library/breadboard.pdf
13. FORA Diamond GD-50 www.bioexpert.ro/fora_gd50_catalog_ro.pdf
14. HC Information Technology - www.olimex.com/Products/Components/RF/BLUETOOTH-SERIAL-HC-06/resources/hc06.pdf
15. ICL 7660 - <http://www.intersil.com/content/dam/Intersil/documents/icl7/icl7660.pdf>
16. INSTRUMENTATION AMPLIFIER INA114- <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina114.pdf>
17. LCD Definition - techterms.com/definition/lcd
18. MIT School of Engineering - <http://engineering.mit.edu/ask/how-do-glucometers-work>
19. Specification for LCD Module 1602A-1 - www.thomasclausen.net/wp-content/uploads/2017/01/eone-1602a1.pdf
20. Test strip with slot vent opening - <https://www.google.com/patents/US8119414>
21. Wiring Programming Language - <http://wiring.org.co>