



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ, ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ ΚΑΙ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

## ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ ΓΙΑ ΤΗΝ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗ ΤΗΣ ΡΟΗΣ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΕΝΔΟΦΛΕΒΙΑ ΕΓΧΥΣΗ ΥΓΡΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Γεώργιος Π. Κοντοές

**Επιβλέπων :** Ευάγγελος Β. Χριστοφόρου

Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Νοέμβριος 2019





ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ, ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ ΚΑΙ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

## ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ ΓΙΑ ΤΗΝ ΠΑΡΑΚΟΛΟΥΘΗΣΗ ΤΗΣ ΡΟΗΣ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΕΝΔΟΦΛΕΒΙΑ ΕΓΧΥΣΗ ΥΓΡΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Γεώργιος Π. Κοντοές

**Επιβλέπων :** Ευάγγελος Β. Χριστοφόρου

Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 12<sup>η</sup> Νοεμβρίου 2019.

.....

.....  
Ευάγγελος Χριστοφόρου  
Καθηνητής Ε.Μ.Π.

.....

.....  
Δημήτριος Σούντρης  
Καθηνητής Ε.Μ.Π.

.....

.....  
Παναγιώτης Τσαραμπάρης  
Επ. Καθηνητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Νοέμβριος 2019

.....  
Γεώργιος Π. Κοντοές

Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε. Μ. Π.

Copyright © Γεώργιος Π. Κοντοές  
Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα.

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

# Περίληψη

Στα νοσοκομεία και τους χώρους νοσηλείας ασθενών καθημερινά χρησιμοποιούνται συσκευές ενδοφλέβιας χορήγησης υγρών με στόχο τη θεραπεία, τη διάγνωση και την πρόληψη προβλημάτων υγείας. Οι κυριότερες αιτίες χρήσης των συσκευών αυτών είναι η διατήρηση της ισορροπίας υγρών και ηλεκτρολυτών στον ανθρώπινο οργανισμό, η χορήγηση υγρών φαρμάκων και η μετάγγιση αίματος. Η εγκατάσταση και η παρακολούθηση της χορήγησης αποτελεί σημαντική ευθύνη του προσωπικού και είναι μια χρονοβόρα διαδικασία. Η εξάντληση του υγρού στις συσκευές αυτές απαιτεί την άμεση αντικατάσταση της συσκευής για να αποφευχθούν επικίνδυνες για την υγεία του ασθενούς επιπλοκές. Στα πλαίσια της διπλωματικής εργασίας που ακολουθεί σχεδιάστηκε και αναπτύχθηκε ένα ολοκληρωμένο σύστημα παρακολούθησης της ροής του υγρού στις συσκευές έγχυσης με τη χρήση δυο αισθητήρων που κατασκευάστηκαν στο εργαστήριο.

**Λέξεις Κλειδιά:** Ενδοφλέβια Έγχυση, Χωρητικός Αισθητήρας, Αισθητήρας Φωτός, Arduino, Απομακρυσμένη Παρακολούθηση



# Abstract

Intravenous (IV) fluid delivery devices are used daily in hospitals and clinics in order to treat, diagnose and prevent health problems. The main reasons for using these devices are maintaining the balance of fluids and electrolytes in the human body, administering liquid drugs and blood transfusions. Installing and monitoring the delivery is an important responsibility of the staff and is a time-consuming process. The depletion of fluid in these devices requires immediate replacement of the device to avoid complications that are hazardous to the patient's health. In the following thesis, an integrated IV infusion flow monitoring system was designed and developed using two sensing devices manufactured in the laboratory.

**Keywords:** Intra-Venous Infusion, Capacitance Sensor, Light sensor, Arduino, Remote Monitoring





# Πρόλογος

Η παρούσα διπλωματική εργασία εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Ηλεκτρονικών Αισθητήρων της Σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου κατά το Ακαδημαϊκό Έτος 2018-2019. Επιβλέπων της διπλωματικής εργασίας ήταν ο Καθηγητής κ. Ευάγγελος Χριστοφόρου, τον οποίο ευχαριστώ θερμά για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε με την ανάθεση της εργασίας και για την καθοδήγηση του καθ' όλη την περίοδο της εκπόνησής της. Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω τους καθηγητές κ. Δ. Σούντρη και κ. Π. Τσαραμπάρη, θεωρώντας ιδιαίτερη τιμή μου την συμμετοχή τους στην επιτροπή εξέτασης της παρούσας διπλωματικής. Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω τον υποψήφιο διδάκτορα Σπύρο Αγγελόπουλο για την πολύτιμη βοήθειά του, την διαρκή επικοινωνία και την εξαιρετική συνεργασία του σε όλη τη διάρκεια της εργασίας, καθώς και την υποψήφια διδάκτορα Μαριλίζα Κούλη για την καθοδήγησή της στην διαδικασία κατασκευής του χωρητικού αισθητήρα. Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου, τους φίλους μου και την Έλενα για την στήριξη τους τόσο κατά τη διάρκεια της εργασίας όσο και συνολικά κατά τη διάρκεια των σπουδών μου.

Η εργασία αυτή αποτελεί μια προσπάθεια να σχεδιασθεί και να υλοποιηθεί μια εύχρηστη, αξιόπιστη και οικονομική λύση για την παρακολούθηση της διαδικασίας ενδοφλέβιας έγχυσης υγρών στον ανθρώπινο οργανισμό. Στα πλαίσια της εργασίας έγινε μελέτη της υπάρχουσας βιβλιογραφίας και των ήδη διαθέσιμων λύσεων, καθώς και στοιχείων που θα μπορούσαν να φανούν χρήσιμα για την επίτευξη ενός άρτιου αποτελέσματος. Όλα τα προηγούμενα αναφέρονται στο πρώτο μέρος της εργασίας. Κατόπιν, σχεδιάσθηκαν και κατασκευάσθηκαν δυο αισθητήρες και ένα σύστημα μέτρησης και ασύρματης μετάδοσης της λαμβανόμενης πληροφορίας, τα οποία παρουσιάζονται στο δεύτερο μέρος της εργασίας.



# Περιεχόμενα

1	Εισαγωγή.....	11
1.1	Αντικείμενο της διπλωματικής εργασίας.....	11
1.2	Στόχος.....	12
1.3	Δομή της εργασίας.....	13
2	Θεωρητικό μέρος.....	15
2.1	Ενδοφλέβια χορήγηση υγρών.....	15
2.1.1	Συσκευές ενδοφλέβιας έγχυσης .....	16
2.1.2	Επιπλοκές και κίνδυνοι κατά την ενδοφλέβια έγχυση .....	17
2.2	Αιχνευτές φωτός - Οπτικοί Αισθητήρες .....	18
2.2.1	Πυροηλεκτρικός αισθητήρας .....	20
2.2.2	Φωτοαντίσταση .....	20
2.2.3	Φωτοδίοδος.....	21
2.2.4	Φωτοτρανζίστορ.....	21
2.2.5	Laser – Βασικές αρχές λειτουργίας .....	21
2.3	Αισθητήρες χωρητικότητας.....	23
2.3.1	Πυκνωτής.....	23
2.3.2	Χωρητικοί αισθητήρες με μέτρηση της θέσης των οπλισμών.....	25
2.3.3	Χωρητικοί αισθητήρες με μέτρηση της διηλεκτρικής σταθεράς.....	25
2.4	Υπάρχοντα συστήματα παρακολούθησης της ενδοφλέβιας έγχυσης.....	26
2.4.1	Σε ερευνητικό επίπεδο .....	26
2.4.2	Στο εμπόριο .....	28
3	Πειραματικό μέρος.....	31
3.1	Αισθητήρας φωτός - Laser diode - Phototransistor.....	31
3.1.1	Κατασκευή του αισθητήρα.....	32
3.1.2	Δοκιμή παρακολούθησης με το υποσύστημα αισθητήρα φωτός-laser...	34
3.1.3	Κώδικας δοκιμής του αισθητήρα φωτός-laser .....	35
3.1.4	Αποτελέσματα πειραμάτων – Παρατηρήσεις.....	36
3.2	Αισθητήρας χωρητικότητας .....	38
3.2.1	Κατασκευή του αισθητήρα.....	39
3.2.2	Μέθοδος μέτρησης της χωρητικότητας.....	41
3.2.3	Δοκιμή του αισθητήρα χωρητικότητας.....	42
3.2.4	Κώδικας πειράματος αισθητήρα χωρητικότητας .....	43
3.2.5	Αποτελέσματα πειράματος-Παρατηρήσεις .....	45
3.3	Σχεδίαση και κατασκευή ολοκληρωμένου συστήματος παρακολούθησης	47

3.3.1	Επιλογή κατάλληλων στοιχείων .....	47
3.3.2	Η κυκλωματική διάταξη .....	49
3.3.3	Προγραμματισμός του συνολικού συστήματος .....	50
3.3.4	Συσκευασία και κατασκευή βάσεων.....	61
3.4	Απομακρυσμένος σταθμός παρακολούθησης .....	64
3.4.1	Προγραμματισμός σταθμού παρακολούθησης.....	65
3.4.2	Ανάπτυξη εφαρμογής για την αλληλεπίδραση με τον χρήστη.....	67
3.4.3	Συσκευασία του σταθμού παρακολούθησης .....	74
4	Συμπεράσματα.....	77
4.1	Τελική δοκιμή και αξιολόγηση του ολοκληρωμένου συστήματος .....	77
4.2	Μελλοντική εργασία .....	77
5	Βιβλιογραφία .....	79
6	Παράρτημα .....	81

# 1 Εισαγωγή

## 1.1 Αντικείμενο της διπλωματικής εργασίας

Οι ανθρώπινες κοινωνίες βρίσκονται, από την αρχή της ανθρώπινης ιστορίας, σε μια διαρκή διαδικασία βελτίωσης της ποιότητας διαβίωσης. Η ιατρική επιστήμη βρίσκεται πάντοτε στο επίκεντρο αυτών των προσπαθειών, καθώς ένα από τα βασικότερα κριτήρια του βιοτικού επιπέδου μια κοινωνίας είναι η ποιότητα των υπηρεσιών υγείας και η δυνατότητα πρόσβασης των ατόμων σε αυτές. Η αλματώδης πρόοδος στο χώρο της τεχνολογίας τις τελευταίες δεκαετίες έχει επηρεάσει κάθε πτυχή της ανθρώπινης δραστηριότητας και φυσικά δε θα μπορούσε να μην επηρεάσει και τον χώρο της υγείας.

Η Ιατρική στην εποχή μας έχει πάψει προ πολλού να αποτελεί έναν τομέα απομονωμένο από τις τεχνολογικές εξελίξεις. Οι πρωτοποριακές τεχνολογίες όπως οι βιοϊατρικοί αισθητήρες, οι ηλεκτρονικοί υπολογιστές, το διαδίκτυο των πραγμάτων (Internet of Things) και πολλές άλλες, έχουν αποκτήσει πολύ σημαντικό ρόλο στην διάγνωση και την παρακολούθηση της υγείας των ασθενών τόσο σε νοσοκομεία και κλινικές, όσο και στην καθημερινή τους ζωή. Η βιοϊατρική τεχνολογία έχει δώσει στους ασκούντες ιατρικά και παραϊατρικά επαγγέλματα αξιόλογα εργαλεία και βοηθήματα.

Ένα σύγχρονο νοσοκομείο χρησιμοποιεί ειδικά σχεδιασμένα τεχνολογικά μέσα ώστε να παρέχει τις πιο εξελιγμένες υπηρεσίες υγείας και να διασφαλίζει την άνεση και την ασφάλεια των ασθενών. Τα νοσοκομεία προκειμένου να βελτιώσουν την ποιότητα των υπηρεσιών τους ακολουθούν την πρόοδο της τεχνολογίας και προσθέτουν διαρκώς στοιχεία τηλεπικοινωνιακών και ψηφιακών συστημάτων, συστημάτων αυτοματισμού και νανοτεχνολογίας στην υποδοχή, την εξυπηρέτηση, τη διάγνωση και την θεραπεία.

Οι αισθητήρες αποτελούν μια υποκατηγορία τεχνολογικών εφαρμογών που χρησιμοποιούνται όλο και περισσότερο στα σύγχρονα νοσοκομεία. Στα πλαίσια αναβάθμισης του επιπέδου των υπηρεσιών υγείας παγκοσμίως, καθημερινά εγκαθίστανται στα νοσοκομεία συστήματα αισθητήρων που βελτιώνουν τις υπηρεσίες που παρέχονται στους ασθενείς και ταυτόχρονα διευκολύνουν το ιατρικό και νοσηλευτικό προσωπικό. Δίκτυα αισθητήρων λαμβάνουν μετρήσεις φυσιολογικών παραμέτρων του ανθρώπινου σώματος, όπως η θερμοκρασία και η πίεση του αίματος ή παρακολουθούν

την νοσηλεία των ασθενών, από τη διάρκεια του ύπνου τους, την κινητικότητα και τη συμπεριφορά τους, μέχρι και την συναισθηματική τους κατάσταση.

Η χρήση των αισθητήρων στον χώρο του νοσοκομείου αποσκοπεί στη βελτίωση των συνθηκών για το ιατρικό και νοσηλευτικό προσωπικό και την αποτελεσματική κάλυψη των αναγκών των ασθενών και προσφέρει τα κάτωθι πλεονεκτήματα:

- Διευκολύνεται η διαχείριση και ο έλεγχος: Πολλές διαδικασίες αυτοματοποιούνται, με αποτέλεσμα η διοίκηση ενός νοσοκομείου να μπορεί να πραγματοποιηθεί εξ αποστάσεως, χωρίς φυσική παρουσία εντός του νοσοκομείου. Επιπλέον, ο έλεγχος για την κατάσταση του κτηρίου και του εξοπλισμού απλοποιείται με τη χρήση τεχνολογικών βοηθημάτων και το προσωπικό δεν χρειάζεται να δαπανά ενέργεια προκειμένου να πραγματοποιεί διαρκείς ελέγχους που αφορούν τη συντήρηση και την επισκευή τους.
- Αυξάνεται η ασφάλεια και η αξιοπιστία: Οι αυτοματοποιημένες διαδικασίες περιορίζουν αρκετά την πιθανότητα λαθών που προκύπτουν εξαιτίας του ανθρώπινου παράγοντα. Οι διαδικασίες της διάγνωσης και της θεραπείας πραγματοποιούνται με μεγαλύτερη ακρίβεια, χάρη στη βοήθεια ιατρικών μηχανημάτων.
- Εξοικονομείται χρόνος εργασίας και μειώνεται το χρηματικό κόστος: Η παρακολούθηση της διαδικασίας θεραπείας εκατοντάδων ασθενών στον χώρο ενός νοσοκομείου είναι μια χρονοβόρα διαδικασία. Η χρήση της τεχνολογίας και των αυτοματισμών μειώνει σε μεγάλο βαθμό τις ώρες εργασίας που χρειάζεται να δαπανηθούν για κάθε ασθενή και επιτρέπει στους νοσηλευτές και τους γιατρούς να παρακολουθούν ταυτόχρονα περισσότερους ασθενείς.

## 1.2 Στόχος

Ο στόχος της διπλωματικής εργασίας είναι να αναπτυχθεί ένα ολοκληρωμένο σύστημα παρακολούθησης της ροής του υγρού σε συσκευές ενδοφλέβιας έγχυσης (Intravenous Infusion), ώστε να βοηθά τους ασκούντες νοσηλευτικό έργο στην καλύτερη φροντίδα και θεραπεία των ασθενών.

Ένα τέτοιο σύστημα θα πρέπει καταρχάς να είναι αξιόπιστο και να συνεισφέρει ταυτόχρονα στην αποφυγή ενδεχόμενων κινδύνων και στην διευκόλυνση του έργου των

εργαζόμενων ιατρών και νοσηλευτών. Επιπλέον, ένα τέτοιο σύστημα θα πρέπει να αποτελεί μια πρωτότυπη, φθηνή και εύκολη στη χρήση λύση. Το σύστημα που θα σχεδιασθεί θα πρέπει να μπορεί πολύ εύκολα να μεταφερθεί και να τοποθετηθεί στις συσκευές ενδοφλέβιας χορήγησης υγρών που χρησιμοποιούνται ήδη στα νοσοκομεία και τους χώρους νοσηλείας χωρίς να απαιτούνται επιπλέον τροποποιήσεις στις εγκαταστάσεις και τον εξοπλισμό.

Τέλος, το σύστημα θα πρέπει να είναι εύκολα επεκτάσιμο και να μπορεί να αποτελέσει μια βάση, ώστε μελλοντικά να αναπτυχθούν βελτιωμένες συσκευές, ακόμη πιο αξιόπιστες και με περισσότερες δυνατότητες. Στα επόμενα κεφάλαια θα παρουσιαστούν και θα δοκιμαστούν τεχνολογικά στοιχεία, τα οποία ο αναγνώστης θα έχει τη δυνατότητα να συγκρίνει με άλλα και να καταλήξει στα αντίστοιχα συμπεράσματα για την ανάπτυξη παρόμοιων διατάξεων.

### **1.3 Δομή της εργασίας**

Η εν λόγω διπλωματική εργασία χωρίζεται σε 4 μέρη. Το πρώτο μέρος αποτελεί μια σύντομη εισαγωγή στο θέμα και τους στόχους της εργασίας. Το δεύτερο μέρος της εργασίας είναι το θεωρητικό μέρος. Σε αυτό περιλαμβάνονται απαραίτητες θεωρητικές γνώσεις σχετικά με τα στοιχεία που χρησιμοποιούνται στη διάταξη και άλλα παρόμοια στοιχεία και παρουσιάζονται τα χαρακτηριστικά τους. Κατόπιν παρουσιάζονται ήδη υπάρχουσες λύσεις για την παρακολούθηση των συστημάτων χορήγησης φυσιολογικού ορού και υγρών φαρμάκων, τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματά τους. Στο τρίτο μέρος περιγράφεται η διαδικασία κατασκευής της προτεινόμενης λύσης. Αναλύεται η κατασκευή και η δοκιμή των επιμέρους υποσυστημάτων στο εργαστήριο, η σχεδίαση και ο προγραμματισμός του τελικού ενσωματωμένου συστήματος και του συστήματος που χρησιμοποιείται για την επικοινωνία με τον ηλεκτρονικό υπολογιστή και την αλληλεπίδραση με το χρήστη. Στο τέταρτο μέρος παρουσιάζονται τα συμπεράσματα που προέκυψαν και προτείνονται μελλοντικές επεκτάσεις και βελτιώσεις. Ακολουθεί η βιβλιογραφία και τέλος το παράρτημα, στο οποίο βρίσκονται συγκεντρωμένα τα τμήματα κώδικα που χρησιμοποιήθηκαν σε όλα τα στάδια της εργασίας.





## 2 Θεωρητικό μέρος

### 2.1 Ενδοφλέβια χορήγηση υγρών

Ενδοφλέβια χορήγηση ή έγχυση υγρών ονομάζεται η διαδικασία κατά την οποία διαλύματα εμπλουτισμένα με ηλεκτρολύτες ή φάρμακα χορηγούνται δια της ενδοφλέβιας οδού μέσω φλεβικού καθετήρα. Σκοπός της ενδοφλέβιας χορήγησης είναι η διάγνωση, η πρόληψη και η ασφαλής και αποτελεσματική θεραπευτική αντιμετώπιση προβλημάτων ιατρικής φύσης, όπως κάποια ασθένεια ή η αφυδάτωση.

Συγκεκριμένα οι στόχοι της ενδοφλέβιας χορήγησης υγρών είναι:

- Η διατήρηση του φυσιολογικού ενδοαγγειακού όγκου.
- Η διατήρηση φυσιολογικών συγκεντρώσεων ηλεκτρολυτών και σακχάρου στο αίμα.
- Η αποκατάσταση του συνολικού όγκου νερού στο αίμα.
- Η χορήγηση φαρμάκων.
- Η έγχυση σκιαγραφικών υγρών που χρησιμοποιούνται σε απεικονιστικές εξετάσεις.

Η ενδοφλέβια έγχυση υγρών αποτελεί καθημερινή νοσηλευτική πρακτική διότι δίνει τη δυνατότητα για άμεσο θεραπευτικό αποτέλεσμα, αφού το κυκλοφορικό σύστημα μπορεί να δεχτεί υγρά και φάρμακα ευκολότερα απ' ό,τι το γαστρεντερικό. Επιπλέον, διευκολύνεται η ακρίβεια στη δοσολογία και τη συχνότητα χορήγησης και τέλος, αποφεύγεται ο πόνος και ο ερεθισμός που προκαλείται στις ενδομυϊκές εγχύσεις.

Αποτελεί σημαντική νοσηλευτική ευθύνη με κατεύθυνση την προαγωγή της άνεσης και της ασφάλειας του ασθενούς, την πρόληψη και την έγκαιρη αναγνώριση επιπλοκών ή ανεπιθύμητων ενεργειών και την παρακολούθηση της αποτελεσματικότητας της θεραπείας. Ο νοσηλευτής πρέπει να υπολογίσει, ανάλογα με την περίπτωση, την σωστή συχνότητα χορήγησης, να ρυθμίσει καταλλήλως τα όργανα και να διατηρήσει τη ροή κατά τη διάρκεια της έγχυσης. Απαιτείται ο διαρκής έλεγχος των υγρών και της συσκευασίας τους, καθώς και η παρατήρηση της ενδοφλέβιας οδού και η εξασφάλιση της βατότητάς της.

### 2.1.1 Συσκευές ενδοφλέβιας έγχυσης

Η έγχυση υγρών στον οργανισμό ενός ασθενούς γίνεται με δύο κυρίως τρόπους. Ο πρώτος είναι η έγχυση με συσκευές που εκμεταλλεύονται την επίδραση των βαρυτικών δυνάμεων, ενώ ο δεύτερος γίνεται με τη χρήση μηχανικής αντλίας. Η δεύτερη μέθοδος, αυτή της μηχανικής αντλίας, χρησιμοποιείται κυρίως σε περιπτώσεις υψηλής επικινδυνότητας, προκειμένου να επιτευχθεί μεγαλύτερη ακρίβεια και σταθερότητα στη ροή. Οι συσκευές που λειτουργούν με την επίδραση της βαρύτητας, οι οποίες είναι και οι πλέον διαδεδομένες, αποτελούνται συνήθως από ένα δοχείο που περιέχει το υγρό, έναν διάφανο, εύκαμπτο σωλήνα από πλαστικό υλικό ιατρικού τύπου, ένα διάφανο πλαστικό θάλαμο στον οποίο συσσωρεύεται το υγρό, ειδικές υποδοχές για την σύνδεση με το δοχείο του υγρού και με τη βελόνα και έναν ρυθμιστή ακριβείας για τη σταγονομετρική ρύθμιση της ροής.

Η ροή του υγρού στην περίπτωση των συσκευών που χρησιμοποιούν τη βαρύτητα εξαρτάται από ποικίλους παράγοντες, όπως η σχετική θέση του δοχείου του υγρού συγκριτικά με τον ασθενή, η αρτηριακή πίεση και η παρεμπόδιση λόγω κάμψης στο σωλήνα μεταφοράς. Είναι λοιπόν απαραίτητη η παρακολούθηση της διαδικασίας από το νοσηλευτικό προσωπικό.



**Σχήμα 1: Ο πλαστικός σωλήνας με τις ειδικές υποδοχές και το θάλαμο συσώρευσης υγρού [1]**

### 2.1.2 Επιπλοκές και κίνδυνοι κατά την ενδοφλέβια έγχυση

Η ενδοφλέβια έγχυση απαιτείται να γίνεται με απόλυτη προσοχή και ακρίβεια, διότι πιθανά λάθη μπορούν να προκαλέσουν πολύ σοβαρές επιπλοκές στον ασθενή.

Μετά την εκτέλεση της θεραπείας και της χορήγησης ενός φαρμάκου δια της ενδοφλέβιας οδού δεν υπάρχει δυνατότητα ανάκλησης της διαδικασίας. Μερικές πιθανές επιπλοκές παρουσιάζονται παρακάτω:

- Εμβολή αέρα (Venous Air Embolism) [2]: Μπορεί να προκληθεί εξαιτίας της αποσύνδεσης του καθετήρα και της συσκευής από βίαιη κίνηση ή εξαιτίας της εισαγωγής αέρα στη φλέβα από τη φιάλη, όταν αδειάσει τελείως. Διευκολύνεται σε περίπτωση χαμηλής φλεβικής πίεσης και ελαττωμένου όγκου της φλέβας. Προκειμένου να αποφευχθεί πρέπει ο ασθενής να έχει την κατάλληλη σωματική στάση, και να ελέγχονται διαρκώς οι συνδέσεις και η πληρότητα της φιάλης έτσι ώστε να αφαιρεθεί πριν αδειάσει.
- Υπερφόρτωση της κυκλοφορίας (shock): Προκαλείται λόγω ταχείας μετάγγισης αίματος ή ταχείας έγχυσης φαρμάκου. Εμφανίζεται συχνότερα σε ηλικιωμένους και άτομα με καρδιακό ή νεφρικό πρόβλημα. Για την πρόληψη ενός τέτοιου ενδεχομένου, χρειάζεται η συνεχής παρακολούθηση των συσκευών έγχυσης και η αξιολόγηση της κατάστασης του ασθενούς.
- Θρόμβωση: Εκδηλώνεται όταν αιμοπετάλια σχηματίζουν θρόμβο στο άκρο του καθετήρα εξαιτίας της φλεβοκέντησης. Σε αυτή την περίπτωση το διάλυμα δεν εγχέεται με τον επιθυμητό ρυθμό και πρέπει να αντικατασταθεί η περιφερική γραμμή με νέα στο αντίθετο άκρο.
- Μόλυνση: Οφείλεται σε πλημμελή φροντίδα του σημείου παρακέντησης το οποίο αποτελεί χειρουργικό τραύμα και συνεπώς πύλη μικροβίων και πρέπει να διατηρείται άσηπτο.

Οι παραπάνω επιπλοκές και γενικότερα οι ανεπιθύμητες επιπλοκές που σχετίζονται με την ενδοφλέβια χορήγηση υγρών συνήθως προκαλούνται εξαιτίας προβλημάτων στον εξοπλισμό ή λανθασμένων χειρισμών του νοσηλευτικού προσωπικού. Επομένως υπάρχει ανάγκη για έλεγχο και συνολική ρύθμιση της ροής και παρακολούθησής της με σκοπό την αποφυγή των μη κανονικών συμβάντων. Η παρακολούθηση αφορά κυρίως την αποφυγή της εμβολής αέρα σε περίπτωση που το

δοχείο που περιέχει το υγρό αδειάσει. Στις επόμενες παραγράφους παρουσιάζονται διατάξεις και αισθητήρες που μπορούν να χρησιμοποιηθούν με σκοπό την αποφυγή των παραπάνω προβλημάτων.

## 2.2 Ανιχνευτές φωτός - Οπτικοί Αισθητήρες

Οι ανιχνευτές φωτός (light detectors) είναι αισθητήρες που χρησιμοποιούνται προκειμένου να εντοπίσουν και να μετρήσουν την ποσότητα της ακτινοβολίας στην περιοχή του φάσματος από την υπεριώδη μέχρι την υπέρυθρη ακτινοβολία. Η απορρόφηση ενός φωτονίου από ένα υλικό μπορεί να έχει είτε θερμικά είτε κβαντικά αποτελέσματα. Ανάλογα με τον τρόπο λειτουργίας τους διακρίνονται σε δυο βασικές κατηγορίες. Τους θερμικούς φωτοανιχνευτές, όπως οι πυροηλεκτρικοί αισθητήρες και τους κβαντικούς φωτοανιχνευτές, όπως είναι οι φωτοαντιστάσεις, οι φωτοδιόδοι και τα φωτοτρανζίστορς. Οι πρώτοι ενεργοποιούνται μέσω των θερμικών αποτελεσμάτων του φωτός, ενώ οι δεύτεροι μέσω της φωτεινής ακτινοβολίας. Οι κβαντικού τύπου αισθητήρες λειτουργούν στην περιοχή από την υπεριώδη μέχρι το μέσο της υπέρυθρης, ενώ οι θερμικού τύπου λειτουργούν κυρίως στην περιοχή από το μέσο έως το άκρο της υπέρυθρης, όπου είναι περισσότερο ακριβείς από τους κβαντικούς. Οι θερμικού τύπου ανιχνευτές βασίζουν τη λειτουργία τους στο πυροηλεκτρικό φαινόμενο. Οι κβαντικοί ανιχνευτές στερεάς κατάστασης βασίζουν τη λειτουργία τους στην αλληλεπίδραση των φωτονίων με την κρυσταλλική δομή διαφόρων ημιαγωγικών υλικών, η οποία βασίζεται στο φωτοηλεκτρικό φαινόμενο.

Τα πυροηλεκτρικά υλικά [2] είναι μια κατηγορία υλικών εντός των οποίων δημιουργούνται διαφορές δυναμικού με την θέρμανση ή την ψύξη. Το φαινόμενο παρατηρήθηκε ήδη από τον 4<sup>ο</sup> αιώνα π.Χ. από τον Θεόφραστο. Η διαφορά δημιουργείται επειδή με την αλλαγή της θερμοκρασίας τα άτομα μετατοπίζονται από τις αρχικές τους θέσεις με αποτέλεσμα τη δημιουργία πόλωσης. Αυτό οδηγεί σε συσχέτιση μεταξύ της μεταβολής της θερμοκρασίας  $d\theta$  και της διηλεκτρικής μετατόπισης  $D$  σύμφωνα με τη σχέση:

$$dD = p d\theta, \quad (2.1)$$

όπου  $p$  είναι η πυροηλεκτρική σταθερά σε  $C/m^2 \cdot K$  και ορίζεται μέσω της σχέσης

$$p = \left( \frac{\partial P_s}{\partial \theta} \right)_{T,E}, \quad (2.2)$$

όπου  $P_s$  είναι η αυθόρμητη πόλωση του υλικού, και οι περιορισμοί είναι η σταθερή ελαστική τάση  $T$  και το σταθερό ηλεκτρικό πεδίο  $E$ .

Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο [3] αφορά τη μεταφορά ενέργειας σε ένα ηλεκτρόνιο από το φως. Από την επιφάνεια ενός αγωγού απελευθερώνονται ηλεκτρόνια όταν προσπέσει σε αυτή ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία συχνότητας τέτοιας ώστε τα ηλεκτρόνια του να κατορθώσουν να υπερπηδήσουν το φράγμα δυναμικής ενέργειας που τα συγκρατεί. Η ερμηνεία του φαινομένου έγινε από τον Άλμπερτ Αϊνστάιν το 1905, όταν έκανε την υπόθεση σχετικά με την φύση του φωτός, πως τουλάχιστον κάτω από συγκεκριμένες συνθήκες η ενέργεια συγκεντρώνεται σε διακριτές ποσότητες που ονομάζονται φωτόνια. Η ενέργεια ενός φωτονίου δίνεται από τη σχέση:

$$E = h\nu, \quad (2.3)$$

όπου  $\nu$  είναι η συχνότητα του φωτός και  $h = 6.626075 \times 10^{-34}$  J η σταθερά του Planck. Όταν ένα φωτόνιο προσπίπτει στην επιφάνεια ενός αγωγού δύναται να οδηγήσει στην δημιουργία ενός ελεύθερου ηλεκτρονίου. Μέρος της ενέργειας χρησιμεύει για να απελευθερώσει το ηλεκτρόνιο και το υπόλοιπο της ενέργειας μεταφέρεται στο ηλεκτρόνιο με τη μορφή κινητικής ενέργειας. Παρόμοιες διεργασίες συντελούνται όταν μια ένωση ημιαγωγών p-n δέχεται φωτεινή ακτινοβολία στην επιφάνειά της. Τα φωτόνια μεταφέρουν ενέργεια στα ηλεκτρόνια τα οποία κινούνται οδηγώντας στη δημιουργία ηλεκτρικού ρεύματος.

Η περιοδική δομή των κρυσταλλικών υλικών επιτρέπει σταθερές ενεργειακές στάθμες για τα ηλεκτρόνια στο εσωτερικό τους, οι οποίες απέχουν μεταξύ τους ενεργειακά κενά απαγορευμένων τιμών ενέργειας. Η τελευταία ενεργειακή ζώνη ονομάζεται ζώνη αγωγιμότητας, ενώ η αμέσως προηγούμενη ονομάζεται ζώνη σθένους. Αν φως κατάλληλου μήκους κύματος, δηλαδή επαρκούς ενέργειας φωτονίων προσπέσει σε έναν ημιαγωγίμο κρύσταλλο, η συγκέντρωση των ηλεκτρονίων και των οπών στη ζώνη αγωγιμότητας του κρυστάλλου αυξάνεται, με αποτέλεσμα την αύξηση της αγωγιμότητάς του.

### **2.2.1 Πυροηλεκτρικός αισθητήρας**

Ένας πυροηλεκτρικός αισθητήρας [5] αποτελείται από έναν πολωμένο πυροηλεκτρικό κρύσταλλο, ανάμεσα σε λεπτά ηλεκτρικά ηλεκτρόδια στις δύο όψεις του. Εξαιτίας του γεγονότος ότι ο κρύσταλλος είναι πολωμένος με φορτισμένες επιφάνειες, ιόντα αντλούνται από τον περιβάλλοντα αέρα και ηλεκτρόνια από οποιοδήποτε ηλεκτρικό κύκλωμα συνδέεται στον αισθητήρα για την εξισορρόπηση της ηλεκτρικής φόρτισης. Εάν προσπέσει φωτεινή ή υπέρυθρη ακτινοβολία στον κρύσταλλο και μεταβάλλει τη θερμοκρασία του, η πόλωση στον κρύσταλλο μειώνεται και κατά συνέπεια αυτό προκαλεί μια μείωση στο φορτίο των επιφανειών του κρυστάλλου. Υπάρχει τότε μια περίσσεια φορτίου στα μεταλλικά ηλεκτρόδια παραπάνω από αυτή που χρειάζεται για την εξισορρόπηση της φόρτισης στην κρυστάλλινη επιφάνεια. Αυτό το φορτίο διαφεύγει μέσω του κυκλώματος μέτρησης έως ότου υπάρξει ισορροπία των φορτίων του κρυστάλλου και των ηλεκτροδίων. Έτσι, ο πυροηλεκτρικός αισθητήρας συμπεριφέρεται ως γεννήτρια φορτίου, η οποία παράγει φορτίο όταν υπάρχει μεταβολή στην θερμοκρασία, ως αποτέλεσμα της πρόπτωσης ακτινοβολίας.

### **2.2.2 Φωτοαντίσταση**

Όταν προσπίπτει φως σε ένα φωτοαγωγίμο υλικό, αυξάνεται ο αριθμός των ελευθέρων ηλεκτρονίων του. Αυτό γίνεται επειδή τα προσπίπτοντα φωτόνια διεγείρουν ηλεκτρόνια που είναι δεσμευμένα και τα καθιστούν ελεύθερα. Έτσι, η αντίσταση του φωτοαγωγίμου υλικού μειώνεται. Αυτόν το μηχανισμό εκμεταλλεύονται οι φωτοαντιστάσεις (Light Dependent Resistors) για τη μέτρηση της φωτεινής ακτινοβολίας.

Οι φωτοαντιστάσεις κατασκευάζονται συνήθως από ημιαγώγιμα υλικά με υψηλή αντίσταση, δηλαδή υλικά με πολύ μικρό αριθμό ελεύθερων ηλεκτρονίων που συνδέονται στα άκρα τους με μεταλλικά ηλεκτρόδια. Όταν προσπίπτει φωτεινή ακτινοβολία πάνω στον ημιαγωγό της φωτοαντίστασης, τα φωτόνια απορροφώνται από τον ημιαγωγό και μέρος της ενέργειάς τους μεταφέρεται στα ηλεκτρόνια δίνοντάς τους επαρκή ενέργεια ώστε να απελευθερωθούν από την κρυσταλλική δομή του υλικού. Τα ελεύθερα ηλεκτρόνια της φωτοαντίστασης αυξάνονται και αυτό έχει σαν αποτέλεσμα να μειώνεται η αντίστασή της.

### 2.2.3 Φωτοδίοδος

Η λειτουργία μιας φωτοδίοδου μπορεί να περιγραφεί με απλό τρόπο ως εξής: Αν μια ένωση p-n είναι ορθά πολωμένη και εκτεθεί σε φωτεινή ακτινοβολία κατάλληλης συχνότητας, η αύξηση της έντασης του ρεύματος λόγω του φωτοηλεκτρικού φαινομένου συγκριτικά με το ρεύμα πόλωσης είναι σχεδόν αμελητέα. Αν η ένωση είναι ανάστροφα πολωμένη, η μεταβολή του ρεύματος θα είναι πολύ περισσότερο αισθητή. Τα εισερχόμενα φωτόνια δημιουργούν ζεύγη οπών και ηλεκτρονίων και στις δυο πλευρές της ένωσης. Όταν τα ηλεκτρόνια μεταβούν στη ζώνη αγωγιμότητας, αρχίζουν να κινούνται προς την πλευρά των θετικών φορτίων. Δηλαδή, στην περίπτωση ανάστροφα πολωμένης δίοδου σε κύκλωμα με μπαταρία, προς τον θετικό πόλο της μπαταρίας. Αντίστοιχα οι δημιουργούμενες οπές κινούνται προς τον αρνητικό πόλο και δημιουργείται ένα φωτόρευμα. Η ένταση του φωτορεύματος είναι φυσικά ανάλογη της έντασης της φωτεινής ακτινοβολίας που προσπίπτει στην επιφάνεια της δίοδου.

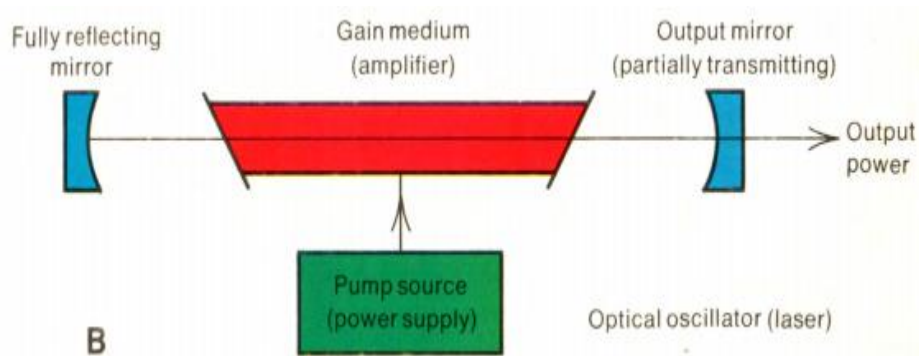
### 2.2.4 Φωτοτρανζίστορ

Μια φωτοδίοδος μετατρέπει απευθείας φωτόνια σε φορείς φορτίου, συγκεκριμένα για κάθε φωτόνιο παράγει ένα ζεύγος οπής ηλεκτρονίου. Ένα φωτοτρανζίστορ [6] μπορεί να κάνει ακριβώς το ίδιο και παράλληλα μπορεί να ενισχύσει το ρεύμα που δημιουργείται μέσω του φωτοηλεκτρικού φαινομένου, γεγονός που αυξάνει σημαντικά την ευαισθησία του. Η ένωση βάσης συλλέκτη είναι μια ανάστροφα πολωμένη δίοδος που λειτουργεί με τον τρόπο που έχει περιγραφεί νωρίτερα για τη φωτοδίοδο. Ανάλογα με την ποσότητα του φωτός που προσπίπτει στην επαφή της βάσης, το ρεύμα του συλλέκτη αυξάνεται. Το ρεύμα αυτό όπως και σε ένα συμβατικό τρανζίστορ ενισχύεται από το φωτοτρανζίστορ και υπάρχει έτσι η δυνατότητα μέτρησής του στην έξοδο του τρανζίστορ. Η ευαισθησία συνεπώς του φωτοτρανζίστορ καθορίζεται από την κβαντική απόδοση της ένωσης βάσης-συλλέκτη και από το κέρδος ρεύματος του τρανζίστορ.

### 2.2.5 Laser – Βασικές αρχές λειτουργίας

Η λέξη laser προέρχεται από τα αρχικά των λέξεων Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation, δηλαδή ενίσχυση φωτός μέσω εξαναγκασμένης

εκπομπής ακτινοβολίας. Το laser είναι μια οπτική συσκευή που παράγει μονοχρωματικό φως σε μια συγκεκριμένη κατεύθυνση, σχηματίζοντας μια στενή, χαμηλής απόκλισης δέσμη. Μια τυπική συσκευή laser αποτελείται από μια πηγή άντλησης η οποία διοχετεύει την φωτεινή ακτινοβολία σε ένα ενεργό μέσο (gain medium), το οποίο χρησιμεύει για την ενίσχυση, καθώς και μια κοιλότητα μέσα στην οποία το φως ανακλάται πολλαπλές φορές.



Σχήμα 2 : Τυπική διάταξη συσκευής Laser [7]

Ανάλογα με το είδος του ενεργού μέσου οι συσκευές laser διακρίνονται σε τέσσερις βασικές κατηγορίες:

- **Laser στερεάς κατάστασης (Solid State Laser).** Είναι αυτά των οποίων το μέσο ενίσχυσης είναι κάποιο στερεό, διηλεκτρικό υλικό όπως απλό ή κρυσταλλικό γυαλί με προσμίξεις ιόντων ή συχνά σπάνιων γαιών [8]. Το πρώτο laser στερεάς κατάστασης, το οποίο ήταν και το πρώτο laser γενικότερα κατασκευάστηκε από τον Theodore H. Maiman το 1960. Η ενίσχυση και η ακτινοβολία στα laser στερεάς κατάστασης βασίζεται στις μεταβάσεις μεταξύ διαφορετικών ενεργειακών σταθμών των ηλεκτρονίων του ενεργού μέσου. Τα laser αυτού του τύπου έχουν ένα πολύ μεγάλο εύρος εφαρμογών στη βιομηχανία, την πληροφορική και την ιατρική.
- **Laser υγρών (Liquid Laser).** Το ενεργό μέσο είναι συνήθως κάποιο διάλυμα μιας οργανικής χρωστικής σε υγρό διαλύτη, όπως αιθανόλη, μεθανόλη, γλυσερόλη ή νερό. Συγκριτικά με άλλες κατηγορίες laser έχουν απλή και εύκολα κλιμακώσιμη κατασκευή και ρύθμιση [9]. Αυτή η κατηγορία laser έχει αυξανόμενο εύρος εφαρμογών με κυριότερες τη φασματοσκοπία και τη φωτοχημεία.
- **Laser αερίων (Gas Laser).** Το ενεργό μέσο είναι κάποιο αέριο το οποίο ρέει εντός της κοιλότητας κέρδους. Τα laser αερίων διεγείρονται συνήθως με ηλεκτρική εκκένωση



εντός ενός αερίου όπως ήλιο-νέον (He-Ne lasers) ή διοξείδιο του άνθρακα (CO<sub>2</sub> lasers). Χρησιμοποιούνται συχνά σε εφαρμογές που απαιτούν υψηλά επίπεδα ισχύος όπως στη βιομηχανία και τον στρατό [10].

- **Laser ημιαγωγών (Semiconductor Lasers).** Το μέσο ενίσχυσης σε αυτή την κατηγορία είναι ημιαγωγικά υλικά και συγκεκριμένα μια ένωση p-n (για αυτό ονομάζονται και laser diodes). Είναι τα πιο διαδεδομένα laser με μεγάλο εύρος εφαρμογών [11]. Είναι πολύ οικονομικά, καταναλώνουν ελάχιστη ενέργεια και έχουν μικρό μέγεθος. Η κατασκευή τους είναι εύκολο να γίνει σε μεγάλες ποσότητες και η διάρκεια ζωής τους είναι ικανοποιητικά μεγάλη.

## 2.3 Αισθητήρες χωρητικότητας

### 2.3.1 Πυκνωτής

Πυκνωτής ονομάζεται μια διάταξη δυο αγωγών οποιουδήποτε σχήματος, οι οποίοι είναι φορτισμένοι με αντίθετα φορτία +Q και -Q αντίστοιχα, και βρίσκονται σε ένα διηλεκτρικό μέσο, χωρίς να υπάρχουν άλλοι αγωγοί στο χώρο, σε πεπερασμένη απόσταση από τους δυο αγωγούς.

Για τη φόρτιση των αγωγών του πυκνωτή, οι οποίοι ονομάζονται οπλισμοί, συνδέεται μια πηγή συνεχούς τάσης V, η οποία μεταφέρει φορτίο από τον ένα οπλισμό στον άλλο. Αν αποσυνδέσουμε την πηγή, τα φορτία παραμένουν στους οπλισμούς και η τάση μεταξύ τους εξακολουθεί να είναι ίση με V.

Αν μεταβάλλουμε τα φορτία των οπλισμών από  $\pm Q$  σε  $\pm Q'$ , όπου  $Q'=sQ$ , όλα τα πεδιακά μεγέθη πολλαπλασιάζονται επί s, λόγω της γραμμικότητας των εξισώσεων Maxwell (όταν το διηλεκτρικό είναι επίσης γραμμικό). Συνεπώς, οι ισοδυναμικές επιφάνειες και οι πεδικές γραμμές διατηρούν τη μορφή τους και η τάση μεταξύ των οπλισμών παίρνει την τιμή  $V'=sV$ . Έτσι το πηλίκο C του φορτίου και της τάσης είναι σταθερό, δηλαδή

$$C = \frac{Q}{V} = \frac{Q'}{V'} = \text{σταθερό}, \quad (2.4)$$

ανεξάρτητο από τις τιμές αυτών των μεγεθών και εξαρτάται μόνο από τη γεωμετρία της διάταξης και την τιμή του ε. Το μέγεθος C ονομάζεται χωρητικότητα του πυκνωτή [12].

Οι πυκνωτές ποικίλουν σε σχήμα, μέγεθος και διηλεκτρικό μέσο και έχουν σημαντικές εφαρμογές στα ηλεκτρονικά, που σχετίζονται με την αποθήκευση ενέργειας, την εξομάλυνση κυματομορφών τάσης, τα φίλτρα αλλά και τους αισθητήρες.

Το απλούστερο παράδειγμα πυκνωτή είναι ο πυκνωτής δυο παράλληλων πλακών. Θεωρώντας δυο απείρων διαστάσεων παράλληλες πλάκες με ομοιόμορφη επιφανειακή πυκνότητα φορτίου  $\sigma$  σε κενό, τοποθετημένες σε απόσταση  $d$  μεταξύ τους, μπορούμε να υπολογίσουμε την ένταση του ηλεκτρικού πεδίου χρησιμοποιώντας τον ολοκληρωτικό νόμο του Gauss:

$$\oiint_S \vec{E} d\vec{S} = \frac{q_{enc}}{\epsilon_0}, \quad (2.5)$$

και διαλέγοντας μια στοιχειώδη επιφάνεια  $S$  με εμβαδόν  $A$  έχουμε ότι

$$EA = \frac{\sigma A}{\epsilon_0} \Rightarrow E = \frac{\sigma}{\epsilon_0} \quad (2.6)$$

Το ηλεκτροστατικό δυναμικό μεταξύ των πλακών δίνεται μέσω της σχέσης

$$\Delta V = - \int_+^- \vec{E} d\vec{l} = -Ed \quad (2.7)$$

Η χωρητικότητα λοιπόν του πυκνωτή των δυο πλακών με εμβαδόν επιφάνειας  $A$  στο κενό δίνεται προσεγγιστικά από τη σχέση:

$$C = \frac{Q}{|\Delta V|} = \frac{\sigma A}{Ed} = \frac{\epsilon_0 EA}{Ed} = \frac{\epsilon_0 A}{d} \quad (2.8)$$

Αντίστοιχα, αν μεταξύ των δυο πλακών μεσολαβεί διηλεκτρικό με διηλεκτρική σταθερά  $\epsilon = \epsilon_0 \epsilon_r$  η παραπάνω σχέση θα γίνει

$$C = \frac{\epsilon A}{d} \quad (2.9)$$

Εύκολα συμπεραίνουμε πως η χωρητικότητα ενός πυκνωτή δεν εξαρτάται από πεδιακά μεγέθη αλλά μόνο από τα γεωμετρικά του χαρακτηριστικά και την διηλεκτρική σταθερά του υλικού που μεσολαβεί μεταξύ των οπλισμών του. Στο πεδίο των αισθητήρων αυτό επιτρέπει τη χρήση των πυκνωτών ως αισθητήρων θέσης, εκμεταλλευόμενοι την

εξάρτηση από τη γεωμετρία και ως αισθητήρων που εκμεταλλεύονται τη μεταβολή του διηλεκτρικού μέσου.

### **2.3.2 Χωρητικοί αισθητήρες με μέτρηση της θέσης των οπλισμών**

Η εξάρτηση της χωρητικότητας ενός πυκνωτή παράλληλων πλακών από την απόσταση μεταξύ των οπλισμών του επιτρέπει τη χρήση των πυκνωτών ως αισθητήρες μέτρησης θέσης και μετατόπισης. Εάν ένα μεταλλικό ηλεκτρόδιο βρίσκεται σε κοντινή απόσταση με κάποιο άλλο αγώγιμο υλικό η μέτρηση της μεταξύ τους χωρητικότητας μας επιτρέπει τη μέτρηση της μεταξύ τους απόστασης.

Οι εφαρμογές τέτοιου είδους αισθητήρων συναντώνται σε πολλούς τομείς της βιομηχανίας για τη μέτρηση γραμμικής ή γωνιακής μετατόπισης [13], τη μέτρηση πάχους [13] αγώγιμων υλικών καθώς και για την αλληλεπίδραση του ανθρώπου με μηχανές μέσω πληκτρολογίων [15] και οθονών αφής [15] που εκμεταλλεύονται την παρασιτική χωρητικότητα που παρουσιάζει το ανθρώπινο σώμα για να εντοπίσουν τη θέση των δακτύλων του χρήστη.

### **2.3.3 Χωρητικοί αισθητήρες με μέτρηση της διηλεκτρικής σταθεράς**

Η εξάρτηση της χωρητικότητας του πυκνωτή από την διηλεκτρική σταθερά του μέσου που μεσολαβεί μεταξύ των οπλισμών του επιτρέπει τη χρήση πυκνωτών ως αισθητήρες που αντιλαμβάνονται την παρουσία μη αγώγιμων υλικών μεταξύ των οπλισμών τους διατηρώντας σταθερή τη θέση των οπλισμών.

Τέτοιου είδους αισθητήρες χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση της στάθμης δεξαμενών και ποταμών ή του πάχους του πάγου [16]. Άλλες εφαρμογές περιλαμβάνουν την παρακολούθηση βιοχημικών διεργασιών και ιατρικών μετρήσεων [17] και την παρακολούθηση της ροής ενός υγρού [18]. Μια διαδεδομένη εφαρμογή στο χώρο της βιομηχανίας είναι η ηλεκτρική χωρητική τομογραφία (ECT) με την οποία μπορούμε να παρατηρούμε την κατανομή των υλικών εντός ενός βιομηχανικού αντιδραστήρα [19]

## 2.4 Υπάρχοντα συστήματα παρακολούθησης της ενδοφλέβιας έγχυσης

Η απαραίτητη για την ασφάλεια του ασθενούς διαδικασία της παρακολούθησης της συσκευής έγχυσης υγρού είναι μια χρονοβόρα διαδικασία για το προσωπικό των νοσοκομείων αφού συνήθως χρειάζονται αρκετές ώρες για την ολοκλήρωσή της. Επιπλέον, η κρισιμότητα της διαδικασίας απαιτεί μεγάλη ακρίβεια και δεν αφήνει περιθώρια σφάλματος εξαιτίας κακής εκτίμησης ή απόσπασης της προσοχής.

Προκειμένου να εξοικονομηθεί ο χρόνος εργασίας των νοσηλευτών και να περιοριστούν τα λάθη γίνεται χρήση διαφόρων συστημάτων παρακολούθησης για τα συστήματα ενδοφλέβιας έγχυσης που λειτουργούν με τη βοήθεια της βαρύτητας. Στη συνέχεια παρουσιάζονται κάποιες λύσεις που έχουν ήδη σχεδιασθεί και κατασκευασθεί στο παρελθόν.

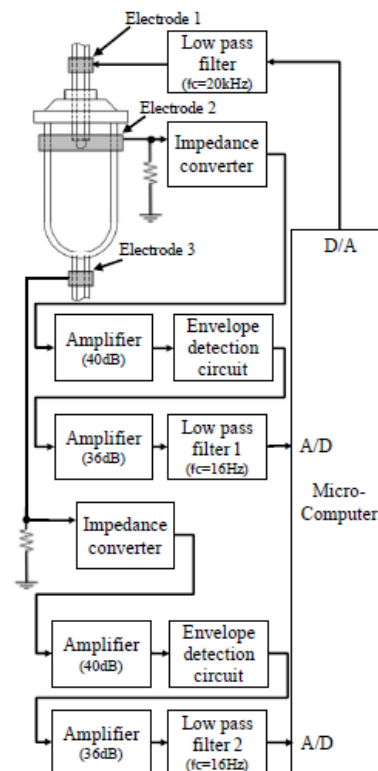
### 2.4.1 Σε ερευνητικό επίπεδο

#### Σύστημα παρακολούθησης με χρήση της ηλεκτρικής εμπέδησης

Στο 32<sup>ο</sup> ετήσιο διεθνές συνέδριο της IEEE Engineering in Medicine and Biology Society το 2010 οι Hidekuni Ogawa, Hiromichi Maki, Sosuke Tsukamoto, Yoshiharu Yonezawa, Hikaru Amano και W. Morton Caldwell παρουσίασαν μια λύση για την παρακολούθηση του συστήματος έγχυσης ορού με χρήση της ηλεκτρικής εμπέδησης του ίδιου του υγρού [20]. Χρησιμοποιούνται τρία ηλεκτρόδια από χαλκό που τυλίγονται γύρω από το σωλήνα σε διαφορετικές θέσεις όπως φαίνεται στο Σχήμα 3. Οι σταγόνες του ορού είναι ηλεκτρικά αγώγιμες με αποτέλεσμα μεταξύ κάθε ηλεκτροδίου και του υγρού να δημιουργούνται χωρητικότητες. Οι χωρητικότητες μεταξύ του ηλεκτροδίου 1 και του ορού και μεταξύ του ηλεκτροδίου 3 και του ορού είναι σταθερές όταν υπάρχει ροή ενώ η χωρητικότητα εντός του ηλεκτροδίου 2 καθορίζεται από τις σταγόνες του ορού και μεταβάλλεται διαρκώς. Ο ρυθμός με τον οποίο μεταβάλλεται η χωρητικότητα 2 εξαρτάται δηλαδή από την ταχύτητα της ροής του ορού. Στη συνέχεια με μια σειρά από όργανα μέτρησης, ενισχυτές και φίλτρα ένας μικροεπεξεργαστής μετράει την αντίσταση μεταξύ των ηλεκτροδίων 1 και 2 τα οποία μαζί με τον ορό σχηματίζουν ένα σύστημα 2 πυκνωτών σε σειρά και υπολογίζει το μήκος των σταγόνων του ορού και τον ρυθμό με τον οποίο

πέφτουν. Επιπλέον στην επικίνδυνη περίπτωση ελεύθερης ροής του ορού σχηματίζεται ένα σύστημα 3 πυκνωτών σε σειρά, αφού η συνεχής ροή του υγρού συνδέει τους 3 εσωτερικούς «οπλισμούς» των πυκνωτών.

Το σύστημα αυτό μπορεί να παρακολουθήσει με ακρίβεια την ροή του υγρού, ωστόσο έχει σχετικά μεγάλο κόστος συγκριτικά με αντίστοιχα συστήματα αφού το σύστημα λήψης και επεξεργασίας των μετρήσεων είναι αρκετά σύνθετο. Επίσης για να λειτουργήσει σωστά χρειάζεται μεγάλη προσοχή στην εγκατάσταση και ακρίβεια σχετικά με τη θέση των τριών ηλεκτροδίων γεγονός που ενδεχομένως το κάνει και περισσότερο ευαίσθητο στη μετακίνηση και στις αναταραχές. Το συγκεκριμένο σύστημα δεν υπάρχει διαθέσιμο ως τελικό προϊόν και δεν έχει δοκιμαστεί σε συνθήκες νοσοκομείου.

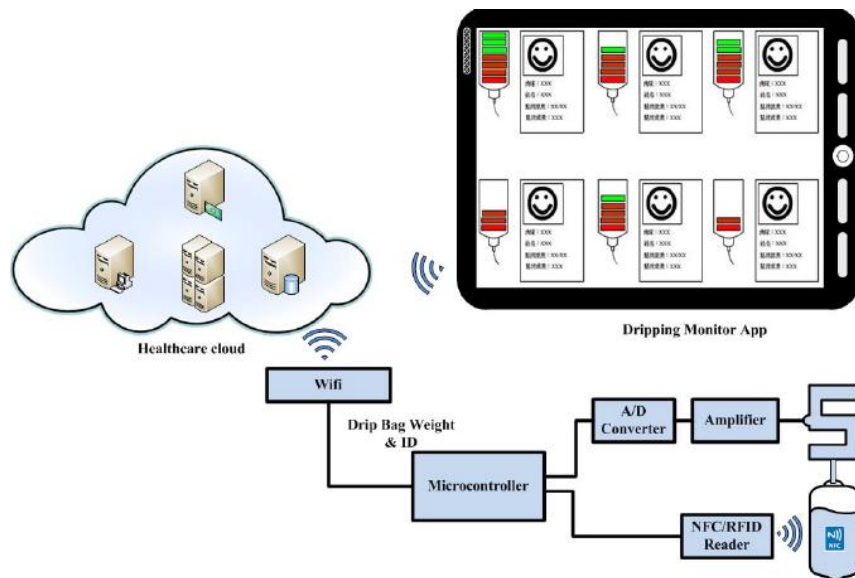


Σχήμα 3 : Το διάγραμμα του συστήματος των Hidekuni Ogawa, Hiromichi Maki, Sosuke Tsukamoto, Yoshiharu Yonezawa, Hikaru Amano και W. Morton Caldwell [20]

### Σύστημα με μέτρηση του βάρους της φιάλης

Το 2015 παρουσιάστηκε από τους Fuh-Gwo Chen, Jen-Ya Wang, Jr Shian Chen, Sheng-Chung και Kuo-Yi Chen ένα δίκτυο παρακολούθησης που χρησιμοποιεί το βάρος της φιάλης του ορού για να υπολογίσει την ταχύτητα της ροής [21]. Η φιάλη του ορού τοποθετείται πάνω σε μια ψηφιακή ζυγαριά η οποία αποτελείται από αισθητήρες τύπου load cells. Οι μετρήσεις στην έξοδο των load cells ενισχύονται και μεταδίδονται σε έναν

μικροελεγκτή με χρήση εκπομπών και δεκτών RF και στη συνέχεια ο μικροελεγκτής μέσω Wi-Fi μεταδίδει τις ενδείξεις σε μια εφαρμογή στο tablet των νοσηλευτών και στο cloud. Οι μεταβολές στις ενδείξεις της ζυγαριάς χρησιμοποιούνται για να υπολογιστεί ο ρυθμός της ροής και να εντοπιστούν εγκαίρως μη κανονικά συμβάντα. Σε περίπτωση εντοπισμού μη κανονικού συμβάντος ενεργοποιείται ένα σήμα συναγερμού που ειδοποιεί το νοσηλευτικό προσωπικό ώστε να επέμβει.



Σχήμα 4 : Το σύστημα των Fuh-Gwo Chen, Jen-Ya Wang, Jr Shian Chen, Sheng-Chung και Kuo-Yi Chen [21]

## 2.4.2 Στο εμπόριο

### Συστήματα Fluid Intravenous Alert (FIVA) Monitor με χρήση υπέρυθρης ακτινοβολίας:

Ένα από τα συστήματα που χρησιμοποιούνται με σκοπό να παρακολουθεί και να ενημερώνει το χρήστη σε περίπτωση που χρειάζεται αλλαγή φιάλης ορού είναι η συσκευή FIVA [22]. Η συγκεκριμένη συσκευή χρησιμοποιεί έναν εκπομπό υπέρυθρης ακτινοβολίας και δέκτες-αισθητήρες με σκοπό να γίνονται αντιληπτές οι αλλαγές στην διάθλαση της υπέρυθρης ακτινοβολίας καθώς διέρχεται από τον αέρα το υλικό του σωλήνα και το υγρό. Η αλλαγή στο δέκτη μεταφράζεται σε διακοπή της ροής και ενεργοποιεί ηχητικό και οπτικό συναγερμό. Επιπλέον, πιέζει το σωλήνα έτσι ώστε να διακοπεί η ροή και να αποφευχθεί η εμβολή αέρα.

Το σύστημα FIVA αποτελεί εμπορικό προϊόν και έχει χρησιμοποιηθεί σε νοσοκομεία της Ευρώπης και του Καναδά. Λειτουργεί ικανοποιητικά στις περισσότερες περιπτώσεις. Το κυριότερο μειονέκτημα είναι ορισμένα ψευδή σήματα συναγερμού που οφείλονται

συνήθως σε φυσαλίδες αέρα που δημιουργούνται στο θάλαμο του υγρού εξαιτίας αναταραχών και κίνησης του σωλήνα. Επιπλέον χρειάζεται το νοσηλευτικό προσωπικό να ελέγχει το επίπεδο της μπαταρίας και να αντιδρά άμεσα σε περίπτωση ένδειξης χαμηλής μπαταρίας. Τέλος υπάρχει και το ενδεχόμενο σφαλμάτων λόγω λανθασμένων χειρισμών στην εγκατάσταση της συσκευής.



Σχήμα 5 : Η συσκευή FIVA [22]





## 3 Πειραματικό μέρος

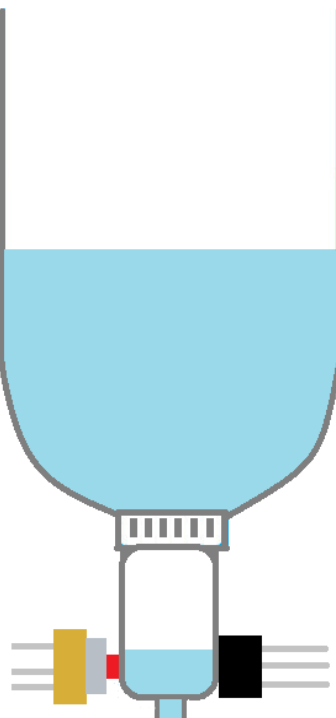
Στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας προτείνεται μια λύση για την παρακολούθηση του συστήματος έγχυσης φυσιολογικού ορού με τη χρήση δυο διαφορετικών υποσυστημάτων παρακολούθησης που ελέγχονται από τον ίδιο μικροελεγκτή, ο οποίος ενεργοποιεί ηχητικά σήματα συναγερμού για να ειδοποιήσει το νοσηλευτικό προσωπικό και ταυτόχρονα μεταδίδει τη λαμβανόμενη πληροφορία μέσω πομπών RF σε έναν απομακρυσμένο σταθμό παρακολούθησης. Το πρώτο υποσύστημα αποτελείται από έναν εκπομπό laser και ένα φωτοτρανζίστορ, ενώ το δεύτερο υποσύστημα είναι ένας αισθητήρας χωρητικότητας .

### 3.1 Αισθητήρας φωτός - Laser diode - Phototransistor

Κατά την ορθή λειτουργία του συστήματος έγχυσης ορού στο μικρό δοχείο-θάλαμο που προηγείται του σωλήνα και χρησιμεύει για τη σύνδεσή του με το δοχείο που περιέχει το υγρό, συσσωρεύεται υγρό. Πριν από την έναρξη της διαδικασίας έγχυσης, ο νοσηλευτής καθώς συναρμολογεί το σύστημα πρέπει να φροντίσει ώστε ο θάλαμος να πληρούται με υγρό μέχρι κάποιο συγκεκριμένο ύψος το οποίο υποδεικνύεται από μια διακριτική γραμμή στο πλαστικό περίβλημα του θαλάμου. Στη συνέχεια και εφόσον η ροή του υγρού είναι η επιθυμητή ο θάλαμος θα συνεχίσει να πληρούται με υγρό καθ' όλη τη διάρκεια της θεραπείας.

Αν ο θάλαμος αδειάσει, αυτό συνεπάγεται αυτομάτως κάποιο μη κανονικό συμβάν. Είτε την ελεύθερη ροή του υγρού, κατάσταση πολύ επικίνδυνη για τον ασθενή όπως έχει ήδη αναφερθεί, αφού μπορεί να οδηγήσει σε shock και υπερφόρτωση της κυκλοφορίας, είτε την εξάντληση του υγρού εντός του δοχείου που ενδέχεται να δημιουργήσει τον κίνδυνο της εμβολής αέρα.

Το υποσύστημα που προτείνεται στην παρούσα εργασία αποτελείται από έναν εκπομπό laser (laser diode) που τοποθετείται πλησίον του θαλάμου. Το φως του laser ταξιδεύει εντός του θαλάμου, στην απέναντι πλευρά του οποίου βρίσκεται τοποθετημένος ένας δέκτης – φωτοτρανζίστορ, όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα:



Σχήμα 6 : Σχεδιάγραμμα του πρώτου υποσυστήματος

Για να φτάσει το φως του laser στο φωτοτρανζίστορ μεσολαβεί η διάθλασή του στα τοιχώματα και στο εσωτερικό του θαλάμου, πολλαπλές ανακλάσεις στα εσωτερικά τοιχώματα του θαλάμου και στη διαχωριστική επιφάνεια υγρού και αέρα και εξασθένιση λόγω της σκέδασης και της απορρόφησης από τον ορό εφόσον ο θάλαμος πληρούται από υγρό. Αυτό συνεπάγεται πως η τιμή μέτρησης που θα διαβαστεί από έναν μικροελεγκτή από το φωτοτρανζίστορ-δέκτη θα εξαρτηθεί από το αν το εσωτερικό του θαλάμου περιέχει ή όχι υγρό.

### 3.1.1 Κατασκευή του αισθητήρα

Κατασκευάστηκε ένας αισθητήρας ο οποίος αποτελείται από έναν εκπομπό laser και ένα φωτοτρανζίστορ με ακροδέκτες για την τροφοδοσία και τη σύνδεση σε κάποιο μικροελεγκτή, και ένα πλαστικό περίβλημα που χρησιμεύει για μηχανική στήριξη. Ο αισθητήρας πρέπει να τοποθετηθεί στο κάτω μέρος του θαλάμου, μετά το σύστημα ρύθμισης ενδοφλέβιας έγχυσης από το νοσηλευτικό προσωπικό με το θάλαμο γεμάτο με υγρό. Για το σκοπό αυτό ήταν απαραίτητη η δημιουργία μιας βάσης διαμορφωμένης

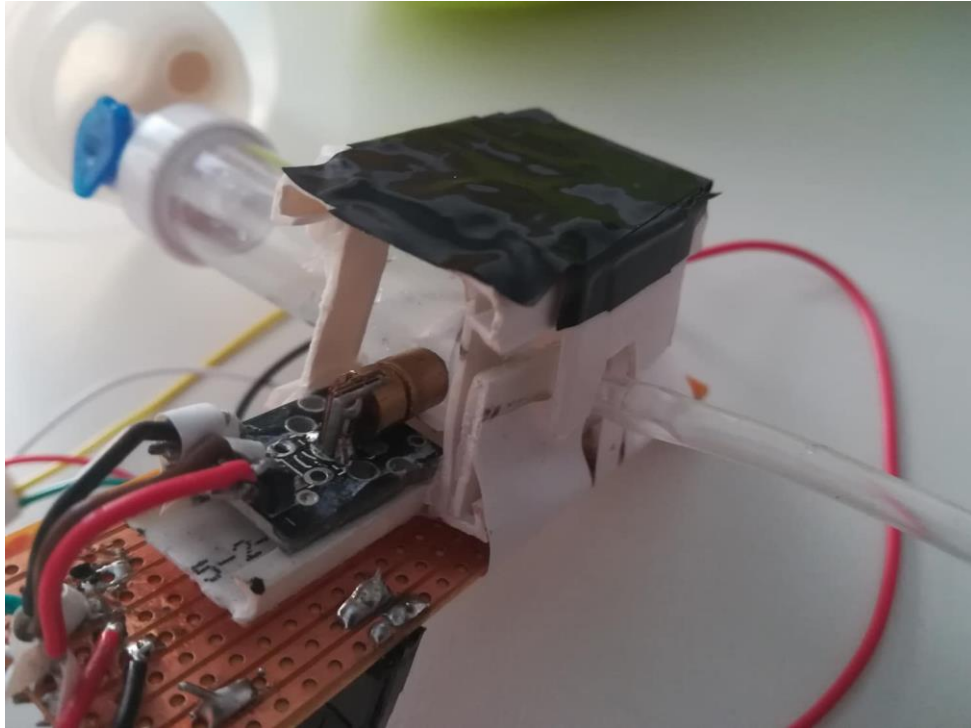
κατάλληλα ώστε να μπορεί να τοποθετηθεί ο αισθητήρας γύρω από το θάλαμο. Η διαδικασία κατασκευής αυτής της βάσης ήταν η εξής:

- Ένα μικρό πλαστικό τμήμα χρησιμοποιήθηκε ως βάση για την τοποθέτηση του εκπομπού laser και του φωτοτρανζίστορ, τα οποία κολλήθηκαν το ένα απέναντι από το άλλο σε απόσταση 2cm, έτσι ώστε να υπάρχει επαρκής χώρος μεταξύ τους για την τοποθέτηση του θαλάμου συσσώρευσης του υγρού.
- Δυο πλαστικά τμήματα τοποθετήθηκαν εκατέρωθεν της πλαστικής βάσης και κατάλληλες οπές δημιουργήθηκαν για να τοποθετείται εντός αυτών ο θάλαμος. Η μια οπή έχει μέγεθος 5mm έτσι ώστε να εισέρχεται από αυτή η αρχή του πλαστικού σωλήνα ενώ η δεύτερη οπή έχει μέγεθος 2cm έτσι ώστε να υπάρχει χώρος για τον θάλαμο συσσώρευσης του υγρού.
- Μια διάτρητη πλακέτα χαλκού χρησιμοποιήθηκε ώστε να κολληθούν τα κατάλληλα καλώδια που θα χρησιμεύσουν σαν ακροδέκτες σύνδεσης του αισθητήρα με τον μικροελεγκτή. Η πλαστική βάση κολλήθηκε πάνω στην διάτρητη πλακέτα.
- Ένα κάλυμμα κατασκευάστηκε από πλαστικό έτσι ώστε να εφαρμόζει στην υπόλοιπη κατασκευή και να εξασφαλίζει πως ο αισθητήρας θα παραμένει στη σωστή θέση.

Το κόστος κατασκευής του αισθητήρα είναι πολύ μικρό. Ο εκπομπός κόκκινου laser και το φωτοτρανζίστορ που χρησιμοποιήθηκαν κοστίζουν συνολικά 1€ ενώ το κόστος του πλαστικού των καλωδίων και της διάτρητης πλακέτας συνολικά δεν ξεπερνά το 1€. Το συνολικό κόστος κατασκευής του αισθητήρα δεν ξεπέρασε τα 2€.



Σχήμα 7 : Άνω όψη του πρώτου υποσυστήματος

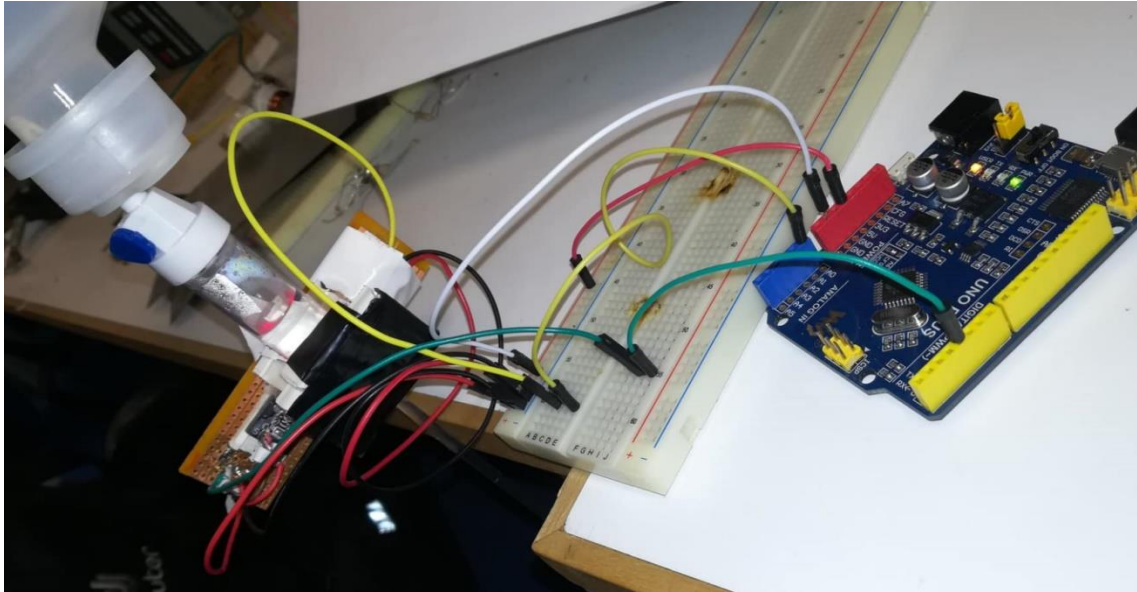


Σχήμα 8 : Το σύστημα τοποθετημένο μαζί με το κάλυμμα

### 3.1.2 Δοκιμή παρακολούθησης με το υποσύστημα αισθητήρα φωτός-laser

Μετά την κατασκευή του αισθητήριου υποσυστήματος ελέγχθηκε στο εργαστήριο η λειτουργία του με μια σειρά από δοκιμές. Για τις δοκιμές χρησιμοποιήθηκαν μια συσκευή χορήγησης υγρού γεμάτη με φυσιολογικό ορό, ένα Arduino Uno και ένας ηλεκτρονικός υπολογιστής. Η διαδικασία των δοκιμών ήταν η ακόλουθη:

- Η συσκευή έγχυσης εγκαταστάθηκε και ακολουθήθηκε η προβλεπόμενη διαδικασία για την έναρξη της λειτουργίας, όπως ακολουθείται από το νοσηλευτικό προσωπικό. Η διαδικασία περιλαμβάνει την έκταση του σωλήνα, την πλήρωση του θαλάμου συσσώρευσης με υγρό και τη ρύθμιση της σταγονομετρικής ροής από το ρυθμιστή ακρίβειας.
- Ο αισθητήρας τοποθετήθηκε γύρω από τον γεμάτο με υγρό θάλαμο.
- Ο αισθητήρας συνδέθηκε στο Arduino, το οποίο προγραμματίστηκε έτσι ώστε ο εκπομπός laser να εκπέμπει διαρκώς, ενώ ο δέκτης να λαμβάνει μετρήσεις κάθε 500ms.
- Ο μικροελεγκτής συνδέθηκε σε έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή σειριακά προκειμένου να παρακολουθούνται οι μετρήσεις.



Σχήμα 9 : Η πειραματική διάταξη για το πρώτο υποσύστημα

### 3.1.3 Κώδικας δοκιμής του αισθητήρα φωτός-laser

Ο κώδικας με τον οποίο προγραμματίστηκε ο μικροελεγκτής παρατίθεται παρακάτω. Προηγείται η δήλωση των μεταβλητών `milli_time` που αντιστοιχεί στο χρόνο σε `milliseconds` και `value` η οποία αντιστοιχεί στη μέτρηση που δίνει στην έξοδό του ο αισθητήρας. Προσδιορίζονται επίσης οι ακροδέκτες στους οποίους συνδέονται η είσοδος του laser και η έξοδος του φωτοτρανζίστορ. Το laser συνδέεται στον ψηφιακό ακροδέκτη 4, ενώ το φωτοτρανζίστορ στον αναλογικό ακροδέκτη A7.

```
unsigned long int milli_time;
```

```
int laserPin = 4;
```

```
#define recPin A7
```

```
int value;
```

Εντός της συνάρτησης `setup()` η οποία εκτελείται μια φορά, εγκαθίσταται η σειριακή επικοινωνία του μικροελεγκτή με τον υπολογιστή για την καταγραφή των μετρήσεων και ορίζεται η λειτουργία του ψηφιακού ακροδέκτη ως ακροδέκτη εξόδου στον οποίο δίνεται σταθερή έξοδος `HIGH`, που ισοδυναμεί με 5V.

```
void setup() {
```

```
  Serial.begin(9600);
```

```
  pinMode(laserPin,OUTPUT);
```

```
  digitalWrite(laserPin, HIGH);
```

```
  Serial.println("LABEL,Computer Time,Time (Milli Sec. ),Value");
```

```
}
```

Η συνάρτηση `loop()` εκτελείται ατέρμονα για το υπόλοιπο της λειτουργίας του Arduino. Η μεταβλητή `milli_time` παίρνει τιμή καλώντας την συνάρτηση `millis()` του Arduino η οποία επιστρέφει τον αριθμό των `milliseconds` που έχουν περάσει από τη στιγμή που το Arduino ξεκίνησε να εκτελεί το πρόγραμμα. Στη συνέχεια διαβάζεται η τιμή που λαμβάνει ο ακροδέκτης εισόδου, η οποία αποθηκεύεται στη μεταβλητή `value`. Τέλος τυπώνονται στην έξοδο οι τιμές των μεταβλητών `milli_time` και `value` και εισάγεται καθυστέρηση μισού δευτερολέπτου.

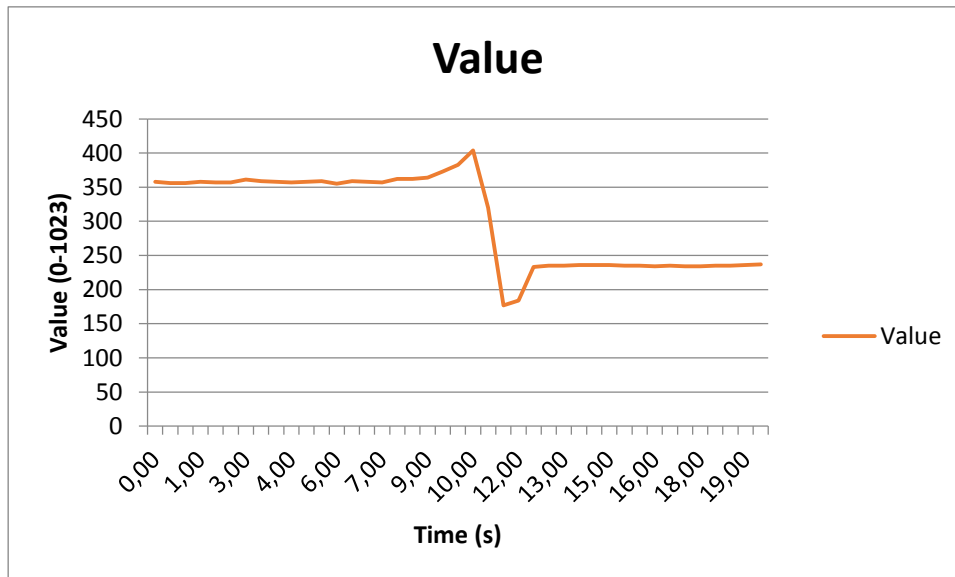
```
void loop() {  
  milli_time = millis();  
  value = analogRead(recPin);  
  Serial.print("DATA,TIME,");  
  Serial.print(milli_time);  
  Serial.print(",");  
  Serial.println(value);  
  delay(500);  
}
```

### 3.1.4 Αποτελέσματα πειραμάτων – Παρατηρήσεις

Σε αυτή την υποενότητα παρατίθενται τα αποτελέσματα σε δυο διαφορετικά πειράματα για την μελέτη της λειτουργίας του αισθητήρα φωτός που κατασκευάστηκε με σκοπό να προκύψουν χρήσιμα συμπεράσματα για την αξιοποίησή του στη σχεδίαση και την ανάπτυξη του συνολικού συστήματος.

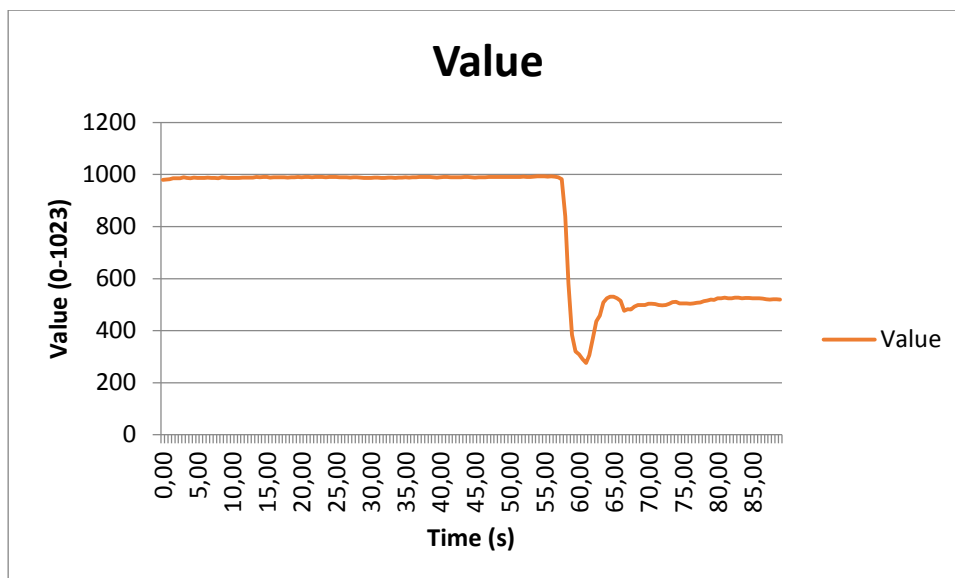
Στο πρώτο πείραμα δοκιμάστηκε το υποσύστημα σε συνθήκες γρήγορης ροής. Στο παρακάτω διάγραμμα φαίνονται με την πορτοκαλί γραμμή οι μετρήσεις σε ένα χρονικό διάστημα 20 δευτερολέπτων. Το συγκεκριμένο χρονικό διάστημα λειτουργίας επιλέχθηκε για να φανεί η διαφορά στις μετρήσεις που λαμβάνονται από τον αισθητήρα σε περίπτωση κανονικής ροής και στην περίπτωση που ο θάλαμος πάψει να πληρούται από υγρό, γεγονός που μεταφράζεται στην εξάντληση του υγρού από το δοχείο. Αρχικά καθώς ο θάλαμος πληρούται από υγρό ο αισθητήρας μετράει τιμή σταθερά άνω του 350. Περίπου 10 δευτερόλεπτα αργότερα το υγρό στο δοχείο έχει τελειώσει και ο θάλαμος

αρχίζει να αδειάζει. Καθώς στο σωλήνα αρχίζει να εισέρχεται αέρας δημιουργούνται φυσαλίδες αέρα στην άνω στάθμη του υγρού, η οποία ταυτόχρονα μετακινείται προς τα κάτω. Γι' αυτό το λόγο στο διάστημα από τα 10 έως τα 12 δευτερόλεπτα η καμπύλη μεταβάλλεται απότομα, με μια μικρή αρχική άνοδο να ακολουθείται από μια απότομη πτώση. Η μέτρηση μετά τα 12 δευτερόλεπτα σταθεροποιείται και πάλι λίγο κάτω από το 250 καθώς πλέον ο θάλαμος περιέχει μόνο αέρα.



Σχήμα 10: Αποτέλεσμα μέτρησης με γρήγορο ρυθμό ροής

Στο δεύτερο πείραμα ακολουθήθηκε η ίδια διαδικασία με τη μόνη διαφορά να έγκειται στο ρυθμό της ροής του υγρού, ο οποίος αυτή τη φορά μειώθηκε. Για το λόγο αυτό στο παρακάτω διάγραμμα φαίνονται οι μετρήσεις σε ένα χρονικό διάστημα 90 δευτερολέπτων. Αρχικά καθώς ο θάλαμος πληρούται με υγρό οι τιμές που λαμβάνει ο μικροελεγκτής βρίσκονται πολύ κοντά στην τιμή 1000. Περίπου 50 δευτερόλεπτα αργότερα το δοχείο του υγρού έχει αδειάσει και η στάθμη του υγρού εντός του θαλάμου αρχίζει να μειώνεται. Η μέτρηση μειώνεται απότομα και μετά τα 60 δευτερόλεπτα αρχίζει να σταθεροποιείται γύρω από την τιμή 500 όταν ο θάλαμος είναι πλέον άδειος.



Σχήμα 11 : Αποτελέσματα δεύτερου πειράματος με μειωμένο ρυθμό

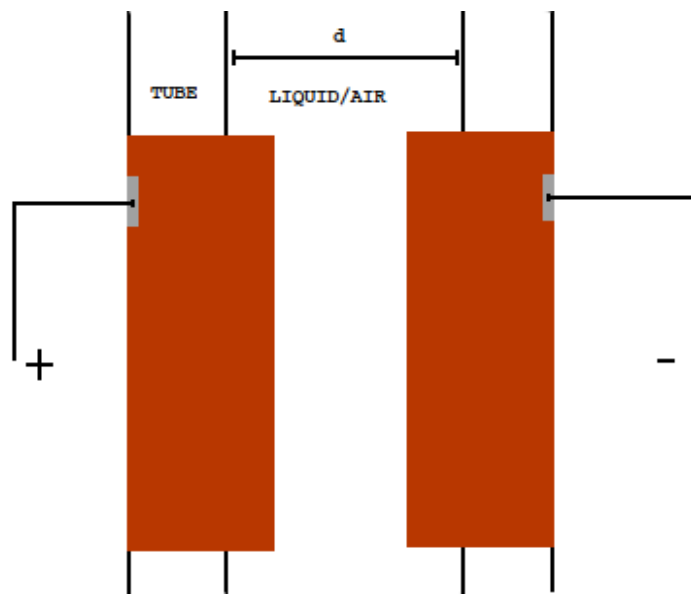
Παρατηρήθηκε, λοιπόν μετά τα πειράματα πως η συμπεριφορά του αισθητήρα είναι παρόμοια σε κάθε περίπτωση. Η μέτρηση που λαμβάνεται όταν ο θάλαμος πληρούται με υγρό είναι μεγαλύτερη της αντίστοιχης, όταν ο θάλαμος περιέχει μόνο αέρα. Η ακριβής τιμή ωστόσο της μέτρησης ποικίλει σε κάθε πείραμα. Η τιμή αυτή εξαρτάται από πολλούς παράγοντες, όπως η ακριβής θέση του αισθητήρα και η στάθμη του υγρού κατά την έναρξη της ροής. Επιπλέον το γεγονός ότι η μέτρηση είναι μεγαλύτερη όταν ο θάλαμος πληρούται με υγρό είναι μάλλον τυχαίο και οφείλεται στην γωνία της σύζευξης μεταξύ του εκπομπού και του ανιχνευτή φωτός. Ένας αισθητήρας με παρόμοια λειτουργία στον οποίο η σχετική θέση laser και φωτοτρανζίστορ θα ήταν ελάχιστα διαφορετική ενδεχομένως να μετρούσε μεγαλύτερη τιμή όταν ο θάλαμος πληρούται με αέρα. Το βέβαιο ωστόσο είναι πως η μέτρηση διαφέρει στις δυο αυτές καταστάσεις.

### 3.2 Αισθητήρας χωρητικότητας

Το δεύτερο υποσύστημα που σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε είναι ένας αισθητήρας χωρητικότητας. Όπως είναι προφανές κατά την ορθή λειτουργία της συσκευής έγχυσης ο πλαστικός σωλήνας περιέχει υγρό και συγκεκριμένα κάποιο υδατικό διάλυμα ενώ σε περίπτωση που το υγρό του δοχείου τελειώσει ο σωλήνας πληρούται με αέρα.



Στα πλαίσια της παρούσας εργασίας σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε ένας πυκνωτής δυο παράλληλων πλακών χαλκού ο οποίος τοποθετείται γύρω από το σωλήνα της συσκευής έγχυσης και ένα κύκλωμα το οποίο μετρά την χωρητικότητά του. Η χωρητικότητα του πυκνωτή εξαρτάται ως γνωστόν από την απόσταση μεταξύ των οπλισμών του, το εμβαδόν των οπλισμών και το διηλεκτρικό που παρεμβάλλεται μεταξύ τους. Οι δυο πρώτες παράμετροι, δηλαδή η απόσταση και το εμβαδόν επιλέχθηκαν κατά την κατασκευή και παραμένουν σταθερές. Όταν ο πυκνωτής τοποθετείται γύρω από το σωλήνα, στο εσωτερικό του βρίσκονται 2 διηλεκτρικά: Ένας κυλινδρικός δακτύλιος πλαστικού και ένας κύλινδρος εσωτερικά του σωλήνα. Συνεπώς, η διηλεκτρική σταθερά του εξωτερικού κυλινδρικού δακτυλίου παραμένει αμετάβλητη, ενώ καθώς ο εσωτερικός κύλινδρος μπορεί να περιέχει αέρα ή υδατικό διάλυμα η διηλεκτρική σταθερά του μεταβάλλεται σημαντικά, αλλάζοντας έτσι και την χωρητικότητα του πυκνωτή.



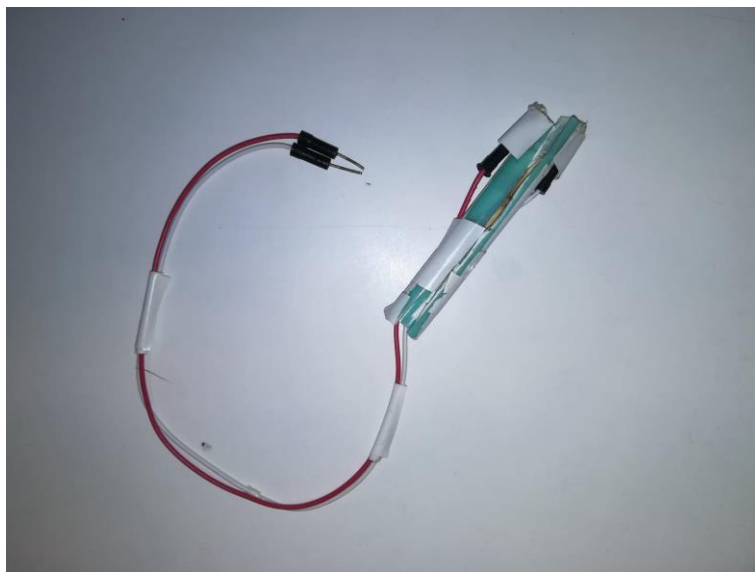
Σχήμα 12 : Σχεδιάγραμμα του δεύτερου υποσυστήματος

### 3.2.1 Κατασκευή του αισθητήρα

Κατασκευάστηκε ένας φορητός πυκνωτής εύχρηστος, ελαφρύς και εύκολος στην τοποθέτηση και τη μεταφορά, που αποτελείται από ένα πλαστικό περίβλημα που περιέχει τους οπλισμούς και καλώδια που χρησιμεύουν για τη σύνδεση του με τον μικροελεγκτή. Για την κατασκευή του πυκνωτή:

- Κατασκευάστηκαν οι δυο οπλισμοί με την τεχνική της θερμικής εξάχνωσης του χαλκού υπό συνθήκες κενού [23]. Η εναπόθεση του χαλκού έγινε πάνω σε δυο ορθογώνια κομμάτια χαρτιού. Επιλέχθηκε σαν υλικό το χαρτί για δυο λόγους: Πρώτον είναι πάρα πολύ φθινό, και δεύτερον είναι εύκολο να πάρει το επιθυμητό σχήμα έτσι ώστε να τυλιχθεί γύρω από το σωλήνα. Αρχικά σχεδιάστηκαν οι μάσκες για την εξάχνωση. Έπειτα το χαρτί με τις μάσκες τοποθετήθηκε στον ειδικό θάλαμο εντός του οποίου δημιουργήθηκαν συνθήκες υψηλού κενού. Ένα κομμάτι χαλκού είχε τοποθετηθεί πάνω σε ένα πυρίμαχο σκεύος και με την διέλευση του υψηλής έντασης ρεύματος υγροποιήθηκε και κατόπιν εξαχνώθηκε με αποτέλεσμα μέρος του να εναποτεθεί στην επιφάνεια του χαρτιού που δεν καλυπτόταν από τη μάσκα.
- Στη συνέχεια προστέθηκαν σε κάθε ορθογωνικό οπλισμό χαλκού ακροδέκτες με τη χρήση αγωγίμης κόλλας με βάση τον άργυρο (silver paste) προκειμένου να μπορεί ο πυκνωτής να συνδέεται με το κύκλωμα μέτρησης .
- Τέλος τα δυο κομμάτια χαρτιού με τους οπλισμούς του πυκνωτή κολλήθηκαν σε πλαστικούς ημικυλινδρικούς δακτυλίους που χρησιμεύουν στη μηχανική στήριξη και την προστασία των οπλισμών.

Το κόστος κατασκευής του πυκνωτή ήταν ελάχιστο. Τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν ήταν μερικά κομμάτια χαρτιού, λιγότερο από ένα γραμμάριο χαλκού, ελάχιστη ποσότητα αγωγίμης κόλλας και ένα μικρό κομμάτι πλαστικού κυλινδρικού δακτυλίου.



Σχήμα 13 : Ο χωρητικός αισθητήρας του δεύτερου υποσυστήματος

### 3.2.2 Μέθοδος μέτρησης της χωρητικότητας

Για τη μέτρηση της χωρητικότητας του πυκνωτή που κατασκευάστηκε, σχεδιάστηκε ένα μετρητικό κύκλωμα χωρητικότητας με βασική αρχή λειτουργίας τη διαίρεση τάσης μεταξύ του υπό μέτρηση πυκνωτή και ενός σταθερού πυκνωτή αναφοράς, σε σειρά. Αρχικά και οι δυο πυκνωτές είναι αφόρτιστοι και στα άκρα τους η διαφορά δυναμικού είναι μηδενική. Στη συνέχεια εφαρμόζεται τάση 5V στα άκρα των δυο εν σειρά πυκνωτών, μεταξύ του σημείου A2 και της γείωσης για χρόνο λίγων νανοδευτερολέπτων, η οποία δημιουργεί ένα ρεύμα που διαρρέει τους αφόρτιστους πυκνωτές. Η τάση στο σημείο A0 μεταξύ των δυο πυκνωτών θα έχει τιμή μεταξύ 0 και 5V, τιμή που θα εξαρτηθεί από την αναλογία των χωρητικοτήτων των δυο πυκνωτών. Η τιμή της διαφοράς δυναμικού μεταξύ του σημείου A0 και της γείωσης θα είναι δηλαδή:

$$V_{A0} = V_{A2} \frac{C_{test}}{C_{test} + C_{ref}}, \quad (3.1)$$

όπου,  $V_{A0}$  είναι η διαφορά δυναμικού μεταξύ του σημείου A0 και της γείωσης,  $V_{A2}$  είναι η διαφορά δυναμικού που εφαρμόζεται μεταξύ του σημείου A2 και της γείωσης,  $C_{test}$  είναι ο υπό μέτρηση αισθητήρας και  $C_{ref}$  ο αισθητήρας αναφοράς. Εκφράζοντας την παραπάνω σχέση ως προς  $C_{test}$  προκύπτει ότι:

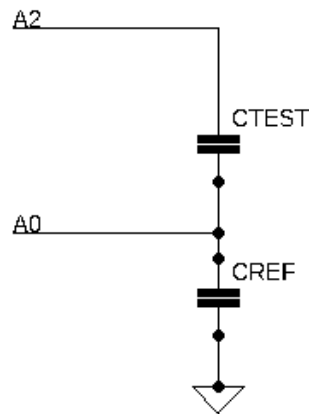
$$C_{test} = \frac{C_{ref} \times V_{A0}}{V_{A2} - V_{A0}} \quad (3.2)$$

Δηλαδή, αφού τα  $C_{ref}$  και  $V_{A2}$  είναι γνωστά, ο προσδιορισμός της άγνωστης χωρητικότητας μπορεί να γίνει με τη μέτρηση της τιμής της διαφοράς δυναμικού  $V_{A2}$ . Αφού μετρηθεί η  $V_{A0}$ , η τάση  $V_{A2}$  λαμβάνει και πάλι μηδενική τιμή και οι δυο πυκνωτές εκφορτίζονται.

Η απόσταση μεταξύ των δυο οπλισμών του πυκνωτή είναι περίπου  $d = 3 \times 10^{-3}m$  και το εμβαδόν των ορθογωνικών οπλισμών είναι  $A = 0.5 \times 10^{-2}m \times 3 \times 10^{-2}m = 1.5 \times 10^{-4}m^2$ . Επομένως, η χωρητικότητα του πυκνωτή όταν στο εσωτερικό του υπάρχει κενό είναι:

$$C = \frac{\epsilon_0 \times A}{d} \approx \frac{8.854187 \times 10^{-12} F \cdot m^{-1} \times 1.5 \times 10^{-4} m^2}{3 \times 10^{-3} m} \approx 0.44270935 pF$$

Η χωρητικότητα συνεπώς είναι πολύ μικρή όταν στο εσωτερικό υπάρχει κενό. Όταν ο πυκνωτής πληρούται με πλαστικό και αέρα ή πλαστικό και υδατικό διάλυμα η χωρητικότητα θα είναι μεγαλύτερη, ωστόσο και σε αυτή την περίπτωση η τάξη μεγέθους της χωρητικότητας θα είναι η ίδια, δηλαδή αυτή των λίγων picoFarad. Με βάση αυτή την παρατήρηση επιλέχθηκε ως πυκνωτής αναφοράς ένας πυκνωτής αντίστοιχης τάξης μεγέθους χωρητικότητας και συγκεκριμένα ένας πυκνωτής με χωρητικότητα  $C_{ref} = 33 \text{ pF}$ .



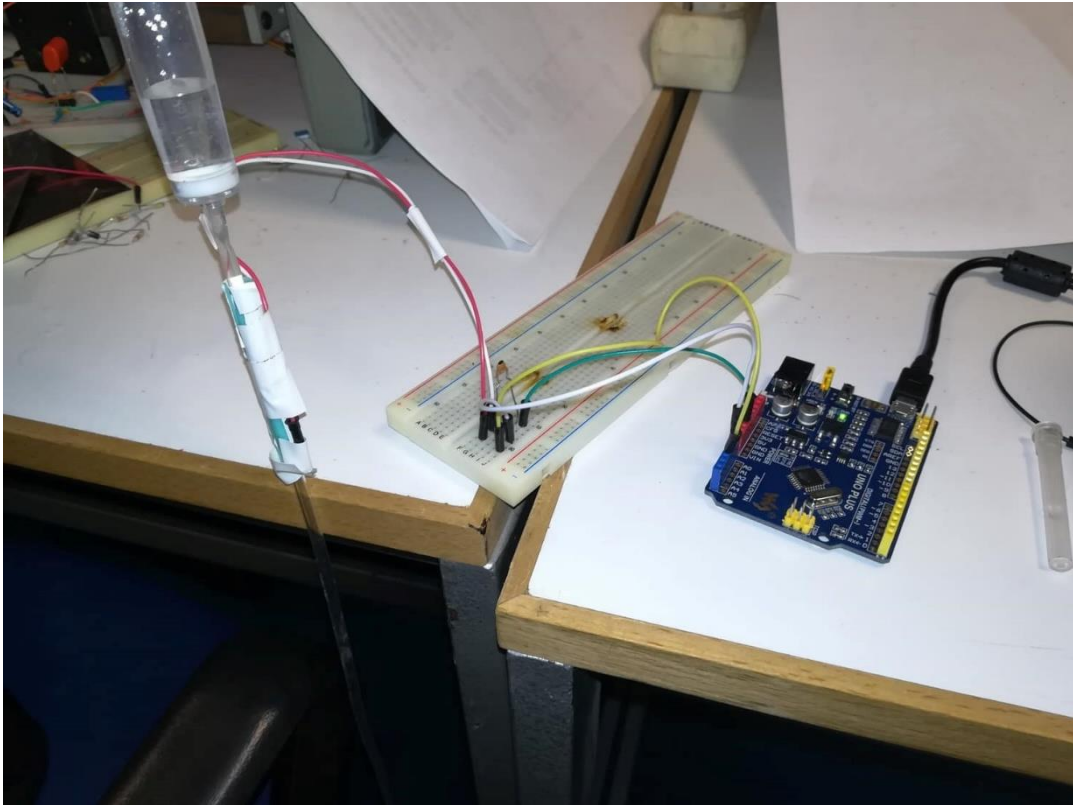
Σχήμα 14: Το κύκλωμα μέτρησης της χωρητικότητας

### 3.2.3 Δοκιμή του αισθητήρα χωρητικότητας

Μετά την κατασκευή του συστήματος πυκνωτή και μετρητικού κυκλώματος, η λειτουργία του αισθητήρα χωρητικότητας δοκιμάστηκε στο εργαστήριο με τη χρήση μιας συσκευής χορήγησης υγρού γεμάτης με φυσιολογικό ορό, ενός Arduino Uno και ενός ηλεκτρονικού υπολογιστή. Η διαδικασία που ακολουθήθηκε ήταν η εξής:

- Εγκατάσταση της συσκευής χορήγησης και προετοιμασία για την έναρξη της λειτουργίας της. Η προετοιμασία περιλαμβάνει την έκταση του σωλήνα, την πλήρωση του θαλάμου συσσώρευσης με υγρό μέχρι το σημείο της διακριτικής γραμμής και τη ρύθμιση της σταγονομετρικής ροής από το ρυθμιστή ακρίβειας.
- Τοποθέτηση του αισθητήρα χωρητικότητας γύρω από τον πλαστικό σωλήνα.
- Εγκατάσταση του μετρητικού κυκλώματος και σύνδεσή του με το Arduino.
- Προγραμματισμός του Arduino ώστε να τροφοδοτεί τον ακροδέκτη A2 του κυκλώματος μέτρησης με παλμούς των 5V και να λαμβάνει μέτρηση της τάσης στον ακροδέκτη A0 κάθε 500ms.

- Εγκατάσταση σειριακής επικοινωνίας μεταξύ του Arduino και του υπολογιστή, έτσι ώστε να καταγραφούν οι μετρήσεις.



Σχήμα 15: Η πειραματική διάταξη για τη δοκιμή του δεύτερου υποσυστήματος

### 3.2.4 Κώδικας πειράματος αισθητήρα χωρητικότητας

Ο κώδικας με τον οποίο προγραμματίστηκε ο μικροελεγκτής παρατίθεται παρακάτω. Αρχικά προσδιορίζονται οι ακροδέκτες στους οποίους συνδέονται η είσοδος του και η έξοδος του αισθητήρα χωρητικότητας. Στον ακροδέκτη A2 συνδέεται το ένα άκρο του υπό μέτρηση πυκνωτή και στον ακροδέκτη A0 συνδέεται το κοινό σημείο μεταξύ των δυο πυκνωτών στο οποίο λαμβάνονται οι μετρήσεις. Εν συνεχεία δηλώνονται οι μεταβλητές `milli_time` και `value` που θα χρησιμεύσουν για την αποθήκευση των τιμών του χρόνου σε `milliseconds` και της λαμβανόμενης τιμής αντίστοιχα.

```
const int OUT_PIN = 2;  
const int IN_PIN = A0;  
unsigned long int milli_time;  
int value;
```

Έπειτα εντός της συνάρτησης `setup()` αρχικοποιείται ο ακροδέκτης A2 ως ακροδέκτης εξόδου, εκτυπώνονται ορισμένες ετικέτες που χρησιμεύουν στην καταγραφή των μετρήσεων από τον ηλεκτρονικό υπολογιστή και ξεκινά η σειριακή επικοινωνία του Arduino με τον ηλεκτρονικό υπολογιστή.

```
void setup()
{
  pinMode(OUT_PIN, OUTPUT);
  Serial.println("LABEL,Computer Time,Time (Milli Sec. ),Value");
  Serial.begin(9600);
}
```

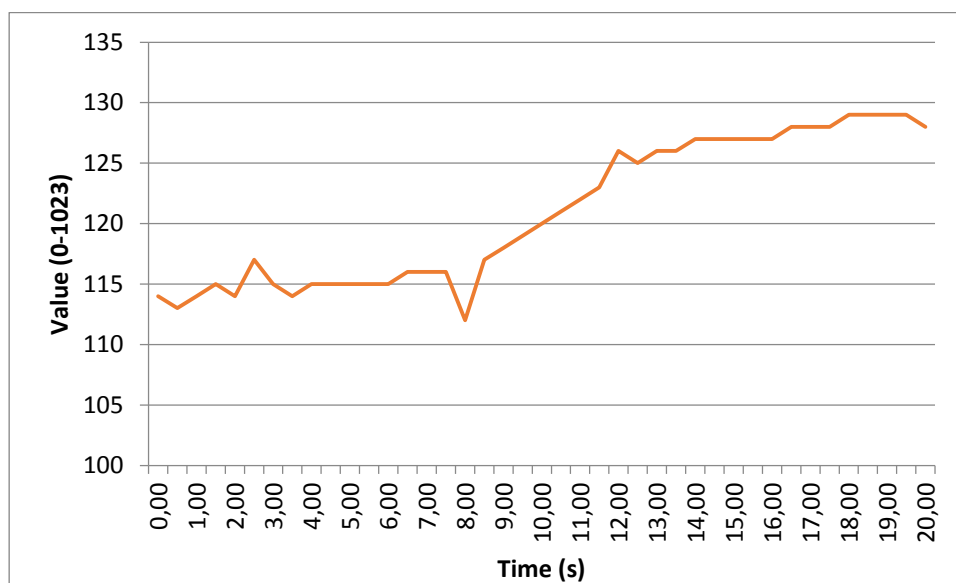
Στη συνάρτηση `loop()` αρχικά η μεταβλητή `milli_time` παίρνει την τιμή που επιστρέφει η συνάρτηση `millis()`. Στον ακροδέκτη εξόδου αποστέλλεται ένα θετικό μέτωπο και στον ακροδέκτη εισόδου διαβάζεται η τιμή της μέτρησης. Στη συνέχεια στον ακροδέκτη εξόδου εγγράφεται η τιμή LOW , έτσι ώστε να σταματήσει η φόρτιση των πυκνωτών και εκτυπώνονται σειριακά οι τιμές των μεταβλητών `milli_time` και `value` ώστε να καταγραφούν και να αποθηκευτούν στον υπολογιστή.

```
void loop()
{
  milli_time = millis();
  digitalWrite(OUT_PIN, HIGH);
  value = analogRead(IN_PIN);
  digitalWrite(OUT_PIN, LOW);
  Serial.print("DATA,TIME,");
  Serial.print(milli_time);
  Serial.print(",");
  Serial.println(value);
  delay(500);
}
```

### 3.2.5 Αποτελέσματα πειράματος-Παρατηρήσεις

Πραγματοποιήθηκαν αρκετές δοκιμές με σκοπό την κατανόηση της λειτουργίας του αισθητήρα που κατασκευάστηκε. Παρατίθενται κάτωθι τα αποτελέσματα δυο ενδεικτικών πειραμάτων.

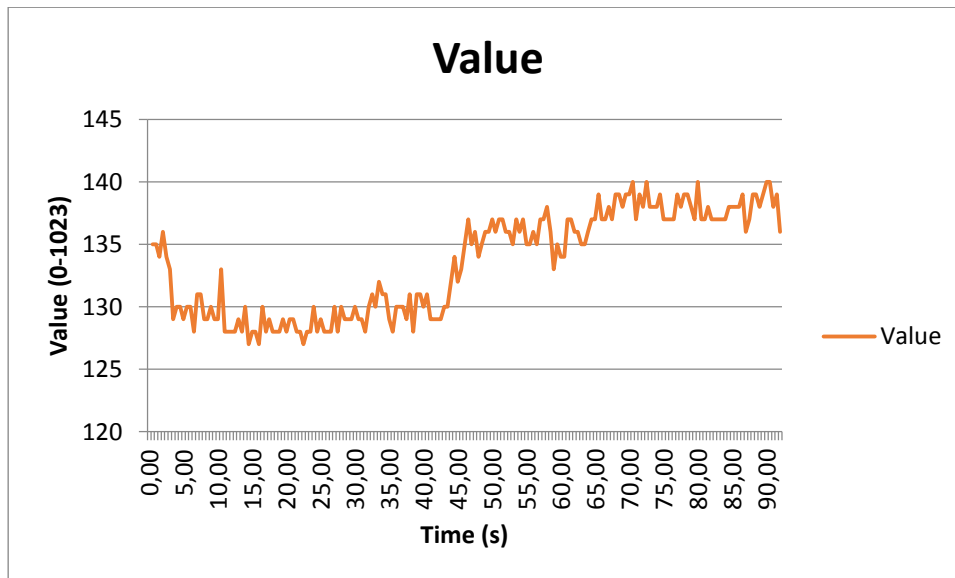
Στο πρώτο από τα δυο πειράματα αυτής της ενότητας φαίνεται η λειτουργία του αισθητήρα όταν η ροή του υγρού στη συσκευή έγχυσης γίνεται με ταχύ ρυθμό. Στο επόμενο διάγραμμα φαίνεται η μέτρηση που λαμβάνει ο μικροελεγκτής σε ένα διάστημα 20 δευτερολέπτων. Ο κάθετος άξονας είναι οι τιμές της μέτρησης και ο οριζόντιος είναι ο χρόνος σε millisecond. Αρχικά η ροή του υγρού είναι κανονική, δηλαδή το εσωτερικό του πλαστικού σωλήνα περιέχει υγρό. Η τιμή που δίνει στην έξοδο του ο αισθητήρας είναι πολύ κοντά στο 115. Περίπου 9 δευτερόλεπτα αργότερα ο πλαστικός σωλήνας στην περιοχή που περιέχεται εντός του υπό μέτρηση πυκνωτή αρχίζει να πληρούται από αέρα. Η μετρούμενη τιμή αρχίζει να αυξάνεται και κοντά στα 12 δευτερόλεπτα δείχνει να σταθεροποιείται στην περιοχή μεταξύ 125 και 130.



Σχήμα 16 : Αποτελέσματα πειράματος ροής με γρήγορο ρυθμό

Στο δεύτερο πείραμα η ροή ρυθμίστηκε ώστε να γίνεται με μικρότερο ρυθμό. Στο διάγραμμα που παρατίθεται παρακάτω φαίνεται με την πορτοκαλί γραμμή η μέτρηση που λαμβάνει ο μικροελεγκτής από τον αισθητήρα σε διάστημα 90 δευτερολέπτων. Ο κάθετος άξονας είναι οι τιμές της μέτρησης και ο οριζόντιος είναι ο χρόνος σε millisecond. Αρχικά η ροή του υγρού είναι κανονική, ενώ περίπου 40 δευτερόλεπτα αργότερα το δοχείο έχει αδειάσει και ο σωλήνας αρχίζει να πληρούται με αέρα. Οι μετρήσεις που

λαμβάνει ο μικροελεγκτής κατά τα πρώτα 40 δευτερόλεπτα κυμαίνονται στην περιοχή τιμών γύρω από το 130 με τις περισσότερες εκ των μετρήσεων να είναι μικρότερες του 130. Οι τιμές των μετρήσεων αρχίζουν να αυξάνονται μετά τα 40 δευτερόλεπτα και καθώς το εσωτερικό του σωλήνα αδειάζει εντελώς από το υγρό οι τιμές σταθεροποιούνται στην περιοχή μεταξύ του 135 και του 140. Το αποτέλεσμα αυτό δεν είναι το αναμενόμενο.

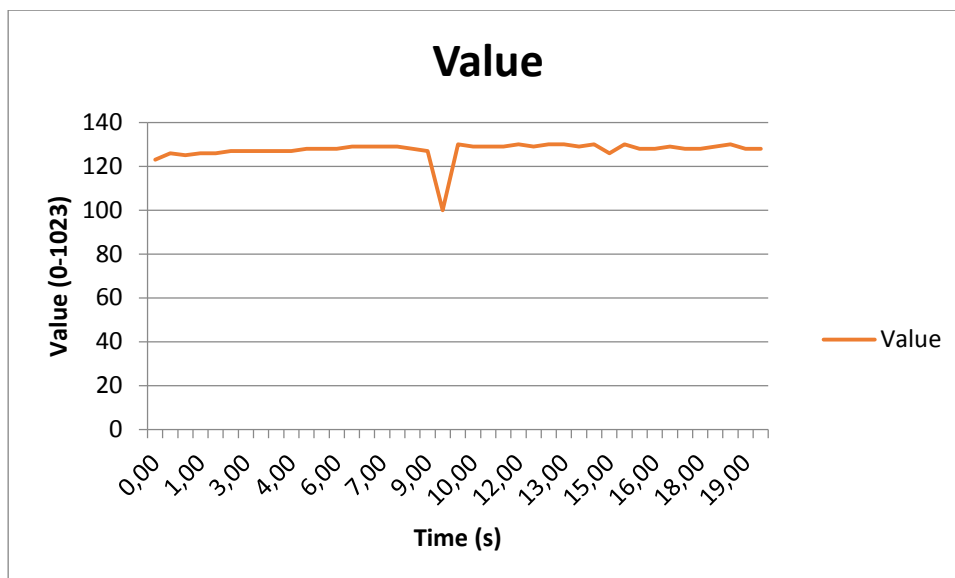


Σχήμα 17 : Αποτελέσματα πειράματος με μειωμένο ρυθμό ροής

Σε όλα τα πειράματα που πραγματοποιήθηκαν η διακοπή της ροής μεταβάλλει τις τιμές των μετρήσεων σε μια περιοχή τιμών μεγαλύτερων από τις τιμές των μετρήσεων όταν η ροή συνεχίζεται κανονικά. Η συμπεριφορά αυτή και το γεγονός πως οι τιμές που λαμβάνονται είναι διαφορετικές όταν η ροή είναι κανονική και όταν το υγρό τελειώνει, επιτρέπει την χρήση του αισθητήρα για την παρακολούθηση της ροής.

Επιπλέον, παρατηρείται πως οι τιμές που λαμβάνονται δεν είναι σταθερές, αν και κυμαίνονται σε διαφορετικές περιοχές ανάλογα με την παρουσία ή όχι του υγρού. Σε ορισμένες περιπτώσεις, ωστόσο και ενώ το σύστημα βρίσκεται σε ηρεμία με τις μετρήσεις να μην διαφέρουν πολύ από τις προηγούμενες και τις επόμενες, παρατηρήθηκαν ορισμένες απότομες διακυμάνσεις και αιχμές που διήρκεσαν ελάχιστο χρόνο, όπως φαίνεται στο επόμενο διάγραμμα. Στο εν λόγω παράδειγμα ο μικροελεγκτής λάμβανε από τον αισθητήρα τιμές κοντά στο 130 καθώς ο σωλήνας δεν περιείχε υγρό. Ωστόσο η μέτρηση που λαμβάνεται στα 9 δευτερόλεπτα έχει την τιμή 100. Ενδεχομένως κάποια σταγόνα στα τοιχώματα ή κάποιος εξωτερικός θόρυβος να επηρέασε τη λειτουργία του αισθητήρα. Αντίστοιχες αιχμές παρατηρήθηκαν και όταν ο σωλήνας πληρούνταν με υγρό.





Σχήμα 18 : Μετρήσεις σε σταθερά άδειο σωλήνα

### 3.3 Σχεδίαση και κατασκευή ολοκληρωμένου συστήματος παρακολούθησης

Μετά την ολοκλήρωση της κατασκευής των δυο υποσυστημάτων αισθητήρων και την δοκιμή τους στο εργαστήριο σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε ένα ολοκληρωμένο σύστημα το οποίο χρησιμοποιεί τα δυο υποσυστήματα για την παρακολούθηση της ροής του υγρού σε συσκευές ενδοφλέβιας έγχυσης. Το σύστημα αποτελείται από πέντε βασικά μέρη:

- Αισθητήρας φωτός-laser
- Αισθητήρας χωρητικότητας
- Μικροελεγκτής Arduino
- Σύστημα μετάδοσης RF
- Σύστημα ειδοποίησης με ηχητικά σήματα

#### 3.3.1 Επιλογή κατάλληλων στοιχείων

Ως πλακέτα μικροελεγκτή επιλέχθηκε το μοντέλο Arduino Nano. Ανάμεσα στο τεράστιο πλήθος επιλογών μικροελεγκτών που υπάρχουν διαθέσιμοι στην αγορά, επιλέχθηκε το συγκεκριμένο μοντέλο Arduino για τρεις κυρίως λόγους:

Ο πρώτος και σημαντικότερος λόγος είναι το πολύ μικρό κόστος του σε σύγκριση με πολλά άλλα μοντέλα. Οι απαιτήσεις σε υπολογιστική δύναμη και δυνατότητες για τη συγκεκριμένη εφαρμογή ήταν περιορισμένες και καθώς ένας από τους στόχους κατά την ανάπτυξη του συστήματος παρακολούθησης της ροής των συσκευών ενδοφλέβιας έγχυσης είναι το τελικό κόστος της συσκευής να είναι μικρό, επιλέχθηκε ένας μικροελεγκτής με αισθητά χαμηλότερη απόδοση συγκριτικά με άλλους που υπάρχουν διαθέσιμοι στην αγορά αλλά με πολύ χαμηλότερη τιμή. Ενδεικτικά η αγορά ενός Arduino Nano Compatible CH340 στοίχισε 4,50€. Παρόμοιες συσκευές μεγαλύτερων δυνατοτήτων, όπως για παράδειγμα ένα Raspberry Pi θα κόστιζε περισσότερα από 20 €.

Ο δεύτερος λόγος είναι το μικρό μέγεθος του Arduino Nano. Το Arduino Nano έχει διαστάσεις 43.18mm × 18.54mm και το μικρό του μέγεθος επιτρέπει να χρησιμοποιηθεί για τη σχεδίαση και την κατασκευή μικρών ενσωματωμένων συστημάτων που προσφέρουν ευκολία στην εγκατάσταση και τη μετακίνηση. Για το σύστημα που αναπτύχθηκε στα πλαίσια της παρούσης εργασίας η δυνατότητα εύκολης μεταφοράς και εγκατάστασης είναι πολύ σημαντική, αφού οι συσκευές έγχυσης που χρησιμοποιούν τη βαρύτητα είναι συσκευές μιας χρήσης. Αυτό σημαίνει πως καθημερινά το σύστημα παρακολούθησης θα πρέπει να τοποθετείται σε διαφορετικές συσκευές από τους νοσηλευτές.

Ο τρίτος λόγος επιλογής του Arduino Nano είναι η μεγάλη ευελιξία του και η ευκολία στον προγραμματισμό. Το Arduino είναι ένα εργαλείο ανοιχτού κώδικα που χρησιμοποιείται σε πλήθος εφαρμογών. Προσφέρει μεγάλη ευκολία στη σχεδίαση συστημάτων με αισθητήρες εξαιτίας των πολλών εισόδων και εξόδων, αναλογικών και ψηφιακών, του περιβάλλοντος προγραμματισμού και της εύκολης σειριακής επικοινωνίας με τον υπολογιστή μέσω USB και ασύρματης επικοινωνίας με τη χρήση κεραιών επέκτασης και τέλος εξαιτίας της ύπαρξης πολλών βιβλιοθηκών και παραδειγμάτων εφαρμογών στο διαδίκτυο που συνεισφέρουν στην επίλυση προβλημάτων και δυσκολιών.

Για την ασύρματη επικοινωνία του συστήματος με το σταθμό βάσης επιλέχθηκε να χρησιμοποιηθεί σαν κεραία μετάδοσης το nRF24L01+ της εταιρίας Nordic Semiconductors. Πρόκειται για μια RF συσκευή χαμηλής κατανάλωσης ισχύος και μικρής εμβέλειας (60 μέτρα) που λειτουργεί στα 2.4 GHz. Συνδυάζει RF πομποδέκτη και RF Synthesizer, υποστηρίζει διασύνδεση SPI (Serial Peripheral Interface) για επικοινωνία με μέγιστο ρυθμό μετάδοσης 10 Mbps και προσφέρει δυνατότητα επιλογής ανάμεσα σε 125 κανάλια,

κάθε ένα από τα οποία χρησιμοποιεί εύρος ζώνης μικρότερο του 1MHz. Επιλέχθηκε εξαιτίας της χαμηλής του τιμής (2.15€), του μικρού μεγέθους και βάρους και της εύκολης χρήσης του σε συνδυασμό με το Arduino σε συνδεσμολογία Master-Slave.

Τέλος για το σήμα συναγερμού χρησιμοποιήθηκε ένα απλό πιεζοηλεκτρικό ηχείο (buzzer) δυο ακροδεκτών αξίας 0.10 €.

### **3.3.2 Η κυκλωματική διάταξη**

Ο αισθητήρας χωρητικότητας επικοινωνεί με το Arduino Nano μέσω των αναλογικών ακροδεκτών A1 και A2. Ο ακροδέκτης A2 λειτουργεί ως έξοδος και χρησιμεύει για την εφαρμογή διαφοράς δυναμικού 5V στα άκρα των δυο εν σειρά πυκνωτών. Ο ακροδέκτης A1 χρησιμεύει σαν είσοδος για τον μικροελεγκτή για τη μέτρηση της τιμής της τάσης στο σημείο μεταξύ των δυο πυκνωτών, η οποία αντιστοιχεί όπως έχει ήδη αναφερθεί στην τιμή της χωρητικότητας του πυκνωτή που τοποθετείται γύρω από τον σωλήνα.

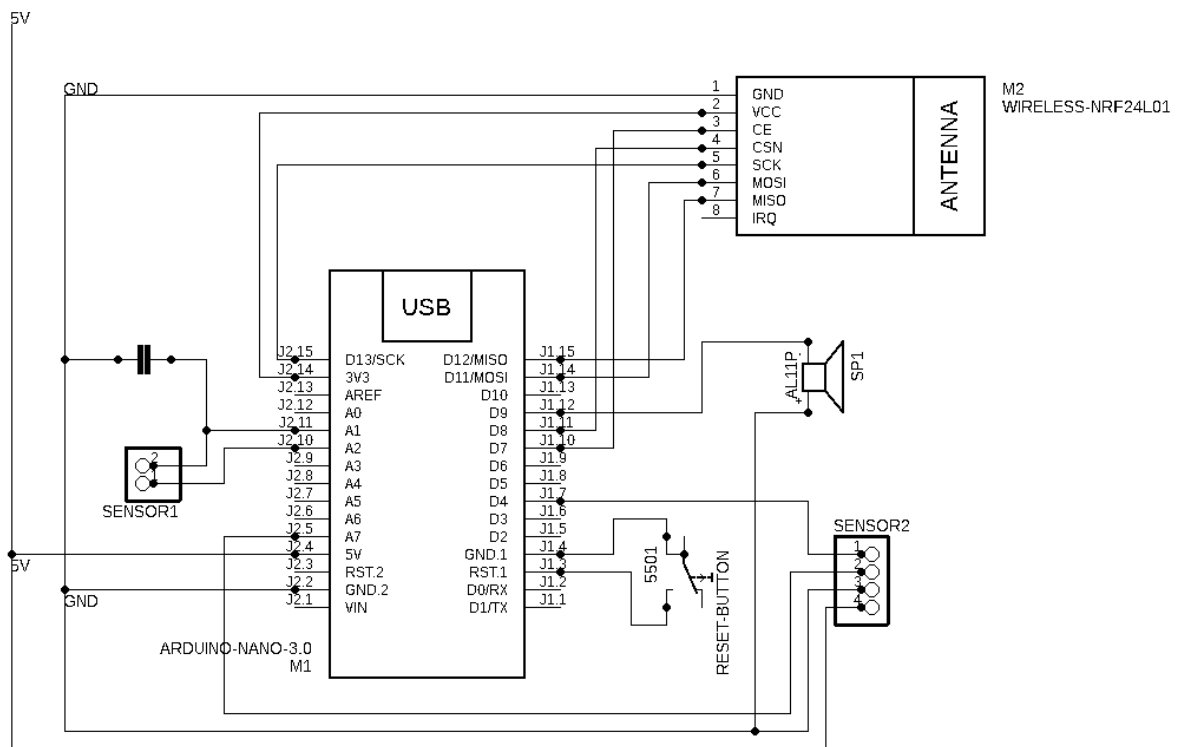
Ο αισθητήρας φωτός-laser επικοινωνεί με τον μικροελεγκτή μέσω του αναλογικού ακροδέκτη A7 και του ψηφιακού ακροδέκτη D4. Ο ακροδέκτης D4 λειτουργεί ως έξοδος του μικροελεγκτή και τροφοδοτεί το laser, ενώ ο ακροδέκτης A7 λειτουργεί ως είσοδος για το μικροελεγκτή και διαβάζει την ένδειξη στην έξοδο του φωτοτρανζίστορ. Η τροφοδοσία και η γείωση του laser και του φωτοτρανζίστορ γίνονται επίσης με σύνδεση στους ακροδέκτες 5V και γείωσης αντίστοιχα του Arduino Nano.

Η επικοινωνία μεταξύ του μικροελεγκτή και του πομπού nRF24I01+ γίνεται με χρήση 7 ακροδεκτών. Αρχικά ο ακροδέκτης γείωσης GND συνδέεται στον αντίστοιχο ακροδέκτη του Arduino Nano και ο ακροδέκτης τροφοδοσίας του nRF24I01+ συνδέεται με τον ακροδέκτη των 3.3V του Arduino Nano. Το nRF24I01+ λειτουργεί σωστά όταν τροφοδοτείται με τάση εισόδου μεγαλύτερη των 1.9V και μικρότερη των 3.6V. Ο ακροδέκτης Chip Enable (CE) συνδέθηκε στον ακροδέκτη D7 του Arduino. Ο συγκεκριμένος ακροδέκτης ενεργοποιεί ή απενεργοποιεί το nRF24I01+. Ο ακροδέκτης Chip Select Not (CSN) συνδέθηκε στον ακροδέκτη D8 του μικροελεγκτή. Ο εν λόγω ακροδέκτης είναι ελέγχει την επικοινωνία μέσω της θύρας SPI. Ο ακροδέκτης Serial Clock SCK συνδέθηκε στον ακροδέκτη D13. Ο ακροδέκτης SCK, όταν το nRF24I01+ λειτουργεί ως Slave σε τοπολογία Master-Slave δέχεται παλμούς ρολογιού από τον Master. Ο ακροδέκτης D13 του Arduino Nano αντίστοιχα χρησιμεύει κατά την ISP επικοινωνία για να

τροφοδοτεί με παλμούς ρολογιού το Slave. Ο ακροδέκτης Master Out Slave In (MOSI) του nRF24I01+ συνδέθηκε στον ακροδέκτη D11/MOSI του Arduino. Ο ακροδέκτης αυτός κατά την ISP επικοινωνία χρησιμεύει ως έξοδος για το Master και ως είσοδος για το Slave. Συμπληρωματική λειτουργία έχει ο ακροδέκτης Master In Slave Out (MISO) ο οποίος συνδέεται στον ακροδέκτη D12/MISO του Arduino.

Τέλος ένας πιεστικός διακόπτης (push button) συνδέθηκε μεταξύ των ακροδεκτών Reset (RST) και γείωσης (GND) του Arduino έτσι ώστε να προσφέρει τη δυνατότητα επαναφοράς του συστήματος στην αρχική του κατάσταση.

Η τροφοδοσία του συστήματος γίνεται μέσω ενός καλωδίου USB που συνδέεται στον μικροελεγκτή.



Σχήμα 19: Κυκλωματικό διάγραμμα της συσκευής παρακολούθησης

### 3.3.3 Προγραμματισμός του συνολικού συστήματος

Μετά την σύνδεση των επιμέρους στοιχείων το Arduino προγραμματίστηκε έτσι ώστε να λαμβάνει τις μετρήσεις από τους δυο αισθητήρες να τις επεξεργάζεται και να τις μεταδίδει μέσω του πομπού nRF24I01+. Παρακάτω αναλύεται ο κώδικας που χρησιμοποιήθηκε. Ο κώδικας χωρίζεται ουσιαστικά σε τρεις διαφορετικές φάσεις:

- Την φάση αυτορρύθμισης του συστήματος, η οποία ξεκινάει με την έναρξη λειτουργίας της συσκευής και κατά την οποία ο μικροελεγκτής λαμβάνει μετρήσεις

από τους δυο αισθητήρες με σκοπό να υπολογίσει τους μέσους όρους. Οι τιμές που υπολογίζονται σε αυτή τη φάση χρησιμοποιούνται στη μετέπειτα λειτουργία του συστήματος ως σημεία αναφοράς για την παρακολούθηση της ροής του υγρού.

- Την φάση παρακολούθησης της ροής, η οποία ακολουθεί τη φάση αυτορρύθμισης και διαρκεί για όσο χρόνο λειτουργεί η συσκευή. Σε αυτή τη φάση ο μικροελεγκτής λαμβάνει μετρήσεις από τα δυο υποσυστήματα και τις επεξεργάζεται για να εκτιμήσει αν η ροή του υγρού πραγματοποιείται κανονικά.
- Τη φάση μετάδοσης της πληροφορίας, η οποία εκτελείται παράλληλα με τη φάση παρακολούθησης της ροής. Κατά τη φάση μετάδοσης ο μικροελεγκτής σε περίπτωση μη κανονικής ροής ενεργοποιεί ηχητικά σήματα για να ειδοποιηθούν οι νοσηλευτές εντός της αίθουσας στην οποία βρίσκεται η συσκευή και μεταδίδει μέσω της κεραίας RF τα αποτελέσματα στον απομακρυσμένο σταθμό παρακολούθησης.

Αρχικά έγινε η εισαγωγή των κατάλληλων βιβλιοθηκών με τη χρήση των απαραίτητων header files.

```
#include <SPI. h>
```

```
#include <nRF24L01. h>
```

```
#include <RF24. h>
```

Η βιβλιοθήκη SPI επιτρέπει την επικοινωνία μέσω του πρωτοκόλλου SPI σε τοπολογία Master – Slave με χρήση του Arduino ως Master. Εν προκειμένω χρησιμεύει για να πραγματοποιηθεί η σύνδεση και η επικοινωνία του Arduino με το nRF24L01+. Οι βιβλιοθήκες nRF24L01 και RF24 που εισάγονται στη συνέχεια περιέχουν τις μακροεντολές και τις συναρτήσεις που χρειάζονται για την ασύρματη επικοινωνία μεταξύ δυο στοιχείων nRF24L01+.

Στη συνέχεια, για την ασύρματη μετάδοση από το στοιχείο nRF24L01+ δημιουργήθηκε ένα αντικείμενο της κλάσης RF24 με το όνομα radio. Κατά τη δημιουργία του αντικειμένου χρειάζεται να δοθούν δυο ορίσματα που αντιστοιχούν στους ακροδέκτες του Arduino στους οποίους συνδέονται οι ακροδέκτες CE και CSN του nRF24L01+. Επίσης, ορίστηκε η σταθερά address που καθορίζει ποιο κανάλι θα χρησιμοποιηθεί για την ασύρματη επικοινωνία και δόθηκε ως διεύθυνση η τιμή 00001.

```
RF24 radio(7, 8);
```

```
const byte address [6] = "00001";
```

Οι σταθερές laserPin , recPin, OUT\_PIN και IN\_PIN ορίζουν τους ακροδέκτες σύνδεσης των 2 αισθητήρων. Η σταθερά laserPin είναι η είσοδος του laser και για αυτό ορίζεται ίση με τον ψηφιακό ακροδέκτη 4, η recPin είναι η έξοδος του φωτοτρανζίστορ και ορίζεται ίση με τον ακροδέκτη A7, η OUT\_PIN είναι το σημείο τροφοδοσίας του αισθητήρα χωρητικότητας, δηλαδή ο ακροδέκτης A2 και η IN\_PIN είναι το σημείο μέτρησης της τάσης για τον αισθητήρα χωρητικότητας και ορίζεται ίση με τον ακροδέκτη A1. Ο ακροδέκτης D9 συνδέεται στο ηχείο για το σήμα συναγερμού.

```
const int laserPin = 4;
```

```
const int recPin = A7;
```

```
const int OUT_PIN = A2;
```

```
const int IN_PIN = A1;
```

```
const int buzzer = 9;
```

Κατόπιν ορίστηκαν οι απαραίτητες μεταβλητές για την παρακολούθηση του συστήματος. Η μεταβλητή laser χρησιμοποιείται για την αποθήκευση της τιμής που δίνει στην έξοδό του ο αισθητήρας φωτός-laser και η μεταβλητή capacitance για την αποθήκευση της τιμής που δίνει στην έξοδό του ο αισθητήρας χωρητικότητας. Η μεταβλητή counter είναι ένας μετρητής που θα χρησιμεύσει για τη φάση αρχικοποίησης του συστήματος. Οι μεταβλητές base\_laser και base\_capacitance είναι οι αναμενόμενες τιμές στην έξοδο των δυο αισθητήρων και η τιμή τους καθορίζεται στη φάση αρχικοποίησης του συστήματος. Οι μεταβλητές indicator1 και indicator2 είναι οι εκτιμητές. Η τιμή τους είναι το αποτέλεσμα της λειτουργίας του συνολικού συστήματος και καθορίζει την τελική πληροφορία που θα μεταδώσει το σύστημα. Για την αποθήκευση και τη μετάδοση της τελικής αυτής πληροφορίας χρησιμοποιείται η τιμή result. Τέλος η μεταβλητή input\_voltage χρησιμοποιείται για να αποθηκευτεί και να μεταδοθεί η τάση αναφοράς που αποτελεί ένδειξη της στάθμης της μπαταρίας σε περίπτωση που η συσκευή τροφοδοτείται από μπαταρία.

```
int laser;
```

```
int capacitance;
```

```
int counter ;
```

```
int base_laser;
```

```
int base_capacitance;
```

```
int indicator1=0;
```

```
int indicator2=0;
```

```
int result=0;
```

```
int input_voltage;
```

Εν συνεχεία ορίζεται η δομή StructToSend με δυο πεδία. Η δομή αυτή θα χρησιμεύσει στη μετάδοση της πληροφορίας.

```
struct StructToSend {
```

```
int result;
```

```
int input_voltage;
```

```
};
```

Η συνάρτηση readVcc επιστρέφει σαν αποτέλεσμα έναν ακέραιο που αντιστοιχεί στη τάση αναφοράς σε millivolt. Επειδή η τάση αναφοράς του Arduino Nano είναι 5V η τιμή της τοπικής μεταβλητής result στην οποία αποθηκεύεται το αποτέλεσμα μπορεί να έχει τιμές από 0 έως 5000. Ανάλογα με την τιμή της τάσης αναφοράς που φτάνει στον σταθμό λήψης της πληροφορίας μπορεί να καθοριστεί αν υπάρχει επαρκής ενέργεια για την λειτουργία της συσκευής.

```
int readVcc() {
```

```
int result;
```

```
ADMUX = _BV(REFS0) | _BV(MUX3) | _BV(MUX2) | _BV(MUX1);
```

```
delay(2);
```

```
ADCSRA |= _BV(ADSC);
```

```
while (bit_is_set(ADCSRA,ADSC));
```

```
result = ADCL;
```

```
result |= ADCH<<8;
```

```
result = 1125300L / result;
```

```
return result;
```

```
}
```

Η συνάρτηση setup() καλείται όταν ο κώδικας εκτελείται για πρώτη φορά. Εντός της συνάρτησης αρχικά καθορίζονται οι λειτουργίες των ακροδεκτών που είχαν οριστεί νωρίτερα για την αλληλεπίδραση των αισθητήρων με το Arduino ως ακροδέκτες εισόδου ή εξόδου.

```
void setup() {
```

```
pinMode(laserPin,OUTPUT);  
pinMode(OUT_PIN, OUTPUT);  
pinMode(buzzer, OUTPUT);
```

Στη συνέχεια καλούνται οι μέθοδοι του αντικειμένου radio που είναι απαραίτητες για την έναρξη της μετάδοσης. Αρχικά η μέθοδος begin που ξεκινάει την μετάδοση. Έπειτα η μέθοδος openWritingPipe η οποία εγκαθιστά τον δίαυλο επικοινωνίας. Δέχεται ένα όρισμα το οποίο αντιπροσωπεύει την διεύθυνση του καναλιού που θα χρησιμοποιηθεί. Η μέθοδος setPALevel καθορίζει την ισχύ της ενίσχυσης που προηγείται της μετάδοσης. Δέχεται ένα όρισμα το οποίο μπορεί να έχει μια από τέσσερις διαφορετικές τιμές που αντιστοιχούν σε τέσσερα επίπεδα ενίσχυσης: RF24\_PA\_MIN=-18dBm, RF24\_PA\_LOW=-12dBm, RF24\_PA\_MED=-6dBm και RF24\_PA\_HIGH=0dBm. Επιλέχθηκε το υψηλότερο επίπεδο ενίσχυσης. Σε περίπτωση ανάγκης αλλαγής της απόστασης μετάδοσης ενδεχομένως να χρειαστεί αλλαγή στο επίπεδο ενίσχυσης. Η μέθοδος stopListening απενεργοποιεί τη λειτουργία του nRF24L01+ ως δέκτη.

```
radio.begin();  
radio.openWritingPipe(address);  
radio.setPALevel(RF24_PA_MAX);  
radio.stopListening();
```

Τέλος εντός της setup() αρχικοποιούνται με την τιμή 0 οι μεταβλητές counter, base\_laser και base\_capacitance που θα χρησιμεύσουν στη φάση αρχικοποίησης του συστήματος.

```
counter = 0;  
base_laser = 0;  
base_capacitance = 0;  
}
```

Η συνάρτηση loop() εκτελεί ακριβώς αυτή τη λειτουργία την οποία περιγράφει το όνομά της, δηλαδή μια συνεχή επανάληψη. Εντός της συνάρτησης loop() περιέχεται ο κώδικας τον οποίο θα εκτελεί διαρκώς το Arduino.

```
void loop() {
```

Η μεταβλητή result είναι η μεταβλητή που θα χρησιμοποιηθεί για την αποθήκευση και την μετάδοση του τελικού αποτελέσματος του συστήματος. Αρχικοποιείται σε κάθε



επανάληψη στην τιμή 0, που σημαίνει πως και τα δυο υποσυστήματα θεωρούν την λειτουργία της συσκευής κανονική.

```
result=0;
```

Αρχικά εντός της συνάρτησης loop() εκτελείται το τμήμα του κώδικα που αφορά τη μέτρηση του αισθητήρα χωρητικότητας. Δίνεται θετικό μέτωπο παλμού στην έξοδο OUT\_PIN και στη συνέχεια διαβάζεται η τιμή της τάσης στον ακροδέκτη εισόδου IN\_PIN. Τέλος στον ακροδέκτη εξόδου δίνεται η τιμή LOW, δηλαδή 0 Volt έτσι ώστε να μη συνεχιστεί η ροή ρεύματος στον κλάδο των πυκνωτών. Με αυτό τον τρόπο μέχρι την επόμενη μέτρηση οι πυκνωτές θα έχουν εκφορτιστεί πλήρως.

```
digitalWrite(OUT_PIN, HIGH);
```

```
capacitance = analogRead(IN_PIN);
```

```
digitalWrite(OUT_PIN, LOW);
```

Κατόπιν εκτελείται το τμήμα κώδικα που αφορά τον αισθητήρα φωτός-laser. Αρχικά δίνεται στην έξοδο του Arduino laserPin η τιμή HIGH η οποία ενεργοποιεί τον εκπομπό laser. Εν συνεχεία διαβάζεται η τιμή μέτρησης του φωτοτρανζίστορ από τον ακροδέκτη recPin, δηλαδή η ένδειξη του αισθητήρα φωτός-laser.

```
digitalWrite(laserPin, HIGH);
```

```
laser = analogRead(recPin);
```

Ακολουθεί η φάση αρχικοποίησης του αισθητήρα. Οι ακριβείς τιμές των μετρήσεων και των δυο αισθητήρων, όπως παρατηρήθηκε στις προηγούμενες ενότητες τόσο όταν έχουμε φυσιολογική ροή, όσο και όταν η ροή διακόπτεται δεν είναι οι ίδιες σε κάθε περίπτωση. Η ακριβής τιμή του εξαρτάται από την συσκευή έγχυσης που χρησιμοποιείται, από την θέση τοποθέτησης του αισθητήρα και ενδεχομένως από το περιβάλλον. Για το λόγο αυτό το συνολικό σύστημα θα πρέπει να έχει τη δυνατότητα να αυτορυθμίζεται. Συγκεκριμένα το σύστημα κατά την έναρξη της λειτουργίας του λαμβάνει μετρήσεις με σκοπό να υπολογίσει έναν μέσο όρο που αντιστοιχεί στις τιμές των μετρήσεων που λαμβάνονται κατά την κανονική λειτουργία της συσκευής. Αυτό συνεπάγεται πως η έναρξη της λειτουργίας του συστήματος παρακολούθησης πρέπει να γίνεται αφού η συσκευή έγχυσης έχει τοποθετηθεί και ρυθμιστεί κατάλληλα.

Κατά τις τρεις πρώτες επαναλήψεις οι μετρήσεις που δέχεται ο μικροελεγκτής στις εισόδους του δεν λαμβάνονται υπόψιν και για αυτό απλώς αυξάνεται ο μετρητής counter. Ο λόγος για τον οποίο συμβαίνει αυτό είναι πως παρατηρήθηκε πως οι πρώτες μετρήσεις

συνήθως απέχουν από τις υπόλοιπες μετρήσεις αρκετά. Μετά τις πρώτες τρεις μετρήσεις η τιμή στην έξοδο και των δυο αισθητήρων δείχνει να σταθεροποιείται και παρουσιάζει μικρότερες διακυμάνσεις.

```
if(counter<3){  
    counter++;  
}
```

Οι επόμενες 20 μετρήσεις χρησιμοποιούνται έτσι ώστε να υπολογιστούν οι μέσοι όροι οι οποίοι αποθηκεύονται στις μεταβλητές `base_value` και `base_capacitance`. Οι τελικές τιμές των δυο αυτών μεταβλητών θα χρησιμοποιηθούν ως αναμενόμενες τιμές για την κανονική λειτουργία της συσκευής. Η διαδικασία αυτορρύθμισης θα διαρκέσει συνολικά 23 επαναλήψεις. Η διάρκεια κάθε επανάληψης είναι περίπου μισό δευτερόλεπτο. Άρα η φάση αρχικοποίησης του συστήματος θα διαρκέσει 11.5 δευτερόλεπτα.

```
else if (counter<23){  
    base_value += value*0.05;  
    base_capacitance += 0.05*capacitance;  
    counter ++;  
}
```

Μετά το τέλος της αυτορρύθμισης του συστήματος ξεκινάει η φάση παρακολούθησης της συσκευής. Η πρώτη εκτίμηση αφορά τον αισθητήρα φωτός-laser. Κατά την διεξαγωγή των πειραμάτων παρατηρήθηκε πως η απόσταση των μετρήσεων όταν έχουμε κανονική ροή και όταν η ροή διακόπτεται είναι σχετικά μεγάλη, γεγονός που μας επιτρέπει να θεωρήσουμε ως μη κανονικό συμβάν μετρήσεις που απέχουν σημαντικά από τον μέσο όρο. Επιλέχθηκε μετά από δοκιμές να θεωρείται ένδειξη μη κανονικής λειτουργίας μια μέτρηση που απέχει περισσότερο από 10% από το μέσο όρο. Η μεταβλητή `indicator1` παίρνει τιμές μεταξύ του 0 και του 19. Η τιμή της καθορίζει την τελική εκτίμηση στην έξοδο του συστήματος. Ο λόγος που χρησιμοποιείται μια τέτοια μεταβλητή είναι να περιορίσει την πιθανότητα σφάλματος. Κατά την λειτουργία του συστήματος παρακολούθησης ενδέχεται κάποιες μεμονωμένες μετρήσεις να αποκλίνουν αρκετά από το μέσο όρο εξαιτίας εξωτερικού θορύβου ή μετακίνησης της θέσης του αισθητήρα. Παρατηρήθηκαν στα πειράματα χρονικά διαστήματα απότομων αιχμών και διακυμάνσεων τα οποία έπονται και ακολουθούνται από περιόδους σταθερών

μετρούμενων τιμών. Έτσι αν η τελική εκτίμηση στην έξοδο του συστήματος εξαρτάται μόνο από την τελευταία μέτρηση εμφανίζεται ο κίνδυνος το σύστημα να μεταβάλει την ένδειξη στην έξοδο του διαρκώς και συχνά εσφαλμένα. Η μεταβλητή indicator1 αυξάνει την τιμή της κάθε φορά που η μέτρηση απέχει αρκετά από το μέσο όρο και μειώνει τη τιμή της αν η μέτρηση απέχει λιγότερο από 10% από τον μέσο όρο. Στις ακραίες τιμές 0 και 19 η μεταβλητή δεν μειώνει ή αυξάνει αντίστοιχα την τιμή της περαιτέρω. Αν η τιμή της μεταβλητής indicator1 είναι μεγαλύτερη του 9 η τελική εκτίμηση του υποσυστήματος φωτός – laser είναι μη κανονική λειτουργία. Διαφορετικά η ένδειξη του υποσυστήματος φωτός είναι αυτή της κανονικής λειτουργίας.

```
else{
if (abs(laser-base_laser)<0. 1*base_laser) {
indicator1++;
if (indicator1>=19){
indicator1=19;
}
}
else{
indicator1--;
if (indicator1<=0){
indicator1=0;
}
}
```

Η δεύτερη εκτίμηση αφορά τον αισθητήρα χωρητικότητας. Η λογική του κώδικα είναι παρόμοια με την λογική του πρώτου εκτιμητή. Η μεταβλητή indicator2 λαμβάνει τιμές μεταξύ του 0 και του 19 και αυξάνει ή μειώνει την τιμή της ανάλογα με την τιμή της τελευταίας μέτρησης. Ο αισθητήρας χωρητικότητας μεταβάλλει την τιμή στην έξοδο του λιγότερο συγκριτικά με τον αισθητήρα φωτός-laser, όπως παρατηρήθηκε στα πειράματα στις προηγούμενες ενότητες. Για το λόγο αυτό η περιοχή μετρήσεων που αντιστοιχεί σε κανονική ροή επιλέχθηκε να είναι μικρότερη. Συγκεκριμένα αν η τιμή απέχει περισσότερο από 5% από τον μέσο όρο η τιμή της μεταβλητής indicator2 αυξάνεται, διαφορετικά μειώνεται.

```
if (abs(capacitance-base_capacitance)>0. 05*base_capacitance) {
```

```

indicator2++;
Serial. print(capacitance);
Serial. print("-");
Serial. println(base_capacitance);
if (indicator2>=19){
indicator2=19;
}
}
else{
indicator2--;
if (indicator2<=0){
indicator2=0;
}
}
}

```

Η φάση παρακολούθησης ολοκληρώνεται με τον υπολογισμό του τελικού αποτελέσματος. Η μεταβλητή result η οποία στην αρχή της συνάρτησης loop() είχε πάρει την τιμή 0 αυξάνεται μια φορά αν η μεταβλητή indicator1 είναι μεγαλύτερη ή ίση με το 10 και αυξάνεται και δεύτερη φορά αν η μεταβλητή indicator2 έχει τιμή μεγαλύτερη ή ίση με το 10. Τελικά η μεταβλητή result λαμβάνει μια από τρεις τιμές. Την τιμή 0 όταν και τα δυο υποσυστήματα θεωρούν την ροή του υγρού κανονική, την τιμή 1 όταν ένα εκ των δυο υποσυστημάτων θεωρεί την ροή κανονική και ένα μη κανονική και τέλος την τιμή 2 όταν υπάρχει συμφωνία των δυο συστημάτων πως η ροή έχει σταματήσει. Σε περίπτωση ορθής λειτουργίας του συστήματος παρακολούθησης όταν το υγρό τελειώσει η μεταβλητή result θα πάρει αρχικά την τιμή 1 όταν αδειάσει από υγρό ο θάλαμος που προηγείται του σωλήνα εξαιτίας του αισθητήρα φωτός-laser και λίγα δευτερόλεπτα αργότερα, όταν και ο πλαστικός σωλήνας γεμίσει με αέρα θα πάρει την τιμή 2 εξαιτίας του αισθητήρα χωρητικότητας.

```

if (indicator1>=10){
result++;
}
if (indicator2>=10){

```

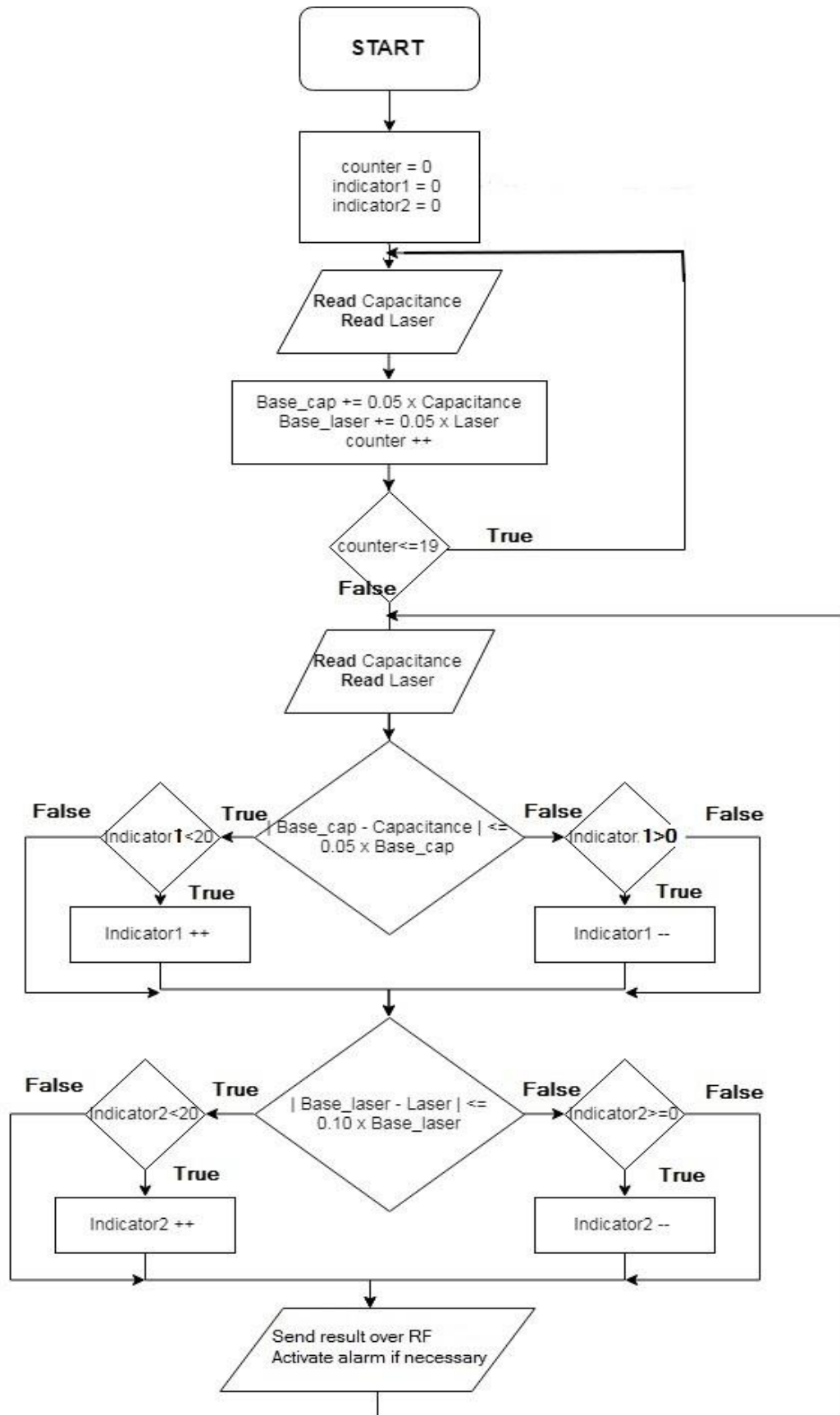
```
result++;  
}
```

Κατόπιν με κλήση της συνάρτησης `readVcc` δίνεται τιμή στη μεταβλητή `input_voltage` που αντιστοιχεί στη στάθμη της μπαταρίας.

```
input_voltage=readVcc();  
StructToSend tosend;  
tosend.result = result;  
tosend.input_voltage = input_voltage;  
radio.write(&tosend, sizeof(tosend));
```

Με την ολοκλήρωση της φάσης παρακολούθησης, ξεκινάει η φάση μετάδοσης της πληροφορίας. Οι μεταβλητές `result` και `input_voltage` αποθηκεύονται στα αντίστοιχα πεδία μιας δομής της μορφής `StructToSend` και στη συνέχεια με χρήση της μεθόδου `write` του αντικειμένου `radio` η δομή μεταδίδεται ασύρματα μέσω του διαύλου επικοινωνίας με το σταθμό παρακολούθησης. Τέλος ανάλογα με την τιμή της μεταβλητής `result` ενεργοποιούνται τα κατάλληλα ηχητικά σήματα. Αν δηλαδή οι δυο αισθητήρες συμφωνούν πως η ροή δεν είναι κανονική το ηχείο εκπέμπει για 0.25 δευτερόλεπτα έναν οξύ ήχο και σταματά για τα επόμενα 0.25 δευτερόλεπτα. Διαφορετικά απλώς εισάγεται καθυστέρηση μισού δευτερολέπτου.

```
if (estimation==2){  
tone(buzzer,1000);  
delay(250);  
noTone(buzzer);  
delay(250);  
}  
else{  
delay(500);  
}  
}
```



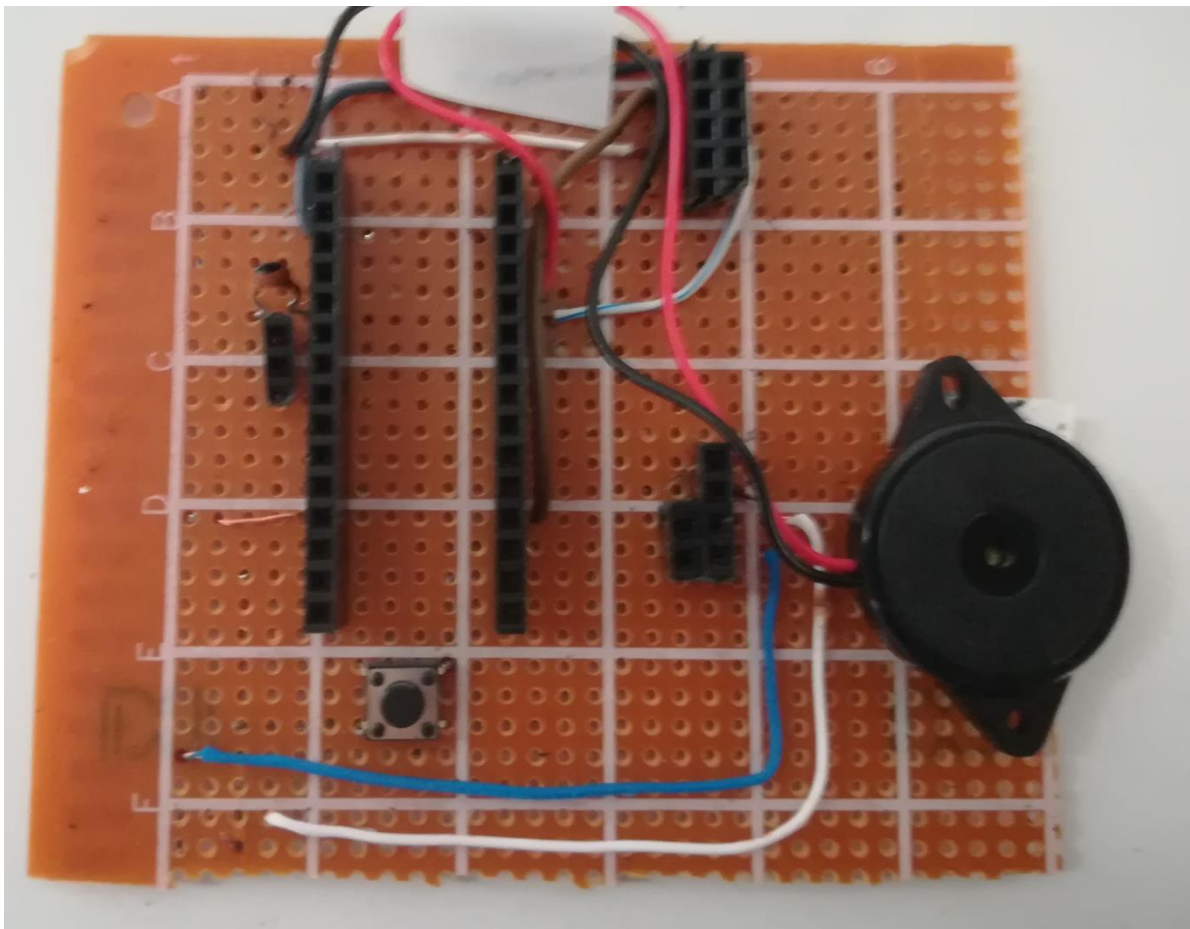
Σχήμα 20 : Διάγραμμα ροής του κώδικα του συστήματος αισθητήρων

### 3.3.4 Συσκευασία και κατασκευή βάσεων

Προκειμένου να δημιουργηθεί ένα εύχρηστο σύστημα είναι αναγκαίο να κατασκευασθεί μια ενιαία βάση πάνω στην οποία θα μπορούν να τοποθετηθούν όλα τα επιμέρους στοιχεία και η οποία θα μπορεί να τοποθετηθεί πάνω στη συσκευή έγχυσης.

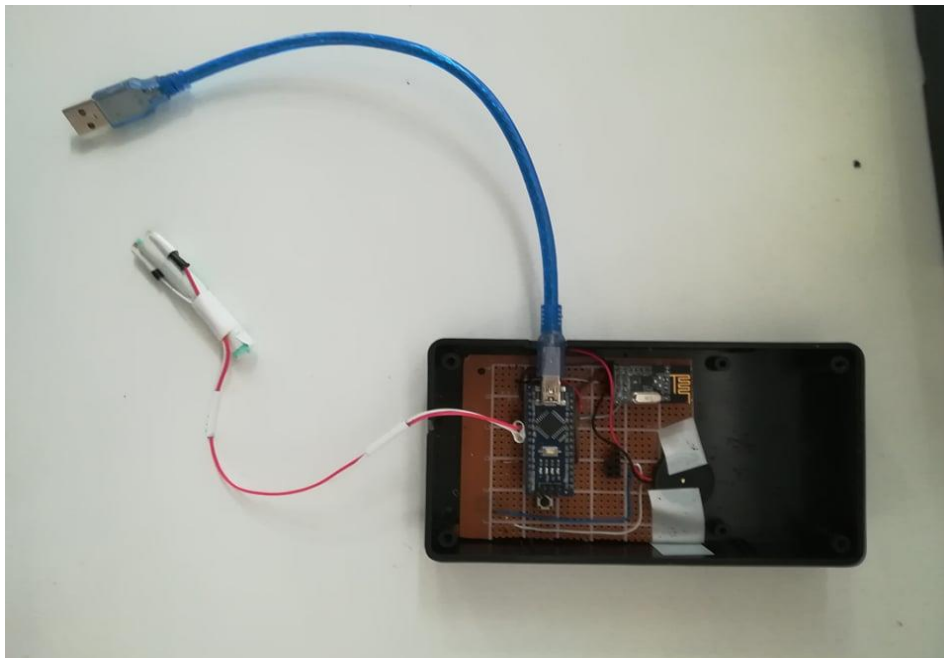
Για αυτό το λόγο σχεδιάστηκε μια πλακέτα με υποδοχές για όλα τα στοιχεία:

- Υποδοχή για το Arduino Nano με 30 ακροδέκτες σε 2 ομάδες των 15, τοποθετημένες η μια απέναντι από την άλλη
- Υποδοχή για το nRF24L01+ με 8 ακροδέκτες
- Υποδοχή 4 ακροδεκτών για την τροφοδοσία και την επικοινωνία του αισθητήρα φωτός – laser
- Υποδοχή 2 ακροδεκτών για την σύνδεση του αισθητήρα χωρητικότητας
- Ενσωματωμένος πυκνωτής αναφοράς 33pF
- Ενσωματωμένος πιεστικός διακόπτης επαναφοράς (reset)
- Ηχείο (buzzer) για το σύστημα συναγερμού



Σχήμα 21 : Βάση για το σύστημα αισθητήρων, το Arduino και το nRF24L01+ σε διάτρητη πλακέτα

Μετά την κατασκευή της πλακέτας και τη σύνδεση των αισθητήρων στις υποδοχές το επόμενο βήμα ήταν η συσκευασία της συσκευής. Χρησιμοποιήθηκε ένα πλαστικό κουτί 85 mm x 150 mm με κατάλληλες υποδοχές για βίδες. Η διάτρητη πλακέτα με το Arduino και το nRF24L01+ τοποθετήθηκε εντός του κουτιού. Έπειτα για τον αισθητήρα χωρητικότητας ανοίχθηκε στην πλαϊνή όψη του κουτιού κατάλληλη οπή ώστε να εισέρχονται τα καλώδια των δυο ακροδεκτών του πυκνωτή ώστε να δύναται να τοποθετηθεί γύρω από τον πλαστικό σωλήνα. Ακόμη μια οπή ανοίχθηκε στην πλαϊνή όψη του κουτιού για να διέρχεται το καλώδιο USB για την τροφοδοσία αλλά και τον ενδεχόμενο εκ νέου προγραμματισμό του συστήματος.



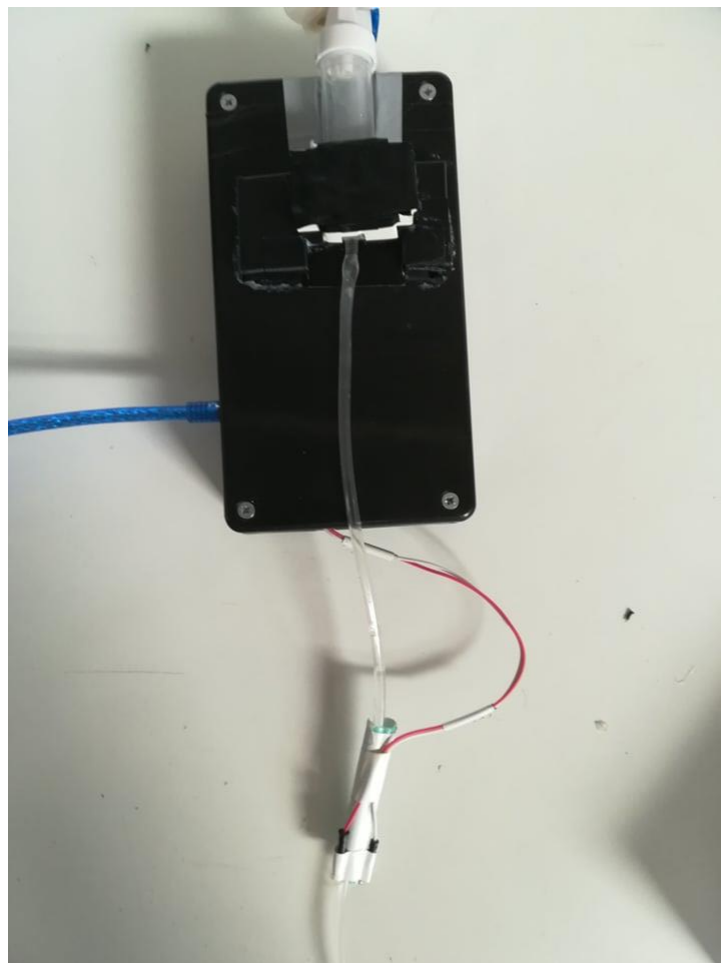
**Σχήμα 22:** Το κάτω μέρος με το πλαστικό κουτί, το κύκλωμα μέτρησης και μετάδοσης και τον αισθητήρα χωρητικότητας

Στην άνω πλευρά του κουτιού τοποθετήθηκε ο αισθητήρας laser-φωτός. Για να γίνει αυτό δημιουργήθηκε κατάλληλη οπή στο πλαστικό η οποία αποτελεί τη βάση για την τοποθέτηση του θαλάμου συσσώρευσης του υγρού της συσκευής ενδοφλέβιας έγχυσης έτσι ώστε αυτός να βρίσκεται μεταξύ του εκπομπού laser και του φωτοτρανζίστορ.





**Σχήμα 23 : Το άνω μέρος με τον αισθητήρα φωτός laser**



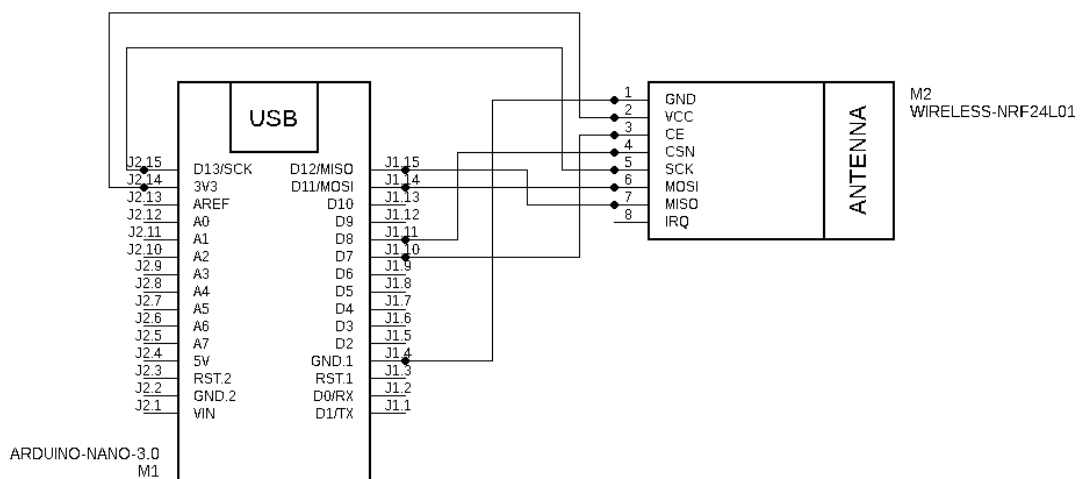
**Σχήμα 24 : Ολόκληρο το σύστημα συναρμολογημένο και τοποθετημένο σε συσκευή έγχυσης υγρών**

### 3.4 Απομακρυσμένος σταθμός παρακολούθησης

Ιδιαίτερη σημασία για το σύστημα παρακολούθησης έχει η δυνατότητα απομακρυσμένης παρακολούθησης της ροής χωρίς να απαιτείται η φυσική παρουσία του νοσηλευτή στο χώρο στον οποίο βρίσκεται ο ασθενής. Σε αυτή την κατεύθυνση σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε επιπλέον του συστήματος παρακολούθησης ένας σταθμός που μπορεί να συνδεθεί σε έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή και να καταγράφει τις ενδείξεις των αισθητήρων που λαμβάνει μέσω κεραίας RF.

Ο σταθμός παρακολούθησης αποτελείται από έναν μικροελεγκτή Arduino Nano και ένα nRF24L01+. Ο μικροελεγκτής προγραμματίστηκε έτσι ώστε να λαμβάνει το αποτέλεσμα που εκπέμπει το σύστημα παρακολούθησης μέσω της κεραίας του nRF24L01+. Μέσω ενός καλωδίου USB συνδέεται σειριακά σε έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή στον οποίο καταγράφονται τα αποτελέσματα.

Η επικοινωνία μεταξύ του μικροελεγκτή και του πομπού nRF24L01+ γίνεται με χρήση 7 ακροδεκτών, όπως ακριβώς περιγράφηκε και στη σχεδίαση του συστήματος παρακολούθησης. Και πάλι ο ακροδέκτης γείωσης GND συνδέεται στον αντίστοιχο ακροδέκτη του Arduino Nano και ο ακροδέκτης τροφοδοσίας του nRF24L01+ συνδέεται με τον ακροδέκτη των 3.3V του Arduino Nano. Ο ακροδέκτης Chip Enable (CE) συνδέθηκε στον ακροδέκτη D7 του Arduino. Ο ακροδέκτης Chip Select Not (CSN) συνδέθηκε στον ακροδέκτη D8 του μικροελεγκτή. Ο ακροδέκτης Serial Clock (SCK) συνδέθηκε στον ακροδέκτη D13. Ο ακροδέκτης Master Out Slave In (MOSI) του nRF24L01+ συνδέθηκε στον ακροδέκτη D11/MOSI του Arduino και ο ακροδέκτης Master In Slave Out (MISO) στο D12/MISO του Arduino.



Σχήμα 25 : Κυκλωματικό διάγραμμα του σταθμού παρακολούθησης

### 3.4.1 Προγραμματισμός σταθμού παρακολούθησης

Μετά τη σύνδεση του Arduino Nano με το nRF24L01+ ο μικροελεγκτής προγραμματίστηκε με χρήση του περιβάλλοντος Arduino IDE. Ο κώδικας που γράφτηκε γι' αυτό το σκοπό παρατίθεται και επεξηγείται στη συνέχεια.

Αρχικά γίνεται η εισαγωγή των απαραίτητων βιβλιοθηκών που επιτρέπουν την επικοινωνία μεταξύ του Arduino και του nRF24L01+ μέσω του πρωτοκόλλου SPI και την ασύρματη επικοινωνία των κεραιών στην RF περιοχή συχνοτήτων.

```
#include <SPI. h>
```

```
#include <nRF24L01. h>
```

```
#include <RF24. h>
```

Έπειτα δημιουργείται το αντικείμενο radio της κλάσης RF24 με ορίσματα τους ακροδέκτες CE και CSN και δηλώνεται η σταθερά address που αποτελεί την διεύθυνση του καναλιού που χρησιμοποιείται από τις κεραιές πομπού και δέκτη. Η διεύθυνση αυτή είναι η ίδια με τη διεύθυνση που είχε δηλωθεί στον κώδικα με τον οποίο προγραμματίστηκε το σύστημα των αισθητήρων παρακολούθησης.

```
RF24 radio(7, 8);
```

```
const byte address [6] = "00001";
```

Ακριβώς όπως και στον εκπομπό δηλώνεται μια δομή με πεδία δυο ακεραίους στην οποία θα αποθηκευτεί η πληροφορία που λαμβάνεται μέσω του διαύλου επικοινωνίας.

```
struct StructToReceive{
```

```
int result;
```

```
int bat;
```

```
};
```

Εντός της συνάρτησης setup ξεκινάει η σειριακή επικοινωνία του Arduino με τον ηλεκτρονικό υπολογιστή, καλείται η μέθοδος begin του radio προκειμένου να ξεκινήσει η ασύρματη επικοινωνία, ανοίγει το κανάλι που αντιστοιχεί στη διεύθυνση address με τη μέθοδο openReadingPipe και καθορίζεται το κέρδος του ενισχυτή ισχύος της κεραίας. Τέλος ξεκινάει η λειτουργία του nRF24L01+ ως δέκτης με την κλήση της μεθόδου startListening.

```
void setup() {
```

```

Serial.begin(9600);
radio.begin();
radio.openReadingPipe(0, address);
radio.setPALevel(RF24_PA_MAX);
radio.startListening();
}

```

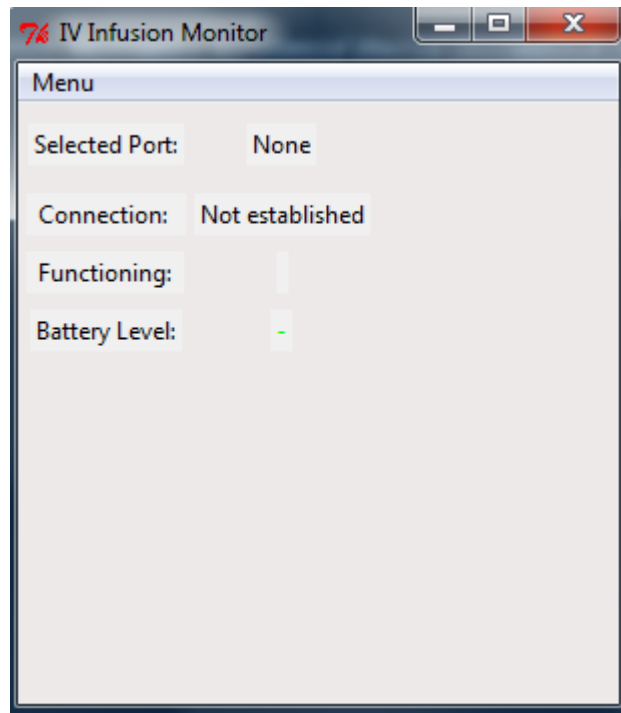
Στη συνάρτηση loop() που θα εκτελείται ατέρμονα για όσο χρόνο λειτουργεί ο σταθμός παρακολούθησης ελέγχεται αν υπάρχει ασύρματη ζεύξη μεταξύ του πομπού και του δέκτη και σε περίπτωση που πράγματι υπάρχει καλείται η μέθοδος read με ορίσματα την δομή torec και το μέγεθος της δομής torec. Μέσω της σειριακής σύνδεσης στη συνέχεια τυπώνονται οι τιμές των πεδίων της δομής που λαμβάνεται. Το δεύτερο πεδίο που αφορά την μπαταρία τυπώνεται στην ίδια σειρά με τη συμβολοσειρά bat έτσι ώστε να διαφέρει. Σε περίπτωση που δεν υπάρχει ασύρματη ζεύξη τυπώνονται οι τιμές 3 και batUnknown.

```

void loop() {
  if (radio.available()) {
    StructToReceive torec;
    radio.read(&torec, sizeof(torec));
    Serial.println(torec.result);
    Serial.print("bat");
    Serial.println(torec.bat);
  }
  else{
    Serial.println(3);
    Serial.println(batUnknown);
  }
}

```

### 3.4.2 Ανάπτυξη εφαρμογής για την αλληλεπίδραση με τον χρήστη



Σχήμα 26 : Η εφαρμογή για ηλεκτρονικό υπολογιστή. Σε αυτή την εικόνα φαίνεται το αρχικό στάδιο, πριν από την επιλογή θύρας

Το σύστημα που σχεδιάστηκε στην εν λόγω εργασία απευθύνεται σε χρήστες οι οποίοι δεν είναι απαραίτητα εξοικειωμένοι με την τεχνολογία και τη χρήση του ηλεκτρονικού υπολογιστή. Για αυτό το λόγο κρίθηκε σκόπιμο να αναπτυχθεί και μια απλή στην εγκατάσταση και τη χρήση εφαρμογή για ηλεκτρονικούς υπολογιστές με στόχο την εύκολη αλληλεπίδραση του συνολικού συστήματος με το χρήστη.

Με τη γλώσσα προγραμματισμού Python και τις κατάλληλες βιβλιοθήκες δημιουργήθηκε ένα γραφικό περιβάλλον που επιτρέπει στο χρήστη να διαλέξει τη θύρα στην οποία είναι συνδεδεμένος ο σταθμός παρακολούθησης και να λαμβάνει τις απαραίτητες πληροφορίες. Συγκεκριμένα στην οθόνη του ηλεκτρονικού υπολογιστή εμφανίζεται η κατάσταση της σύνδεσης μεταξύ του σταθμού και του συστήματος αισθητήρων, η στάθμη της μπαταρίας του συστήματος αισθητήρων για την περίπτωση της τροφοδοσίας με μπαταρία και τέλος το αποτέλεσμα της παρακολούθησης το οποίο μπορεί να είναι ένα εκ τριών πιθανών ενδεχομένων. Είτε και οι δυο αισθητήρες θεωρούν την ροή κανονική οπότε η ένδειξη της συσκευής είναι αυτή της ορθής λειτουργίας, είτε οι δυο αισθητήρες έχουν διαφορετική ένδειξη και το τελικό αποτέλεσμα είναι πως η

λειτουργία είναι ενδεχομένως λανθασμένη, είτε οι δυο αισθητήρες συμφωνούν πως η ροή είναι προβληματική και συνεπώς η ένδειξη είναι λανθασμένη λειτουργία.

Ξεκινώντας εισάγονται οι απαραίτητες βιβλιοθήκες. Αρχικά η βιβλιοθήκη `sys` που περιέχει τις απαραίτητες μεταβλητές και συναρτήσεις που επιτρέπουν την χρήση του διερμηνευτή της Python. Η βιβλιοθήκη `glob` που επιτρέπει τον εντοπισμό όλων των μονοπατιών στα συστήματα Unix και θα χρησιμεύσει για την εύρεση των θυρών σειριακής επικοινωνίας. Η βιβλιοθήκη `serial` περιέχει όλες τις απαραίτητες κλάσεις, μεθόδους και συναρτήσεις για την σειριακή επικοινωνία μεταξύ του Arduino και του ηλεκτρονικού υπολογιστή. Η βιβλιοθήκη `tkinter` είναι η βιβλιοθήκη γραφικών που θα χρησιμοποιηθεί και τέλος η βιβλιοθήκη `time` που χρησιμοποιείται για τον χειρισμό εργασιών σχετικών με χρόνο.

```
import sys
```

```
import glob
```

```
import serial
```

```
from tkinter import *
```

```
import time
```

Μετά την εισαγωγή των βιβλιοθηκών δημιουργείται το κυρίως παράθυρο της εφαρμογής το οποίο θα έχει τίτλο IV Infusion Monitor και θα έχει μέγεθος 300 επί 300 pixels.

```
window = Tk()
```

```
window.title("IV Infusion Monitor")
```

```
window.geometry('300x300')
```

Η συνάρτηση `serial_ports()` επιστρέφει μια λίστα όλων των διαθέσιμων σειριακών θυρών. Αρχικά ανάλογα με το λειτουργικό σύστημα στο οποίο εκτελείται η εφαρμογή δημιουργείται η λίστα `ports` η οποία περιλαμβάνει όλες τις πιθανές σειριακές θύρες του υπολογιστή. Τα υποστηριζόμενα λειτουργικά συστήματα είναι τα Windows OS, Linux και Mac OS. Σε περίπτωση που το πρόγραμμα εκτελεστεί σε κάποιο διαφορετικό λειτουργικό σύστημα εμφανίζεται μήνυμα λάθους.

```
def serial_ports():
```

```
if sys.platform.startswith('win'):
```

```
    ports = ['COM%s' % (i + 1) for i in range(256)]
```

```
elif sys.platform.startswith('linux') or sys.platform.startswith('cygwin'):
```

```
# this excludes your current terminal "/dev/tty"
```

```
ports = glob.glob('/dev/tty [A-Za-z]*')
```

```
elif sys.platform.startswith('darwin'):
```

```
ports = glob.glob('/dev/tty. *')
```

```
else:
```

```
raise EnvironmentError('Unsupported platform')
```

Στη συνέχεια για κάθε θύρα στη λίστα ports η συνάρτηση επιχειρεί να ξεκινήσει τη σειριακή επικοινωνία. Αν αυτό είναι δυνατόν η θύρα κλείνει ενώ προστίθεται στη λίστα result, η οποία θα περιέχει στο τέλος τις θύρες που είναι διαθέσιμες. Διαφορετικά η συνάρτηση απλώς προχωρά στην επόμενη θύρα.

```
result = []
```

```
for port in ports:
```

```
try:
```

```
s = serial.Serial(port)
```

```
s.close()
```

```
result.append(port)
```

```
except (OSError, serial.SerialException):
```

```
pass
```

```
return result
```

Η συνάρτηση on\_closing καθορίζει τη συμπεριφορά της εφαρμογής όταν ο χρήστης την κλείσει από το κουμπί X στο άνω μέρος της οθόνης.

```
def on_closing():
```

```
window.destroy()
```

```
sys.exit()
```

Η κλάση Mainscreen έχει δυο πεδία που θα χρειαστούν για το μενού. Το ένα πεδίο αφορά την επιλεγμένη θύρα και το δεύτερο αφορά το αν έχει γίνει αλλαγή στην επιλεγμένη θύρα. Επίσης η κλάση περιλαμβάνει και τύπους θέσης (setters) και ανάγνωσης (getters) και για τα δυο αυτά πεδία.

```
class Mainscreen:
```

```
def __init__(self,port,pressed):
```

```
self.port=port
```

```
self.pressed = False
```

```

def setPort(self,port):
    self.port=port
    self.pressed=True
def setPressed(self,pressed):
    self.pressed = pressed
def getPort(self):
    return self.port

```

Στη συνέχεια καθορίζονται πρώτον η συμπεριφορά του παραθύρου όταν πατηθεί το κουμπί κλεισίματος, όπως περιγράφηκε νωρίτερα με τη συνάρτηση `on_closing` και δεύτερον το χρώμα του φόντου στο παράθυρο.

```

window.protocol("WM_DELETE_WINDOW", on_closing)
window.configure(background = 'snow2')

```

Εντός της κύριας συνάρτησης `main` δημιουργείται αρχικά ένα αντικείμενο της κλάσης `Mainscreen` με το πεδίο `port` να αρχικοποιείται στην αλφαριθμητική τιμή `'None'` που σημαίνει πως δεν υπάρχει επιλεγμένη θύρα σειριακής επικοινωνίας και το πεδίο `pressed` στην λογική τιμή `False` που σημαίνει πως δεν έχει γίνει επιλογή θύρας. Εν συνεχεία δημιουργούνται ορισμένα αντικείμενα της κλάσης `Label`, δηλαδή ετικέτες που θα χρησιμεύσουν για την αλληλεπίδραση με το χρήστη τυπώνοντας τα κατάλληλα μηνύματα στο παράθυρο της εφαρμογής.

```

if __name__ == '__main__':
    MS = Mainscreen('None',False)
    lbl0 = Label(window,text="Selected Port:")
    lbl0.grid(row=0,column=0,pady=10,padx=5)
    v1 = StringVar()
    lbl1 = Label(window,textvariable=v1)
    lbl1.grid(row=0,column=1)
    lbl2 = Label(window,text=" Connection: ")
    lbl2.grid(row=1,column=0,pady=4)
    v3 = StringVar()
    lbl3 = Label(window,textvariable = v3)
    lbl3.grid(row=1,column=1)
    v3.set('Not established')

```



```

lbl4 = Label(window,text=" Functioning: ")
lbl4.grid(row=2,column=0,pady=4)
v5 = StringVar()
lbl5 = Label(window,textvariable = v5)
lbl5.grid(row=2,column=1)
lbl6 = Label(window,text="Battery Level:")
lbl6.grid(row=3,column=0,pady=4)
v7 = StringVar()
lbl7 = Label(window,textvariable = v7,fg='green')
lbl7.grid(row=3,column=1)
v7.set('-')

```

Μετά τη δημιουργία των ετικετών ξεκινάει ατέρμων βρόχος που θα τερματιστεί μόνο όταν ο χρήστης αποφασίσει να κλείσει την εφαρμογή. Εντός του βρόχου δημιουργείται ένα μενού με δυο επιλογές. Την επιλογή Choose Port η οποία οδηγεί σε ένα νέο μικρότερο μενού που παρουσιάζει τις διαθέσιμες θύρες. Οι διαθέσιμες θύρες είναι αποθηκευμένες στη λίστα `available_ports` η οποία ανανεώνεται διαρκώς με την κλήση της συνάρτησης `serial_ports` έτσι ώστε να ενημερώνεται το πρόγραμμα αν κάποια νέα θύρα έχει συνδεθεί ή αν κάποια παλαιότερη έπαψε να είναι διαθέσιμη. Αν ο χρήστης επιλέξει μια θύρα το αντίστοιχο πεδίο του αντικειμένου MS ενημερώνεται.

**while(1):**

```

menubar = Menu(window)
window.config(menu=menubar)
fileMenu = Menu(menubar)
submenu = Menu(fileMenu)
available_ports = serial_ports()
fileMenu.add_cascade(label = 'Choose Port',menu=submenu)
for i in range(0,len(available_ports)):
    submenu.add_command(label = available_ports [i],command= lambda x=i
:MS.setPort(available_ports [x]))
fileMenu.add_command(label="Exit",command=on_closing)
menubar.add_cascade(label="Menu",menu=fileMenu)

```

Κατόπιν ελέγχεται αν ο χρήστης έχει επιλέξει θύρα μέσω της μεθόδου `getPort` του `MS`. Σε περίπτωση που το πεδίο είναι ενημερωμένο με κάποια θύρα ελέγχεται αν η επιλογή της έγινε στην διάρκεια της τελευταίας επανάληψης μέσω του πεδίου `pressed`. Σε αυτή την περίπτωση το πεδίο `pressed` ξανατίθεται στην λογική τιμή `False` και ανοίγει σειριακά η θύρα που έχει επιλεγεί. Στη συνέχεια διαβάζεται η πρώτη γραμμή μέσω της σειριακής επικοινωνίας και γίνεται η αποκωδικοποίηση από το σχήμα κωδικοποίησης `utf-8`. Μετά την ανάγνωση της πρώτης γραμμής ακολουθεί η ενημέρωση των αντίστοιχων μεταβλητών που έχουν συνδεθεί με τις ετικέτες που εμφανίζονται στην οθόνη. Ανάλογα την τιμή που διαβάστηκε η μεταβλητή `v3` παίρνει τιμή `Established` αν η τιμή είναι 0, 1 ή 2. Αυτό σημαίνει πως και η σύνδεση μεταξύ σταθμού παρακολούθησης και ηλεκτρονικού υπολογιστή σειριακά και η σύνδεση μεταξύ συστήματος αισθητήρων και σταθμού ασύρματα έχουν γίνει με επιτυχία. Αντίστοιχα η μεταβλητή `v5`, η οποία αντιστοιχεί στην ένδειξη σχετικά με τη λειτουργία της συσκευής χορήγησης υγρού παίρνει τιμή `Normal` για 0, `Potentially Irregular` για 1 και `Irregular` για 2. Αν η τιμή που διαβάστηκε είναι 3 η σύνδεση μεταξύ σταθμού παρακολούθησης και ηλεκτρονικού υπολογιστή είναι εγκατεστημένη και υπάρχει πρόβλημα στην ασύρματη επικοινωνία. Έπειτα διαβάζεται η δεύτερη γραμμή από τη σειριακή θύρα η οποία αντιστοιχεί στην τιμή της τάσης στο `Arduino` ώστε να είναι δυνατή η παρακολούθηση της στάθμης της μπαταρίας σε περίπτωση που η συσκευή τροφοδοτείται με μπαταρία και ενημερώνεται κατάλληλα η μεταβλητή `v7`. Σε περίπτωση αποτυχίας της σειριακής επικοινωνίας ενημερώνεται κατάλληλα η μεταβλητή `v3` με την τιμή `Serial Communication Problem`.

```
if MS.getPort()!='None':
```

```
    if MS.pressed:
```

```
        MS.setPressed(False)
```

```
        ser = serial.Serial(MS.getPort())
```

```
    try:
```

```
        ser_bytes = ser.readline()
```

```
        decoded_bytes = float(ser_bytes[0:len(ser_bytes)-2].decode("utf-8"))
```

```
    if int(decoded_bytes) == 0:
```

```
        v3.set('Established')
```

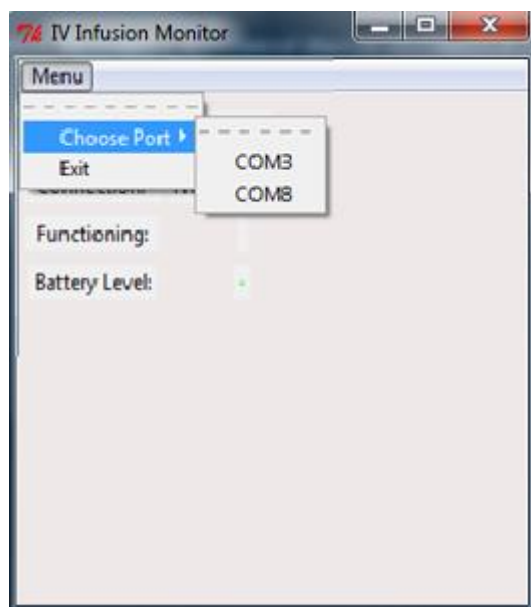
```
        v5.set('Normal')
```

```
    elif int(decoded_bytes) == 1:
```

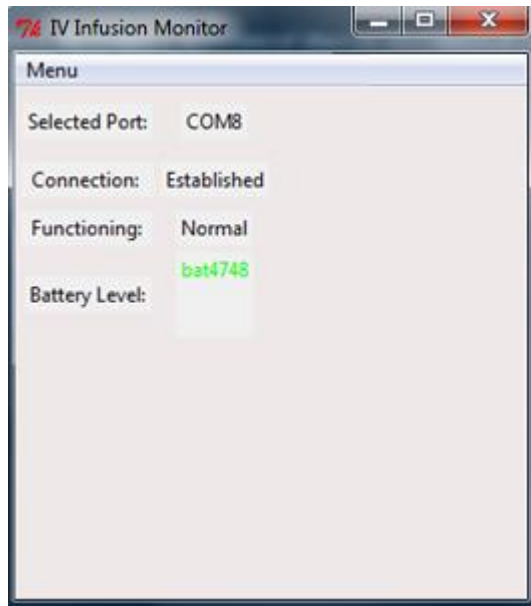
```

v3.set('Established')
v5.set('Potentially Irregular')
elif int(decoded_bytes) == 2:
v3.set('Established')
v5.set('Irregular')
elif int(decoded_bytes)==3:
v3.set('RF Communication Problem')
v5.set("")
ser_bytes2 = ser.readline()
decoded_bytes = float(ser_bytes [0:len(ser_bytes)-2].decode("utf-8"))
v7.set(str(ser_bytes2))
except:
v3.set('Serial Communication Problem')
v5.set("")
v1.set(str(MS.getPort()))
window.update()

```



Σχήμα 27 : Το μενού της εφαρμογής

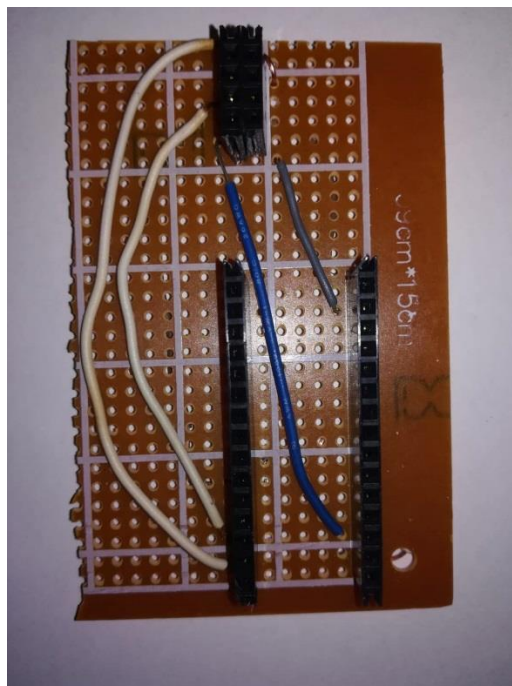


Σχήμα 28 : Αφού επιλεγεί η κατάλληλη θύρα τα πεδία των ενδείξεων επιτρέπουν την παρακολούθηση του συστήματος αισθητήρων

### 3.4.3 Συσκευασία του σταθμού παρακολούθησης

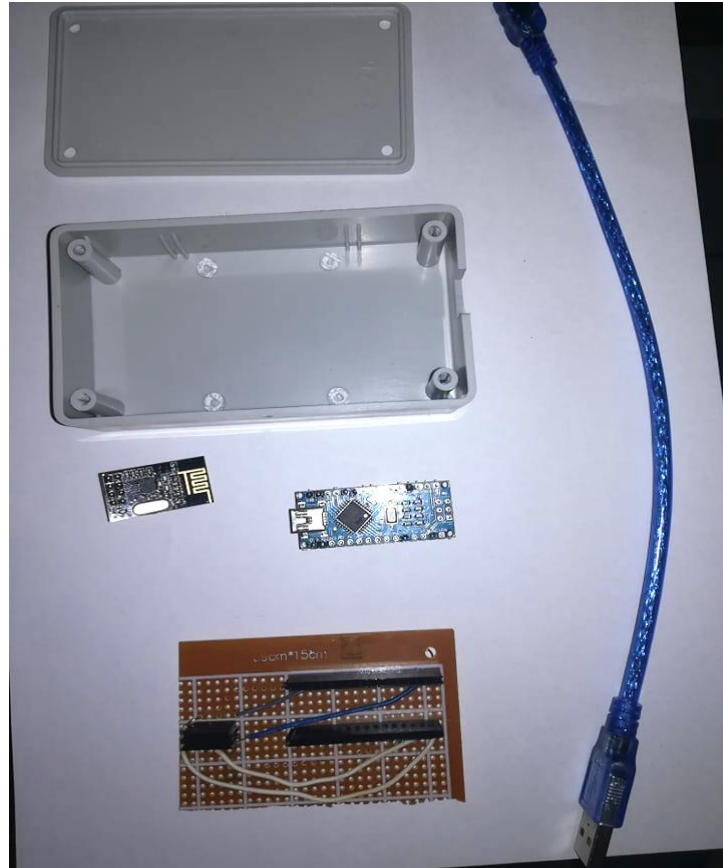
Για την εύκολη και ασφαλή μεταφορά και χρήση του σταθμού παρακολούθησης κατασκευάστηκε η κατάλληλη συσκευασία ώστε το συνολικό σύστημα να βρίσκεται εξ ολοκλήρου εντός ενός κουτιού που συνδέεται στον ηλεκτρονικό υπολογιστή.

Αρχικά κατασκευάστηκε σε διάτρητη πλακέτα η βάση με υποδοχές για το Arduino και το nRF24L01+



Σχήμα 29 : Η βάση του Arduino και του nRF24L01+ για τον απομακρυσμένο σταθμό σε διάτρητη πλακέτα

Αγοράστηκε ένα μικρό πλαστικό κουτί διαστάσεων 60 mm x 110 mm με υποδοχές για βίδες εντός του οποίου τοποθετήθηκε η πλακέτα με το Arduino Nano και το nRF24L01+. Στην πλαϊνή όψη ανοίχθηκε μια οπή για το καλώδιο USB που χρησιμεύει στην τροφοδοσία του σταθμού και την σειριακή επικοινωνία του με τον ηλεκτρονικό υπολογιστή.



Σχήμα 30 : Το κουτί, η βάση, το Arduino και το nRF24L01+



Σχήμα 31 : Ο σταθμός παρακολούθησης συναρμολογημένος



## 4 Συμπεράσματα

### 4.1 Τελική δοκιμή και αξιολόγηση του ολοκληρωμένου συστήματος

Η τελική δοκιμή του συστήματος έγινε τοποθετώντας τη συσκευή παρακολούθησης σε μια συσκευή έγχυσης φυσιολογικού ορού και εκτελώντας μια σειρά από πειράματα είτε με κανονική ροή υγρού είτε με ροή η οποία διακόπτεται και με διαφορετικούς ρυθμούς ροής και αξιολογώντας τα αποτελέσματα, παρατηρώντας τόσο τον ηχητικό συναγερμό, όσο και τον απομακρυσμένο σταθμό παρακολούθησης.

Το σύστημα στη συντριπτική πλειοψηφία των πειραμάτων λειτούργησε σωστά στον εντοπισμό διακοπής της ροής. Επιπλέον σπάνια η συμπεριφορά του συστήματος έδειξε να επηρεάζεται από εξωτερικούς παράγοντες όταν η χρήση του συστήματος έγινε όπως προβλέπεται.

Το σύστημα είναι εύχρηστο, καθώς για την εγκατάστασή του αρκούν μερικά δευτερόλεπτα και η μεταφορά του είναι πολύ εύκολη. Το κόστος κατασκευής του είναι πολύ μικρό καθώς το συνολικό ποσό που δαπανήθηκε για το σύστημα και για τον απομακρυσμένο σταθμό δεν ξεπέρασε τα 20€.

Συμπερασματικά το σύστημα εκπληρώνει τους στόχους που τέθηκαν αρχικά και προσφέρει μια ικανοποιητική και οικονομική λύση στην παρακολούθηση των συσκευών ενδοφλέβιας χορήγησης υγρών.

### 4.2 Μελλοντική εργασία

Το σύστημα που κατασκευάσθηκε στην παρούσα εργασία έχει περιθώρια βελτίωσης και επέκτασης που θα μπορούσαν να αξιοποιηθούν από μελλοντικούς ερευνητές και μηχανικούς. Παρατίθενται, λοιπόν σαν επίλογος της εργασίας ορισμένες ιδέες που ενδεχομένως θα συμβάλουν στην περαιτέρω ανάπτυξή του.

#### Διακοπή της ροής σε περίπτωση εντοπισμού μη κανονικού συμβάντος

Ο εντοπισμός μη κανονικού συμβάντος στο παρόν σύστημα ειδοποιεί τους νοσηλευτές προκειμένου να επέμβουν αφαιρώντας τον ορό ώστε να αποφευχθεί ο κίνδυνος εμβολής αέρα. Μια πιθανή επέκταση που θα απομάκρυνε εντελώς τον

παραπάνω κίνδυνο θα ήταν να ενσωματωθεί στο σύστημα ένας μηχανισμός που θα διακόπτει τη ροή πιέζοντας τον πλαστικό σωλήνα σε κάποιο σημείο του.

#### Παρακολούθηση του ρυθμού της ροής

Μια ακόμη ιδέα για την ανάπτυξη του συστήματος είναι η προσπάθεια για ακριβή παρακολούθηση του ρυθμού της ροής του υγρού. Κάτι τέτοιο θα επέτρεπε στους νοσηλευτές να γνωρίζουν αν η χορήγηση κάποιου φαρμάκου γίνεται με τον επιθυμητό για τη θεραπεία ρυθμό. Το υποσύστημα laser-φωτοτρανζίστορ θα μπορούσε ενδεχομένως να σχεδιασθεί με τέτοιο τρόπο ώστε να τοποθετείται στο σημείο του θαλάμου από το οποίο ξεκινούν οι σταγόνες, έτσι ώστε κάθε σταγόνα του υγρού να διακόπτει τη δέσμη του laser και να μεταβάλλει την λήψη του φωτοτρανζίστορ.

#### Ανάπτυξη δικτύου αισθητήρων

Τέλος, το σύστημα θα μπορούσε να επεκταθεί έτσι ώστε ο σταθμός παρακολούθησης να λαμβάνει ενδείξεις από περισσότερα του ενός συστήματα παρακολούθησης. Οι κεραίες RF που χρησιμοποιήθηκαν δίνουν τη δυνατότητα χρήσης 125 διαφορετικών καναλιών. Κάθε κανάλι θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί ιδανικά και από ένα διαφορετικό σύστημα παρακολούθησης δημιουργώντας έτσι ένα δίκτυο αισθητήρων που θα διευκόλυναν την ταυτόχρονη νοσηλεία περισσότερων ασθενών.



## 5 Βιβλιογραφία

- [1] [www.medicoshop.gr](https://www.medicoshop.gr/products/siskeves_ou/01SYO0000-syskeyes_ou), “Συσκευή ορού.” [Online]. Available: [https://www.medicoshop.gr/products/siskeves\\_ou/01SYO0000-syskeyes\\_ou](https://www.medicoshop.gr/products/siskeves_ou/01SYO0000-syskeyes_ou). [Accessed: 04-Nov-2019].
- [2] D. Pant, K. Narani, and J. Sood, “Significant air embolism: A possibility even with collapsible intravenous fluid containers when used with rapid infuser system,” *Indian J. Anaesth.*, vol. 54, no. 1, p. 49, 2010.
- [3] *Pyroelectricity: From Ancient Curiosity to Modern Imaging Tool.* .
- [4] J. Fraden, *Handbook of Modern Sensors: Physics, Designs, and Applications*. Springer Science & Business Media, 2004.
- [5] C. Ye, T. Tamagawa, P. Schiller, and D. L. Polla, “Pyroelectric PbTiO<sub>3</sub> thin films for microsensor applications,” *Sens. Actuators Phys.*, vol. 35, no. 1, pp. 77–83, Oct. 1992.
- [6] *Motorola Seminars and Application Books AN-508 Applications Of Phototransistors In Electro Optic Systems.* .
- [7] J. G. Eden, “Laser technology: Theory and operating principles: Application of the principles of quantum electronics has yielded hundreds of lasers whose wavelengths span from the infrared to the X-ray region of the spectrum,” *IEEE Potentials*, vol. 4, no. 2, pp. 7–12, May 1985.
- [8] N. E. Bykovsky *et al.*, “Study of active media on nano- and microparticles of solid-state laser materials,” in *2018 International Conference Laser Optics (ICLO)*, St. Petersburg, 2018, pp. 27–27.
- [9] P. Hands, D. Gardiner, S. Morris, M. Qasim, T. Wilkinson, and H. Coles, “Widely and continuously tuneable liquid crystal lasers,” in *2012 Conference on Lasers and Electro-Optics (CLEO)*, 2012, pp. 1–2.
- [10] G. Singhal, Mainuddin, R. Rajesh, M. T. Beg, R. K. Tyagi, and A. L. Dawar, “Overview of Optical Techniques for Characterization of High-Power Infrared Gas Lasers,” *IEEE Sens. J.*, vol. 15, no. 8, pp. 4165–4173, Aug. 2015.
- [11] D. Wang, Y. Zou, X. Zhao, X. Ma, L. Hou, and Y. Hai, “Semiconductor laser range system and precision analysis,” in *2015 International Conference on Optoelectronics and Microelectronics (ICOM)*, Changchun, China, 2015, pp. 128–131.
- [12] W. J. Duffin, *Electricity And Magnetism.* .
- [13] “The application of the capacitor’s physics to optimize capacitive angular-position sensors - IEEE Journals & Magazine.” [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/document/552149>. [Accessed: 01-Nov-2019].

- [14] Xianming Xiong, Dapeng Cheng, RuiZhe Liu, and Jian Chen, "The design of film thickness measure system based on capacitance sensor," in *2010 International Conference on Intelligent Computing and Integrated Systems*, 2010, pp. 334–336.
- [15] R. Stojanović, N. Lekić, Z. Mijanović, and J. Kovačević, "FPGA based capacitive touch pad/interface," in *2013 IEEE XXXIII International Scientific Conference Electronics and Nanotechnology (ELNANO)*, 2013, pp. 399–402.
- [16] S. Tsuji and T. Kohama, "A Layered 3D Touch Screen Using Capacitance Measurement," *IEEE Sens. J.*, vol. 14, no. 9, pp. 3040–3045, Sep. 2014.
- [17] Y. Dou, J. Qin, and X. Chang, "The Study of a Capacitance Sensor and its System Used in Measuring Ice Thickness, Sedimentation and Water Level of a Reservoir," in *2009 International Forum on Information Technology and Applications*, 2009, vol. 3, pp. 616–619.
- [18] Y. Wen, A. Demosthenous, N. Donaldson, and X. Liu, "A Capacitance-to-Digits Readout Circuit for Integrated Humidity Sensors for Monitoring the In-Package Humidity of Ultra-Small Medical Implants," in *2018 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, 2018, pp. 1–4.
- [19] N. Lovecchio *et al.*, "Drop position sensing in digital microfluidics based on capacitance measurement," in *2015 XVIII AISEM Annual Conference*, 2015, pp. 1–4.
- [20] G. Yan-li and Z. Yonggao, "Key Issues in Designing High-Speed Hardware for Electrical Capacitance Tomography System," in *2009 International Forum on Computer Science-Technology and Applications*, 2009, vol. 1, pp. 332–335.
- [21] H. Ogawa, H. Maki, S. Tsukamoto, Y. Yonezawa, H. Amano, and W. M. Caldwell, "A new drip infusion solution monitoring system with a free-flow detection function," in *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 2010, pp. 1214–1217.
- [22] F. -G. Chen, J. -Y. Wang, S. Chen, S. -C. Tu, and K. -Y. Chen, "A Hang-and-Play Intravenous Infusion Monitoring System," in *2015 3rd International Conference on Applied Computing and Information Technology/2nd International Conference on Computational Science and Intelligence*, 2015, pp. 278–281.
- [23] "The Use of the Fluid IV Alert (FIVA) Monitor to Decrease the Incidence of Undetected Empty Intravenous Bag in Dimmed Operating Rooms - ICH GCP - Clinical Trials Registry." [Online]. Available: <https://ichgcp.net/clinical-trials-registry/NCT02666027>. [Accessed: 15-Oct-2019].
- [24] D. M. Mattox, "Deposition Processes," in *The Foundations of Vacuum Coating Technology*, Elsevier, 2003, pp. 11–33.

## 6 Παράρτημα

### Κώδικας εφαρμογής σε Python

```
import sys
import glob
import serial
from tkinter import *
import time

window = Tk()
window.title("IV Infusion Monitor")
window.geometry('300x300')

def serial_ports():
    if sys.platform.startswith('win'):
        ports = ['COM%s' % (i + 1) for i in range(256)]
    elif sys.platform.startswith('linux') or sys.platform.startswith('cygwin'):
        # this excludes your current terminal "/dev/tty"
        ports = glob.glob('/dev/tty [A-Za-z]*')
    elif sys.platform.startswith('darwin'):
        ports = glob.glob('/dev/tty.*')
    else:
        raise EnvironmentError('Unsupported platform')
    result = []
    for port in ports:
        try:
            s = serial.Serial(port)
            s.close()
            result.append(port)
        except (OSError, serial.SerialException):
            pass
    return result
```

```
def on_closing():
```

```
    window.destroy()
```

```
    sys.exit()
```

```
class Mainscreen:
```

```
    def __init__(self,port,pressed):
```

```
        self.port=port
```

```
        self.pressed = False
```

```
    def setPort(self,port):
```

```
        self.port=port
```

```
        self.pressed=True
```

```
    def setPressed(self,pressed):
```

```
        self.pressed = pressed
```

```
    def getPort(self):
```

```
        return self.port
```

```
window.protocol("WM_DELETE_WINDOW", on_closing)
```

```
window.configure(background = 'snow2')
```

```
if __name__ == '__main__':
```

```
    MS = Mainscreen('None',False)
```

```
    lbl0 = Label(window,text="Selected Port:")
```

```
    lbl0.grid(row=0,column=0,pady=10,padx=5)
```

```
    v1 = StringVar()
```

```
    lbl1 = Label(window,textvariable=v1)
```

```
    lbl1.grid(row=0,column=1)
```

```
    lbl2 = Label(window,text=" Connection: ")
```

```
    lbl2.grid(row=1,column=0,pady=4)
```

```
    v3 = StringVar()
```

```
    lbl3 = Label(window,textvariable = v3)
```

```
    lbl3.grid(row=1,column=1)
```

```

v3.set('Not established')
lbl4 = Label(window,text=" Functioning: ")
lbl4.grid(row=2,column=0,pady=4)
v5 = StringVar()
lbl5 = Label(window,textvariable = v5)
lbl5.grid(row=2,column=1)
lbl6 = Label(window,text="Battery Level:")
lbl6.grid(row=3,column=0,pady=4)
v7 = StringVar()
lbl7 = Label(window,textvariable = v7,fg='green')
lbl7.grid(row=3,column=1)
v7.set('-')
while(1):
    menubar = Menu(window)
    window.config(menu=menubar)
    fileMenu = Menu(menubar)
    submenu = Menu(fileMenu)
    available_ports = serial_ports()
    fileMenu.add_cascade(label = 'Choose Port',menu=submenu)
    for i in range(0,len(available_ports)):
        submenu.add_command(label = available_ports [i],command= lambda x=i :MS.
setPort(available_ports [x]))
    fileMenu.add_command(label="Exit",command=on_closing)
    menubar.add_cascade(label="Menu",menu=fileMenu)
    if MS.getPort()!='None':
        if MS.pressed:
            MS.setPressed(False)
            ser = serial.Serial(MS. getPort())
        try:
            ser_bytes = ser.readline()
            decoded_bytes = float(ser_bytes [0:len(ser_bytes)-2].decode("utf-8"))
            if int(decoded_bytes) == 0:

```

```

v3.set('Established')
v5.set('Normal')
elif int(decoded_bytes) == 1:
v3.set('Established')
v5.set('Potentially Irregular')
elif int(decoded_bytes) == 2:
v3.set('Established')
v5.set('Irregular')
elif int(decoded_bytes)==3:
v3.set('RF Communication Problem')
v5.set("")
ser_bytes2 = ser.readline()
decoded_bytes = float(ser_bytes [0:len(ser_bytes)-2].decode("utf-8"))
v7.set(str(ser_bytes2))
except:
v3.set('Serial Communication Problem')
v5.set("")
v1.set(str(MS.getPort()))
window.update()

```

### Κώδικας πειράματος αισθητήρα φωτός-laser

```

unsigned long int milli_time;
int laserPin = 4;
#define recPin A7
int value;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode(laserPin,OUTPUT);
  Serial.println("LABEL,Computer Time,Time (Milli Sec. ),Value");
}

```

```

void loop() {
  milli_time = millis();
  digitalWrite(laserPin, HIGH);
  value = analogRead(recPin);
  Serial.print("DATA,TIME,");
  Serial.print(milli_time);
  Serial.print(",");
  Serial.println(value);
  delay(500);
}

```

### Κώδικας πειράματος αισθητήρα χωρητικότητας

```

const int OUT_PIN = 2;
const int IN_PIN = A0;
unsigned long int milli_time;
int value;

void setup()
{
  pinMode(OUT_PIN, OUTPUT);
  Serial.println("LABEL,Computer Time,Time (Milli Sec. ),Value");
  Serial.begin(9600);
}

void loop()
{
  milli_time = millis();
  digitalWrite(OUT_PIN, HIGH);
  value = analogRead(IN_PIN);
  digitalWrite(OUT_PIN, LOW);
  Serial.print("DATA,TIME,");
  Serial.print(milli_time);
}

```

```
Serial.print(",");  
Serial.println(value);  
delay(500);  
}
```

### Κώδικας προγραμματισμού του συστήματος αισθητήρων

```
#include <SPI.h>  
#include <nRF24L01.h>  
#include <RF24.h>  
  
RF24 radio(7, 8);  
const byte address [6] = "00001";  
const int laserPin = 4;  
const int recPin = A7;  
const int OUT_PIN = A2;  
const int IN_PIN = A1;  
const int buzzer = 9;  
int laser;  
int capacitance;  
int counter ;  
int base_laser;  
int base_capacitance;  
int indicator1=0;  
int indicator2=0;  
int estimation=0;  
int input_voltage;  
  
struct StructToSend {  
int result;  
int input_voltage;  
};
```



```

int readVcc() {
  int result;
  ADMUX = _BV(REFS0) | _BV(MUX3) | _BV(MUX2) | _BV(MUX1);
  delay(2);
  ADCSRA |= _BV(ADSC);
  while (bit_is_set(ADCSRA,ADSC));
  result = ADCL;
  result |= ADCH<<8;
  result = 1125300L / result;
  return result;
}

```

```

void setup() {
  pinMode(laserPin,OUTPUT);
  pinMode(OUT_PIN, OUTPUT);
  pinMode(buzzer, OUTPUT);
  radio.begin();
  radio.openWritingPipe(address);
  radio.setPALevel(RF24_PA_MAX);
  radio.stopListening();
  counter = 0;
  base_laser = 0;
  base_capacitance = 0;
}

```

```

void loop() {
  result=0;
  digitalWrite(OUT_PIN, HIGH);
  capacitance = analogRead(IN_PIN);
  digitalWrite(OUT_PIN, LOW);
  digitalWrite(laserPin, HIGH);
  laser = analogRead(recPin);
}

```

```

if(counter<3){
counter++;
}
else if (counter<23){
base_value += value*0.05;
base_capacitance += 0.05*capacitance;
counter ++;
}
else{
if (abs(laser-base_laser)<0.1*base_laser) {
indicator1++;
if (indicator1>=19){
indicator1=19;
}
}
else{
indicator1--;
if (indicator1<=0){
indicator1=0;
}
}
if (abs(capacitance-base_capacitance)>0.05*base_capacitance) {
indicator2++;
Serial.print(capacitance);
Serial.print("-");
Serial.println(base_capacitance);
if (indicator2>=19){
indicator2=19;
}
}
else {
indicator2--;
}
}

```

```

if (indicator2<=0) {
indicator2=0;
}
}
}
if (indicator1>=10) {
result++;
}
if (indicator2>=10) {
result++;
}
input_voltage=readVcc();
StructToSend tosend;
tosend.result = result;
tosend.input_voltage = input_voltage;
radio.write(&tosend, sizeof(tosend));
if (estimation==2) {
tone(buzzer,1000);
delay(250);
noTone(buzzer);
delay(250);
}
else{
delay(500);
}
}

```

### Κώδικας του απομακρυσμένου σταθμού παρακολούθησης

```

#include <SPI. h>
#include <nRF24L01. h>
#include <RF24. h>

RF24 radio(7, 8);

```

```

const byte address [6] = "00001";

struct StructToReceive{
  int result;
  int bat;
};

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  radio.begin();
  radio.openReadingPipe(0, address);
  radio.setPALevel(RF24_PA_MAX);
  radio.startListening();
}

void loop() {
  if (radio.available()) {
    StructToReceive torec;
    radio.read(&torec, sizeof(torec));
    Serial.println(torec.result);
    Serial.print("bat");
    Serial.println(torec.bat);
  }
  else{
    Serial.println(3);
    Serial.println(batUknown);
  }
}

```