



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ  
ΔΥΤΙΚΗΣ ΜΑΚΕΔΟΝΙΑΣ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**«ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΜΕΤΡΗΣΗΣ  
ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΤΩΝ ΠΝΕΥΜΟΝΩΝ»**

---

ΝΙΚΟΛΑΟΣ ΣΙΩΠΗΣ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ:

Δρ. ΠΑΝΤΕΛΗΣ ΑΓΓΕΛΙΔΗΣ

ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗ 2018



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ  
ΔΥΤΙΚΗΣ ΜΑΚΕΔΟΝΙΑΣ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**«ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΜΕΤΡΗΣΗΣ  
ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΤΩΝ ΠΝΕΥΜΟΝΩΝ»**

---

**ΝΙΚΟΛΑΟΣ ΣΙΩΠΗΣ**

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ:

Δρ. ΠΑΝΤΕΛΗΣ ΑΓΓΕΛΙΔΗΣ

ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗ 2018

## Περίληψη

Η σπιρομέτρηση είναι μία διαδικασία μέτρησης της λειτουργίας των πνευμόνων, η οποία υπάρχει εδώ και εκατοντάδες χρόνια. Τα σύγχρονα σπιρόμετρα είναι χρήσιμα όχι μόνο για την εκτίμηση μίας ήδη υπάρχουσας πάθησης, αλλά και στην πρόληψη εξετάζοντας τον όγκο και την ροή του εκπνεόμενου αέρα με μη επεμβατικό τρόπο και ελάχιστη προετοιμασία. Στην παρούσα εργασία πραγματοποιήθηκε η κατασκευή ενός πλήρως ηλεκτρονικού σπιρόμετρου. Το σπιρόμετρο κατασκευάστηκε και δοκιμάστηκε χρησιμοποιώντας μία πλακέτα Arduino, ένα αυτοσχέδιο επιστόμιο, έναν αισθητήρα και μια γλώσσα προγραμματισμού. Ο ασθενής εκπνέει στο επιστόμιο, το οποίο συνδέεται με τον αισθητήρα μέσω δύο σωλήνων. Ο αισθητήρας αποστέλλει την πληροφορία στην πλακέτα. Η πλακέτα Arduino, χρησιμοποιώντας γλώσσα προγραμματισμού, τρέχει τον κώδικα που έχουμε συντάξει και έπειτα τις μεταφράζει σε αποτελέσματα-μετρήσεις που έχουμε ορίσει. Οι μετρήσεις εμφανίζονται στην οθόνη που συνδέεται στον Arduino. Η συσκευή που αναπτύχθηκε μπορεί να πραγματοποιεί σπιρομέτρηση σε ασθενή, έπειτα από τη βαθμονόμησή της.

## **Abstract**

Spirometry is a measurement of lung function that has been in existence for hundreds of years. The most modern devices are useful not only for the assessment of an existing condition of the patient, but also for the prevention of volume and flow of exhaled air, in a non-invasive manner and with minimal preparation by the examinee. In this research, a fully electronic spirometer was built. The spirometer was constructed and tested using an Arduino board, an improvised mouthpiece, a sensor and a programming language. The patient exhales to the mouthpiece, which is connected through a tube with the sensor. The sensor sends the information to the board. The Arduino board, using a programming language, runs the written code and then translates it into measured results. The measurements are displayed on the screen connected to Arduino. The developed device can perform spirometry on a patient after calibration.

## Ευχαριστίες

Η παρούσα εργασία είναι αποτέλεσμα μιας επίπονης και εκτενούς αναζήτησης και έρευνας. Στα πλαίσιο ολοκλήρωσης της διπλωματικής μου εργασίας θα ήθελα να απευθύνω τις θερμές μου ευχαριστίες στον επιβλέποντα καθηγητή μου κ. Παντελή Αγγελίδη, Πρόεδρο του Τμήματος Μηχανικών Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών της Πολυτεχνικής Σχολής του Πανεπιστημίου Δυτικής Μακεδονίας για την υποστήριξη και την πολύτιμη βοήθεια που μου προσέφερε.

Επίσης, αισθάνομαι ιδιαίτερη ανάγκη να ευχαριστήσω τον Δρ. Ηρακλή Τιτόπουλο, Διευθυντή της Πνευμονολογικής Κλινικής του Ιατρικού Διαβαλκανικού Νοσοκομείου που δέχτηκε να υλοποιήσω τη βαθμονόμηση του σπιρομέτρου της εν λόγω εργασίας στο εργαστήριο σπιρομέτρησης.

Τέλος, ευχαριστώ όλους εκείνους που με στήριξαν και έκαναν υπομονή αυτά τα χρόνια να πραγματοποιήσω τις προπτυχιακές μου σπουδές, κυρίως, την οικογένεια μου, τους φίλους και τους συναδέλφους μου. Χρωστάω σε όλους ένα μεγάλο ευχαριστώ!

## Περιεχόμενα

Περίληψη.....	3
Abstract .....	4
Ευχαριστίες .....	5
Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή και Επισκόπηση .....	8
1.1 Η ιστορία της σπιρομέτρησης .....	8
1.2 Σπιρομέτρηση .....	11
1.2.1 Περιπτώσεις που απαιτείται η Σπιρομέτρηση .....	11
1.2.2 Αντενδείξεις για την Σπιρομέτρηση .....	12
1.2.3 Προετοιμασία του ασθενή για σπιρομέτρηση .....	13
1.2.4 Λαμβανόμενες Μετρήσεις .....	15
1.2.5 Τύποι Συσκευών Μέτρησης Λειτουργίας των Πνευμόνων .....	18
1.2.6 Η πλακέτα Arduino περιγραφή.....	22
1.2.7 Αλγόριθμος λογισμικού .....	23
Κεφάλαιο 2: Υλικά και μέθοδοι.....	24
2.1 Τεχνολογίες Ανάπτυξης και Μελέτη Κατασκευής.....	24
2.1.1 Πλατφόρμα ανάπτυξης Arduino .....	24
2.1.2 Κατασκευή επιστόμιου .....	25
2.1.3 Αισθητήρας .....	28
2.1.4 Προγραμματιστικό περιβάλλον Arduino .....	30
2.1.5 Βαθμονόμηση (calibration) και τάση λειτουργίας Arduino .....	31
Κεφάλαιο 3: Αποτελέσματα.....	37
3.1 Κώδικας .....	37
3.2 Κατασκευή και συνδεσμολογία.....	40
3.3 Δοκιμαστικές μετρήσεις .....	42
Κεφάλαιο 4: Επίλογος.....	45
4.1 Προβλήματα .....	45

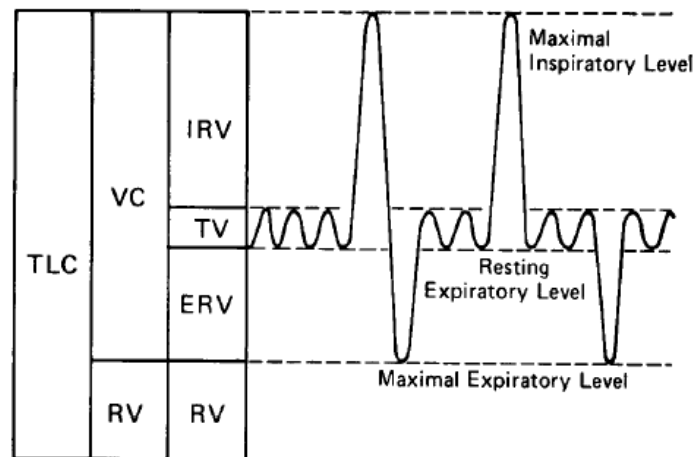
4.2 Συμπεράσματα.....	45
4.3 Μελλοντικές επεκτάσεις.....	46
Βιβλιογραφία.....	48

## Κεφάλαιο1: Εισαγωγή και Επισκόπηση

Στην παρούσα εργασία παρουσιάζεται η διαδικασία για ανάπτυξη ενός συστήματος μέτρησης λειτουργίας των πνευμόνων. Οι συσκευές με τις οποίες λαμβάνονται οι μετρήσεις ονομάζονται σπιρόμετρα και η χρήση τους είναι ιδιαίτερα διαδεδομένη. Στο πρώτο κεφάλαιο, περιλαμβάνεται η ιστορία της σπιρομέτρησης, το θεωρητικό υπόβαθρο μεθόδων μέτρησης λειτουργίας των πνευμόνων, καθώς και πληροφορίες περιπτώσεων ασθενειών και αντενδείξεων που απαιτούνται. Καταληκτικά αναλύονται οι μετρήσεις της σπιρομέτρησης, αρκετές από τις οποίες θα πραγματοποιηθούν στην παρούσα εργασία, αλλά και οι τύποι των σύγχρονων συσκευών σπιρομέτρησης που υπάρχουν.

### 1.1 Η ιστορία της σπιρομέτρησης

Τα τελευταία 300 χρόνια, η εξέλιξη της ιατρικής επιστήμης σχετικά με τις ποσοτικές αναπνευστικές μετρήσεις υπήρξε ραγδαία και πλέον οι συσκευές που χρησιμοποιούνται για αυτές βρίσκονται σε οποιοδήποτε νοσοκομείο σε όλο τον κόσμο. Όταν ένας άνθρωπος αναπνέει ήρεμα και έπειτα κάνει την βαθύτερη δυνατή αναπνοή και συνεχίζει με την βαθύτερη δυνατή εκπνοή, μπορούν να γίνουν μετρήσεις χρήσιμες σχετικά με τον όγκο και την ζωτική χωρητικότητα (Εικόνα 1)(Spriggs, 1978).



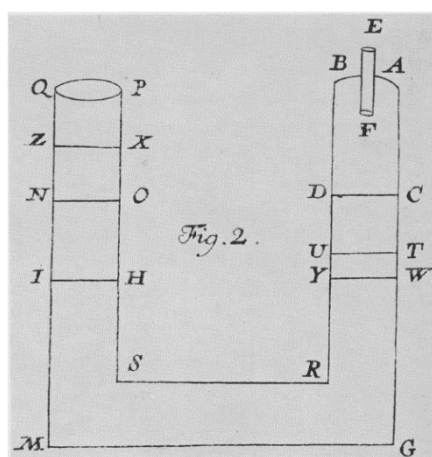
Εικόνα 1. Σπιρομετρική καταγραφή (Πηγή: Spriggs, 1978).

Ο Spriggs (1978) αναφέρει, ότι οι αρχαίοι Έλληνες δεν μπορούσαν να παρέχουν πληροφορίες για αυτά τα θέματα, όπως για παράδειγμα, ο Αριστοτέλης που πίστευε ότι ο άνθρωπος είχε μόνο έναν πνεύμονα. Ο Galen το 1663 αντίθετα, έκανε ένα ογκομετρικό πείραμα στην ανθρώπινη αναπνοή. Το πείραμα είχε ένα αγόρι που είσπνεε και εξέπνεε από ένα δοχείο και διαπίστωσε ότι ο όγκος του αερίου ήταν, μετά από μια περίοδο αμετάβλητος. Θα



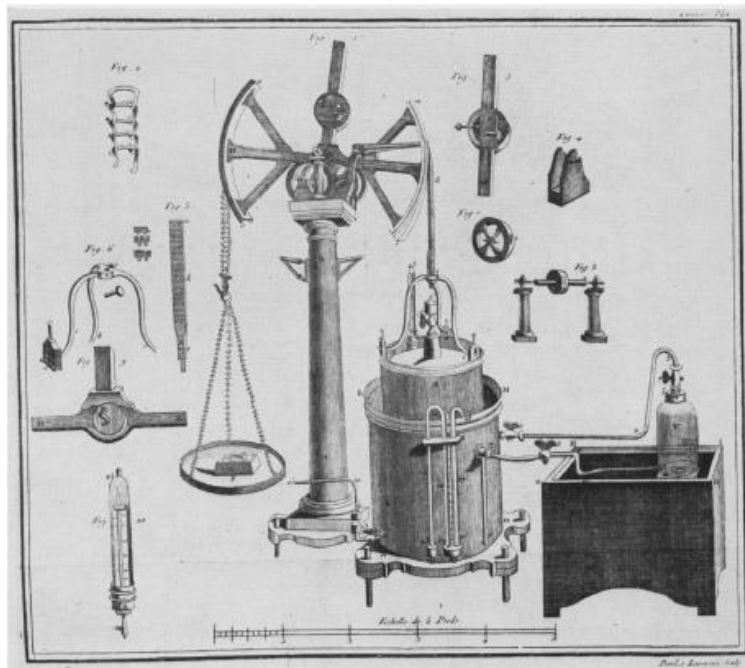
περίμενε κανείς ότι αυτό ήταν και είναι ένα πειραματικό πεδίο της ιατρικής σχολής, ωστόσο οι πρωτοπόροι της μέτρησης δεν ήταν ιατροί, αλλά μαθηματικοί και φυσικοί. Οι Boyle, Hooke, Lower και Mayow, θεμελίωσαν τη μελέτη της αναπνευστικής φυσιολογίας, ξεκινώντας από παρατηρήσεις σε ζώα και φαίνεται ότι δεν είχαν πραγματοποιήσει μετρήσεις των ανθρωπίνων αναπνευστικών όγκων. Ο μαθηματικός Ιταλός Borelli το 1681 μέτρησε για πρώτη φορά τον όγκο του εισπνεόμενου αέρα στον άνθρωπο, χρησιμοποιώντας έναν κύλινδρο με νερό, όπου πιθανόν να ήταν πολύ λιγότερος από τον κανονικό (230 mL) λόγω της αρνητικής πίεσης που δημιουργείται. Ο James Jurin το 1718 μαθηματικός ανέπτυξε με αλγεβρική ακρίβεια πως και πόσο αναπνέουμε και εκπνέουμε, χρησιμοποιώντας την αρχή του Αρχιμήδη (650 ml και 3610ml μέγιστο). Ο James Keill, μαθηματικός, υποστήριξε ότι κάθε πνεύμονας έχει 3700ml χωρητικότητα.

Στη συνέχεια ο Spriggs (1978) επισημαίνει, πως αργότερα ο Ελβετός Daniel Bernoulli, επηρεασμένος από τον Borelli και τον Johann Bernoulli (τον πατέρα του), βρήκε μία λογική μέθοδο για την μέτρηση του εκπνεόμενου όγκου. Σε έναν κύλινδρο-σωλήν όπως στην Εικόνα 2, τοποθετούνταν νερό στο επίπεδο CDON. Τα ρουθούνια παραμένουν κλειστά και ο αέρας εκπνέεται από το ABCD και μετά ένα δάκτυλο κλείνει το E. Το νερό τώρα είναι στο επίπεδο UT δεξιά και το XZ αριστερά. Για να διορθωθεί η πίεση, το νερό αποσύρεται από το αριστερό χέρι χαλαρά μέχρι το επίπεδο είναι ίσο με το WYHI. Ο όγκος CDYW είναι ο εκπνεόμενος αέρας).



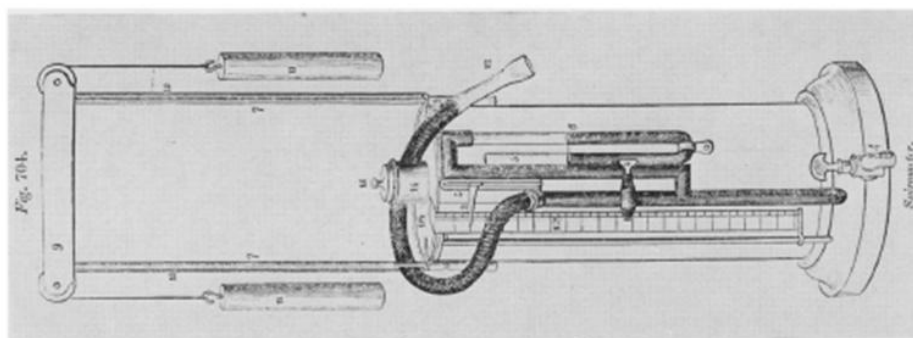
**Εικόνα 2.** Η θεωρία του Daniel Bernoulli το 1749 για την μέτρηση του αναπνευστικού όγκου (Πηγή: Spriggs, 1978).

Η εξέλιξη της σπιρομέτρησης συνεχίστηκε με την κατασκευή μηχανημάτων με μεγαλύτερη ακρίβεια, όπως αυτή του Stephen Hales το 1727, η οποία συλλέγει ένα αέριο αντί για νερό, η οποία απλοποιήθηκε αρκετά από τον Lavoisier (Εικόνα 3) (Spriggs, 1978).



**Εικόνα 3.** Σπιρομετρητής του Lavoisier το 1789.

Ακόμα ο Spriggs (1978) αναφέρει, ότι ο χειρουργός Hutchinson το 1852, κάνοντας μία εκτενή έρευνα σε 4000 άτομα κατηγοριοποιημένα (π.χ. φρουροί, παλαιστές, νάνοι, κορίτσια, κύριοι κ.ά.), συμπέρανε μία γραμμική σχέση μεταξύ ύψους και χωρητικής ικανότητας, ενώ αντίθετα έδειξε ότι το ύψος δεν συσχετίζεται με αυτήν. Από τον Hutchinson και μετά το 1844, ακολούθησε μία πληθώρα από επιστημονικές δημοσιεύσεις, με τροποποιήσεις του σπιρόμετρου του (Εικόνα 4), φτάνοντας στην πιο σύγχρονη μορφή του (Peak Flow Meter) του Wright & McKerrow (1959) ή η φθηνότερη και ελαφρύτερη έκδοση του από τον Campbell et al. (1974).



**Εικόνα 4.** Σπιρομετρητής του Hutchinson (1852).

Στην σύγχρονη ιατρική, η κατάλληλη σπιρομετρία στην κλινική πρακτική απαιτεί τα εξής: 1) προετοιμασία του εξοπλισμού και του ασθενούς, 2) την εκτέλεση δοκιμής σχετικά με την ποιότητα, 3) παραγωγή ακριβών τιμών αναφοράς και 4) ερμηνεία των αποτελεσμάτων (Cooper, 2008). Στο επόμενο κεφάλαιο περιγράφονται αναλυτικά όλες οι διαδικασίες και ακολουθεί το κεφάλαιο με το πειραματικό μέρος και την ερμηνεία των αποτελεσμάτων.

## **1.2 Σπιρομέτρηση**

Η σπιρομέτρηση είναι μια βασική δοκιμή για τη μελέτη της λειτουργίας των πνευμόνων και η αποτελεσματικότητά της είναι απαραίτητη για την αξιολόγηση και την παρακολούθηση των αναπνευστικών ασθενειών. Η χρησιμότητά της ξεπερνάει τον τομέα της Αναπνευστικής Ιατρικής και τα τελευταία χρόνια έχει ενσωματωθεί στην πρωτοβάθμια φροντίδα και σε άλλους ιατρικούς κλάδους. Η σπιρομέτρηση εξετάζει ουσιαστικά την ποιότητα αναπνοής του ασθενούς, μετρώντας τον όγκο και την ροή του εκπνεόμενου αέρα. Η εξέταση είναι ανώδυνη, γίνεται με μη επεμβατικό τρόπο και απαιτεί ελάχιστη προετοιμασία από τον ασθενή. (García-Río et al., 2013).

Οι García-Río et al. (2013) τονίζουν τη χρησιμότητά της για τη διάγνωση και παρακολούθηση πολλών αναπνευστικών ασθενειών, αλλά και σε άλλες πιθανές εφαρμογές. Υπάρχουν στοιχεία ότι ο προσδιορισμός της ηλικιακής λειτουργίας των πνευμόνων μπορεί να βελτιώσει την επιτυχία της διακοπής του καπνίσματος και ότι η σπιρομετρία είναι χρήσιμη για την εκτίμηση του κινδύνου εμφάνισης καρκίνου του πνεύμονα, της φθοράς των πνευμόνων και για όλες τις αιτίες και των ασθενειών καρδιαγγειακής προέλευσης.

### **1.2.1 Περιπτώσεις που απαιτείται η Σπιρομέτρηση**

Οι García-Río et al. (2013) αναφέρουν τις κύριες ενδείξεις για τη σπιρομετρία που συνοψίζονται στον Πίνακα 1. Η σπιρομέτρηση είναι απαραίτητη για τη διάγνωση και την παρακολούθηση των περισσότερων αναπνευστικών ασθενειών. Επιπλέον, βοηθά στο να μελετηθεί η επίδραση των ασθενειών άλλων οργάνων ή συστημάτων (καρδιακών, νεφρικών, ηπατικών, νευρομυϊκών κ.ά.) που σχετίζονται με την αξιολόγηση της λειτουργίας των πνευμόνων. Επομένως, η σπιρομέτρηση, θα πρέπει να αποτελεί μέρος μιας συνήθους υγειονομικής εξέτασης, ειδικά σε άτομα επιρρεπή σε ασθένειες των πνευμόνων. Συνιστάται η σπιρομέτρηση να γίνεται συστηματικά σε άτομα ηλικίας άνω των 35 ετών με ιστορικό καπνίσματος (> 10 πακέτα ανά έτος) και σε οποιονδήποτε με οποιονδήποτε αναπνευστικό σύμπτωμα.

**Πίνακας 1.** Ενδείξεις για σπιρομέτρηση (Πηγή: Garcia-Río et al., 2013).

<b>Διαγνωστικές</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Αξιολόγηση αναπνευστικών συμπτωμάτων</li> <li>• Μέτρηση του αποτελέσματος της ασθένειας πνευμόνων στη λειτουργία των πνευμόνων</li> <li>• Ο έλεγχος των ατόμων που κινδυνεύουν από ασθένεια των πνευμόνων, κυρίως:             <ul style="list-style-type: none"> <li>- Καπνιστές ηλικίας άνω των 35 ετών που καταναλώνουν τουλάχιστον δέκα πακέτα ετησίως</li> <li>- Επίμονα αναπνευστικά συμπτώματα, συμπεριλαμβανομένης της δύσπνοιας και του βήχα</li> </ul> </li> <li>• Δύσπνοια ή θωρακικό άλγος             <ul style="list-style-type: none"> <li>- Χώρος εργασίας κοντά σε τοξικές ουσίες που προκαλούν αναπνευστική δυσλειτουργία</li> </ul> </li> <li>• Αξιολόγηση κινδύνου για χειρουργικές επεμβάσεις, ειδικά στο στήθος ή στην άνω κοιλιακή χώρα</li> <li>• Εκτίμηση της σοβαρότητας και πρόγνωσης σε αναπνευστικές ασθένειες ή ασθένειες άλλων οργάνων, οι οποίες επηρεάζουν την αναπνευστική λειτουργία</li> <li>• Αξιολόγηση της κατάστασης της υγείας πριν από την έναρξη έντονης σωματικής δραστηριότητας</li> <li>• Συνήθης εξέταση φυσικής κατάστασης</li> </ul>
<b>Παρακολούθηση</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Αξιολόγηση της επίδρασης των θεραπευτικών παρεμβάσεων</li> <li>• Παρακολούθηση της πορείας των ασθενειών, οι οποίες επηρεάζουν την λειτουργία των πνευμόνων</li> <li>• Παρακολούθηση ατόμων που εκτίθενται σε ουσίες, οι οποίες είναι δυνητικά τοξικές για τους πνεύμονες, συμπεριλαμβανομένων των ναρκωτικών</li> </ul>
<b>Αξιολόγηση της υποβαθμίσεως / ανικανότητας</b>
<b>Προγράμματα αποκατάστασης</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Αξιολόγηση της δυσλειτουργίας των πνευμόνων για ιατρική ασφάλιση και νομικές εκτιμήσεις (κοινωνική ασφάλεια, εκθέσεις εμπειρογνομόνων κ.λπ.)</li> <li>• Δημόσια υγεία</li> <li>• Επιδημιολογικές μελέτες</li> <li>• Δημιουργία αναφοράς ισοδυναμιών</li> </ul>
<b>Κλινική έρευνα</b>

### **1.2.2 Αντενδείξεις για την Σπιρομέτρηση**

Οι Garcia-Río et al. (2013) επισημαίνουν, ότι η σπιρομέτρηση δε συνίσταται, εάν συντρέχει πρόσφατη θωρακική ή κοιλιακή εγχείρηση, πρόσφατο έμφραγμα, υπέρταση ή πνευμονική εμβολή. Ωστόσο, θα πρέπει να υπολογιστούν και οι άλλες αντενδείξεις. Η σπιρομετρία είναι ήπιας μορφής εξέταση, επομένως υπάρχουν λίγοι περιορισμοί για την απόδοσή της στην καθημερινή πρακτική. Έχουν τεκμηριωθεί ορισμένες παράμετροι για τη σπιρομετρία (Πίνακας 2) ως προς την εμφάνιση επιπλοκών ή αντενδείξεων, οι οποίες απαιτούν την εξατομικευμένη αξιολόγηση της σχέσης μεταξύ των πιθανών κινδύνων και των αναμενόμενων οφελών.

**Πίνακας 2.** Αντενδείξεις σπιρομετρίας (Πηγή: Garcia-Río et al., 2013)

<b>Απόλυτες</b>
<ul style="list-style-type: none"><li>• Αιμοδυναμική αστάθεια</li><li>• Πνευμονική εμβολή (έως επαρκώς αντιπηκτική)</li><li>• Πρόσφατη πάθηση πνευμοθώρακα (2 εβδομάδες μετά την εκ νέου επέκταση)</li><li>• Οξεία αιμόπτυση</li><li>• Ενεργητικές αναπνευστικές λοιμώξεις (φυματίωση, νοροϊός, γρίπη)</li><li>• Πρόσφατο έμφραγμα του μυοκαρδίου (7 ημέρες)</li><li>• Ασταθής στηθάγχη</li><li>• Ανεγκεφαλισμός της θωρακικής αρτηρίας που έχει αναπτυχθεί ή έχει μεγάλο μέγεθος (&gt; 6 cm)</li><li>• Ενδοκρανιακή υπέρταση</li><li>• Οξεία αποκόλληση αμφιβληστροειδούς</li></ul>
<b>Συγγενής</b>
<ul style="list-style-type: none"><li>• Παιδιά κάτω των 5-6 ετών</li><li>• Οι ασθενείς με σύγχυση ή άνοια</li><li>• Πρόσφατη κοιλιακή ή θωρακική χειρουργική επέμβαση</li><li>• Πρόσφατο εγκεφαλικό, οφθαλμικό ή αυτί, χειρουργική επέμβαση στη μύτη ή στο λαιμό</li><li>• Οξεία διάρροια ή έμετος, ναυτία</li><li>• Υπερτασική κρίση</li><li>• Οδοντικά προβλήματα ή προβλήματα προσώπου που παρεμποδίζουν ή δυσχεραίνουν την εισαγωγή και συγκράτηση του επιστόμιου</li></ul>

Σε κάθε περίπτωση, οι επιπλοκές στην καταναγκαστική σπιρομετρία είναι σπάνιες. Οι πιο συχνές είναι παροξυσμικό βήχα, βρογχόσπασμος, πόνος στο στήθος, ζάλη, ακράτεια ούρων ή αυξημένη ενδοκρανιακή πίεση. Πιο σπάνια, ο ασθενής μπορεί να υποστεί συγκοπτικά συμπτώματα. Η ευθύνη του προσωπικού της υγειονομικής περίθαλψης που εκτελεί τη σπιρομέτρηση είναι απαραίτητη για την ανίχνευση προβλημάτων, τα οποία αν παρουσιαστούν αναστέλλεται τη δοκιμή. Για την απόκτηση εκτιμήσιμων δεδομένων, εάν ο ασθενής παρουσιάζει οποιαδήποτε από αυτές τις επιπλοκές αντενδείκνυται, και η σπιρομετρία πρέπει να αναβληθεί για άλλη ημέρα (García-Río et al., 2013).

### ***1.2.3 Προετοιμασία του ασθενή για σπιρομέτρηση***

Οι Miller et al. (2005a) και ο Moore (2012) αναφέρουν, ότι πριν την σπιρομέτρηση απαιτείται μια σχετική προετοιμασία από τον ασθενή. Πριν από την εκτέλεση της σπιρομέτρησης, ο ασθενής πρέπει να ελέγχεται σε: ταυτότητα, ύψος χωρίς παπούτσια ή μπότες και μετρημένο βάρος (εάν υπάρχουν διαθέσιμες κλίμακες, χρησιμοποιούμε εξισώσεις μέτρησης, αλλά είναι χρήσιμο να γνωρίζουμε, πως ο όγκος μπορεί να περιοριστεί σε παχύσαρκους ασθενείς), ηλικία, φύλο και φυλή. Αν ο ασθενής δεν μπορεί να σταθεί, λόγω π.χ. κυφοσχολίωσης για να μετρηθεί το ύψος του, το άνοιγμα του βραχίονα του χεριού του μπορεί

να χρησιμοποιηθεί ως μια εκτίμηση. Ο Πίνακας 3 δείχνει μια λίστα παραγόντων για το τι κρίνεται απαραίτητο να αποφεύγεται και να ελέγχεται για τον ασθενή πριν την σπιρομετρία. Για γενικές δοκιμές, η φαρμακευτική αγωγή είναι σημαντικό να καταγράφεται, ώστε να είναι γνωστή η πνευμονική λειτουργία του ασθενούς κατά την διάρκεια μίας θεραπείας πριν και μετά την αγωγή και οι σπιρομέτρησεις που επαναλαμβάνονται με την πάροδο του χρόνου, να μπορούν να διατηρήσουν τις ίδιες συνθήκες. Πολλά ιατρικά κέντρα εκτελούν επαναλαμβανόμενες μετρήσεις με μετά-βρογχοδιασταλτικό σκεύασμα για την ελαχιστοποίηση μεταβλητότητας λόγω του βρογχοδιασταλτικού.

**Πίνακας 3.** Λίστα παραγόντων που θα πρέπει να αποφύγει ο ασθενής πριν την σπιρομέτρηση (Πηγή: Moore, 2012)

Παράγοντας	Χρονική διάρκεια πριν την σπιρομέτρηση (h)
Κατανάλωση αλκοόλ	4
Κατανάλωση μεγάλου γεύματος	2
Έντονη άθληση/σωματική δραστηριότητα	0,5
Κάπνισμα	>1
Χρήση άλλων φαρμάκων	Καταγραφή πότε λήφθηκε και τι ώρα
<b>Για δοκιμή αντιστρεψιμότητας (reversibility testing)</b>	
Λήψη: βρογχοδιασταλτικά βραχείας δράσης	6
Λήψη: βρογχοδιασταλτικά μακράς δράσης (συμπεριλαμβανομένων των συνδυασμών εισπνοών) ή παρασκευασμάτων δύο φορές την ημέρα	24
Λήψη: tiotropium ή ημερήσιων παρασκευών	48

### **Θέση ασθενούς**

Ο Moore (2012) τονίζει τη σωστή στάση μέτρησης, η οποία έχει ως εξής.

- Καθίστε όρθιοι: δεν πρέπει να υπάρχει διαφορά η ποσότητα αέρα που μπορεί να εκπνεύσει ο ασθενής, από μία θέση καθήμενου, σε σύγκριση με μια όρθια στάση και δεν υπάρχουν παράγοντες που να το επηρεάζουν
- Πόδια επίπεδα στο πάτωμα χωρίς κλίση: καμία χρήση των κοιλιακών μυών για τη θέση των ποδιών.
- Χαλαρώστε τα σφιχτά ενδύματα: αν τα ρούχα είναι πολύ σφιχτά, αυτό μπορεί να δώσει περιοριστικές εικόνες σε σπιρομετρία (δίνουν μικρότερες ποσότητες από ό, τι είναι αληθής).
- Οδοντοστοιχίες: είναι καλύτερα να μην έχετε κάποιο αντικείμενο στην περιοχή του στόματος, εκτός εάν οι οδοντοστοιχίες είναι πολύ χαλαρές.

- Χρησιμοποιήστε μια καρτέλα με θέση για τα χέρια: όταν εκπνέει ο ασθενής με μέγιστη δύναμη μπορεί να ζαλιστεί ή να νιώσει αδυναμία.

### **Έλεγχος μόλυνσης**

Οι Miller et al. (2005a) και Moore (2012) τονίζουν τη σημασία της υγιεινής. Τα χέρια πρέπει να πλένονται μεταξύ των ασθενών. Τα βακτηριακά φίλτρα πρέπει να χρησιμοποιούνται σε κάθε ένα ασθενή και να πετιούνται στη λήξη των δοκιμών. Εάν απαιτείται να κάνει δοκιμή ένας μολυσμένος ασθενής, αυτό πρέπει να γίνει στο τέλος όλων των σπυρομετρήσεων και ο εξοπλισμός πρέπει να είναι απογυμνώνεται και αποστειρώνονται / αντικαθίστανται τα μέρη (ανάλογα με το τι χρησιμοποιείται) πριν να χρησιμοποιηθεί και πάλι.

#### ***1.2.4 Λαμβανόμενες Μετρήσεις***

Σύμφωνα με τον Cooper (2008) η πλειοψηφία των σπυρομετρών είναι τύπου μέτρησης ροής λόγω του μικρού μεγέθους και του σχετικά χαμηλού κόστους. Παρά τις συγκρίσεις των σπυρομετρών με τον αριθμό των διαθέσιμων συσκευών, υπάρχουν σχετικά λίγες κλινικές συγκρίσεις της απόδοσης των σπυρομετρών. Πράγματι, υπάρχουν ενδείξεις ότι τα σπυρομετρα που έχουν αξιολογηθεί, παράγουν πολύ διαφορετικά αποτελέσματα, όταν συγκρίνονται κλινικά. Κατά συνέπεια, πρέπει να δίνεται προσοχή κατά την ερμηνεία των αποτελεσμάτων της σπυρομέτρησης και μεταξύ των αποτελεσμάτων διαφορετικών ιατρικών κέντρων, όπου το προσωπικό έχει διαφορετικό βαθμό κατάρτισης και ικανοτήτων. Οι πιο συνήθεις λειτουργίες του πνεύμονα που μετριοούνται είναι οι FEV<sub>1</sub>, FVC FEV<sub>1</sub>/FVC (McEnoy et al., 2013). Κατά την σπυρομέτρηση λαμβάνονται τα παρακάτω μεγέθη:

#### **FVC – Forced Vital Capacity λίγα επιπλέον πράγματα**

Η Forced Vital Capacity (Δυναμικά Εκπνεόμενη Ζωτική Χωρητικότητα) είναι ο όγκος του εκπνεόμενου αέρα μετά από μια πλήρη αναπνοή. Μετράται σε λίτρα και αποτελεί την πιο βασική μέτρηση κατά την σπυρομέτρηση (García-Río et al., 2013).

#### **FEV<sub>1</sub> – Forced Expiratory Volume in 1 second λίγα επιπλέον πράγματα**

Σύμφωνα με τους McEnoy et al. (2013) ο Δυναμικά Εκπνεόμενος Όγκος σε 1 δευτερόλεπτο είναι ο όγκος του εκπνεόμενου αέρα κατά το πρώτο δευτερόλεπτο μέτρησης του FVC μετά από μια πλήρη αναπνοή. Τιμές μεταξύ του 80%-120% του μέσου όρου θεωρούνται φυσιολογικές. Οι φυσιολογικές τιμές μπορούν να εκτιμηθούν με βάση την ηλικία και το φύλο του εξεταζόμενου.

## **FEV1/FVC**

Οι McEnoy et al (2013) αναφέρουν ότι, ο λόγος FEV1/FVC εκφράζεται ως ποσοστό. Συνήθως κυμαίνεται μεταξύ 75%-85%, ωστόσο στα παιδιά μπορεί να είναι μέχρι και 90%, ενώ με την ηλικία μειώνεται αρκετά. Ο λόγος αυτός έχει σημασία για την αναγνώριση ατόμων με απόφραξη αεραγωγών και για να διαπιστωθεί η αιτία μιας πολύ χαμηλής μέτρησης FEV1.

Από τους συνήθεις δείκτες σπυρομέτρησης από την επιφάνεια όγκου/χρόνου, οι πιο χρήσιμοι δείκτες είναι ο FEV1 (αναγκαστικός εκπνεόμενος όγκος σε 1 δευτερόλεπτο) και ο FVC (εξαναγκασμένη ζωτική χωρητικότητα). Η έκφραση του FEV1 / FVC ως ποσοστό είναι πολύ καλός δείκτης της παρουσίας οποιουδήποτε εμποδίου των αεραγωγών (όταν παρατηρείται αναλογία <60%). Οι απόλυτες τιμές σημαίνουν ελάχιστα μεμονωμένα, έτσι εκφράζονται οι τιμές αναφοράς σε μια κλίμακα αναφοράς σε ένα κοινό πλαίσιο. Ένας πιο κατάλληλος τρόπος για να ερμηνεύσουμε τις τιμές σπυρομέτρησης είναι να δούμε αν υπάρχει μια τιμή κάτω από το κατώτατο όριο του φυσιολογικού (Cooper, 2008).

## **FEF – Forced Expiratory Flow 25, 50 70**

Σύμφωνα με τους McEnoy et al. (2013) η Δυναμική Ροή Εκπνοής είναι η ροή του αέρα που εξέρχεται από τους πνεύμονες στο μέσο μιας εξαναγκασμένης εκπνοής. Μπορεί να μετρηθεί σε διακριτές χρονικές στιγμές, ορισμένες ως κλάσματα του εναπομένου FVC. Συνηθισμένα διαστήματα είναι το 25%, 50% και 75% του FVC (FEF25, FEF50, FEF75 αντίστοιχα). Μπορεί επίσης να μετρηθεί και σε ενδιάμεσα διαστήματα, όπως 25%-75% ή 25% - 50% του FVC. Οι φυσιολογικές τιμές FEF μπορούν να υπολογιστούν και εξαρτώνται από την ηλικία, το φύλο, το ύψος, βάρος και εθνικότητα.

## **FIF – Forced Inspiratory**

Η Δυναμική Ροή Εισπνοής είναι παρόμοια μέτρηση με το FEF με μόνη διαφορά ότι η μέτρηση λαμβάνεται κατά την εισπνοή (García-Río et al., 2013).

## **PEF – Peak Expiratory Flow**

Όπως επισημαίνει ο White (2004) η Μέγιστη Ροή Εκπνοής είναι η μέγιστη ροή αέρα, η οποία επιτυγχάνεται κατά την εξαναγκασμένη εκπνοή μετά από μια πλήρη εισπνοή. Μετρείται σε λίτρα ανά λεπτό ή δευτερόλεπτο. Η μέγιστη εκπνευστική ροή (PEF) απορρίφθηκε από εθνικές και διεθνείς κατευθυντήριες γραμμές ως ακατάλληλη δοκιμασία για την αξιολόγηση των επιπτώσεων της Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD), αλλά με μη



αποδεικτικά στοιχεία προς στήριξη αυτής της θέσης. Αυτό φαίνεται λανθασμένο, δεδομένου ότι η PEF είναι αξιόπιστη εξέταση και θα μπορούσε να συμβάλει στη διαχείριση της COPD σε σύντομο χρονικό διάστημα και μακροπρόθεσμα για τη στήριξη της σπιρομέτρησης. Σε μια ρύθμιση της πρωτοβάθμιας περίθαλψης η σπιρομετρία είναι σχετικά χρονοβόρα και δεν πρέπει να παρέχεται πάντα. Επιπλέον, δεν υπάρχει καμία απόδειξη ότι η σπιρομετρία παρέχει περισσότερες πληροφορίες από την PEF στην καθημερινή ζωή και στη διαχείριση ενός ασθενούς που έχει ήδη διαγνωστεί με COPD με χρήση εξαναγκασμένου εκπνεόμενου όγκου στην πρώτη δεύτερη / αναγκαστική ζωτική ικανότητα (FEV1 / FVC). Οι ομάδες πρωτοβάθμιας φροντίδας πρέπει να εξασφαλίζουν ότι οι ασθενείς τους έχουν επαρκή πρόσβαση σε υψηλά επίπεδα ποιοτικής σπιρομέτρησης. Αυτό μπορεί να παρέχεται στην πρωτοβάθμια περίθαλψη ή σε τοπικά κέντρα ή σε νοσοκομεία ανάλογα με το ενδιαφέρον, τα κίνητρα και τους πόρους των ομάδων πρωτοβάθμιας φροντίδας. Για τη στήριξη της σπιρομετρίας, οι γενικοί ιατροί θα πρέπει στη συνέχεια να εξετάσουν τη χρήση του PEF την καθημερινή διαχείριση της COPD.

### **TV – Tidal Volume**

Tidal Volume είναι ο όγκος του αέρα που εισπνέεται ή εκπνέεται σε ανάπαυση.

### **TLC – Total Lung Capacity**

Συνολική χωρητικότητα των πνευμόνων είναι η συνολική χωρητικότητα αέρα στους πνεύμονες.

### **DLCO – Diffusing Capacity**

Η ικανότητα διάχυσης είναι η απορρόφηση μονοξειδίου του άνθρακα (CO) από μια εισπνοή σε ένα συγκεκριμένο χρονικό διάστημα, συνήθως 10 δευτερόλεπτα. Δεδομένου ότι ο αέρας αποτελείται από ελάχιστο ποσοστό CO, υπολογίζεται το πόσο CO εκπνέεται στο παραπάνω χρονικό διάστημα μετρώντας το CO που εκπνέει ο ασθενής. Η μέτρηση αυτή μπορεί να συμβάλλει στην διάγνωση προβλημάτων στη διάχυση, όπως συμπτώματα της πνευμονικής ίνωσης.

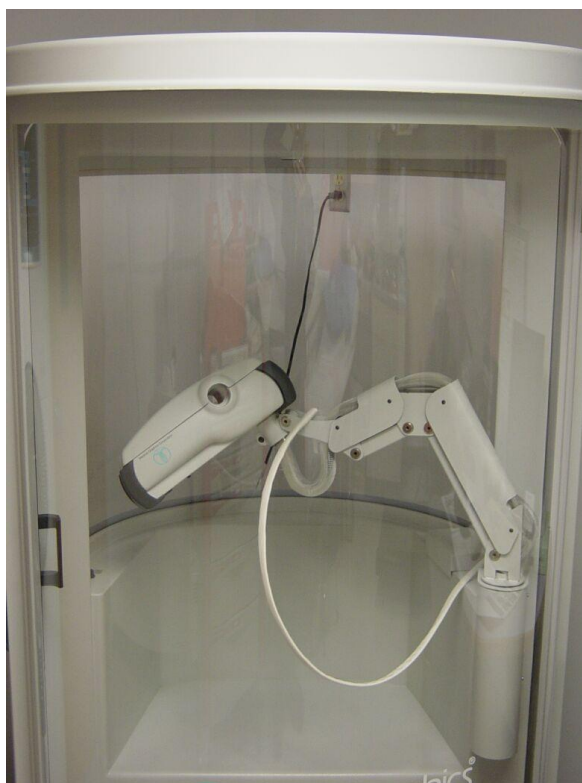
### **MVV - Maximum Voluntary Ventilation**

Μέγιστη εθελοντική αναπνοή είναι ένα μέτρο του μέγιστου όγκου αέρα που μπορεί να εισπνεύσει και να εκπνεύσει ο ασθενής σε ένα λεπτό. Οι φυσιολογικές τιμές για τους άνδρες κυμαίνονται σε 140-180 λίτρα ανά λεπτό, και για τις γυναίκες 80-120 λίτρα ανά λεπτό.

### 1.2.5 Τύποι Συσκευών Μέτρησης Λειτουργίας των Πνευμόνων

#### Σωματική Πληθυσμογραφία

Οι πνευμονικοί πληθυσμογράφοι (Εικόνα 5) χρησιμοποιούνται για να μετρήσουν τη λειτουργική υπολειπόμενη χωρητικότητα (FRC–Functional Residual Capacity), η οποία είναι ο όγκος του αέρα στους πνεύμονες, όταν οι μύες που χρησιμοποιούνται κατά την αναπνοή είναι χαλαροί, καθώς και την συνολική χωρητικότητα των πνευμόνων (Criée *et al.*, 2011). Κατά την σωματική πληθυσμογραφία ο ασθενής εισέρχεται σε έναν αεροστεγώς σφραγισμένο θάλαμο, στον οποίο υπάρχει ένα στόμιο. Ο ασθενής αναπνέει κανονικά, και κατά το τέλος της εκπνοής το στόμιο κλείνει. Τότε ζητείται από τον ασθενή να προσπαθήσει να αναπνεύσει. Κατά την προσπάθεια αναπνοής με το στόμιο κλειστό οι πνεύμονες διαστέλλονται, μειώνοντας την πίεση στον εσωτερικό τους, ενώ ταυτόχρονα αυξάνεται ο όγκος τους. Αυτό έχει ως συνέπεια την αύξηση της πίεσης στον εσωτερικό του θαλάμου (Davis, 2006). Σύμφωνα με τους Criée *et al.* (2011) η αρχή της μέτρησης των κοινώς χρησιμοποιούμενων πληθυσμογράφων βασίζονται στην ανίχνευση αλλαγών στη πίεση του κιβωτίου σε συνδυασμό με αλλαγές της πίεσης στο στόμα ή με ρυθμό ροής κάτω από καθορισμένες συνθήκες αναπνοής. Αυτά τα σήματα αξιολογούνται, προκειμένου να προσδιοριστούν οι στατικοί όγκοι των πνευμόνων και η αντίσταση ροής αέρα. Η βασική φυσική αρχή που εκμεταλλεύεται η πλεισματολογία του σώματος είναι ο νόμος του Boyle-Mariotte. Προς το παρόν ο νόμος αυτός μπορεί να εκφραστεί συνοπτικά ως δήλωση ότι για μια σταθερή ποσότητα αερίου σε ένα κλειστό χώρο, οι σχετικές αλλαγές στον όγκο του δοχείου, που περιλαμβάνει το αέριο, είναι πάντοτε ίσες με το μέγεθος, αλλά αντίθετες με τις σχετικές αλλαγές στην πίεση. Επομένως, μπορεί να παρουσιαστούν σχετικές μεταβολές όγκου από την αλλαγή πίεσης και, ακόμη περισσότερο, στους απόλυτους όγκους, εάν οι μεταβολές απόλυτου όγκου είναι γνωστές.



Εικόνα 5. Πληθυσμογράφος (Πηγή: Criée *et al*, 2011)

### Πνευμονοταχυμέτρηση

Στο McGill Physiology Virtual Lab (2018) αναφέρεται, ότι το πνευμοταχύμετρο είναι μια συσκευή πολύ μικρότερου μεγέθους από τον πνευμονικό πληθυσμογράφο, και η λήψη μετρήσεων στηρίζεται στην διαφορά πίεσης εκατέρωθεν ενός πλέγματος, που οφείλεται στην ροή του αέρα, και μετατρέπει την διαφορά πίεσης αυτή σε ένα γραμμικό ηλεκτρικό σήμα (Εικόνα 6).



Εικόνα 6. Πνευμονοταχύμετρο (Πηγή: [The McGill Physiology Virtual Lab](#))

Σε αυτόν τον τύπο πνευμοταχυμέτρου, η ροή προκύπτει από τη διαφορά πίεσης σε μια μικρή, σταθερή αντίσταση, η οποία διαπερνά από ένα λεπτό μεταλλικό πλέγμα μέσα στον πλαστικό κώνο. Το σχήμα σχήματος τρομπέτας του πνευμοταχυμέτρου έχει σχεδιαστεί για να επιτυγχάνει στρωτή ροή σε ένα ευρύ φάσμα ροών (μέχρι 12 L / sec) (όταν οι υψηλές ροές δημιουργούν μια τυρβώδη ροή, η πτώση πίεσης κατά μήκος της αντίστασης θα αλλάξει περισσότερο από αναλογικά με τη ροή). Δύο μικρές πλαστικές σωλήνες που συνδέονται σε κάθε πλευρά του πλέγματος μεταδίδουν τη διαφορά πίεσης διαμέσου του ματιού στο μετατροπέα διαφορικής πίεσης. Ο μετατροπέας μετατρέπει το σήμα πίεσης σε μια μεταβαλλόμενη τάση που καταγράφεται και εμφανίζεται με το λογισμικό. Ο όγκος, V, υπολογίζεται στη συνέχεια ως το ολοκλήρωμα της ροής. Αυτή η ενσωμάτωση αντιπροσωπεύει ένα άθροισμα με την πάροδο του χρόνου. Τα ίχνη όγκου που εμφανίζονται στην προβολή γραφήματος κατά τη διάρκεια του πειράματος λαμβάνονται με την προσθήκη διαδοχικών δειγματοληπτικών τιμών του σήματος ροής και την κατάλληλη κλιμάκωση του ποσού. Το ολοκλήρωμα αρχικοποιείται στο μηδέν κάθε φορά που ξεκινάει η εγγραφή.

### **Πλήρως Ηλεκτρονικό Σπιρόμετρο**

Σύμφωνα με το Medical.gr τα ηλεκτρονικά σπιρόμετρα είναι ακόμα πιο μικρού μεγέθους από τα προηγούμενα είδη, και έχουν την δυνατότητα υπολογισμού της ροής του αέρα χωρίς την ανάγκη ύπαρξης λεπτών πλεγμάτων και κινούμενων μερών (Εικόνα 7). Λειτουργούν μετρώντας την ταχύτητα της ροής του αέρα με τεχνικές όπως αισθητήρες υπερήχων ή μετρώντας την διαφορά πίεσης ανάμεσα σε δύο σημεία του καναλιού αέρα. Επιπλέον, τα σπιρόμετρα αυτά έχουν μεγαλύτερη ακρίβεια καθώς εξαλείφονται σφάλματα που οφείλονται στην αδράνεια και αντίσταση κινούμενων μερών, όπως βαλβίδες και ‘ανεμόμυλους’. Αποτελούνται ουσιαστικά από έναν αισθητήρα και μία ηλεκτρονική μέτρηση που παρουσιάζεται συνήθως σε μία οθόνη.

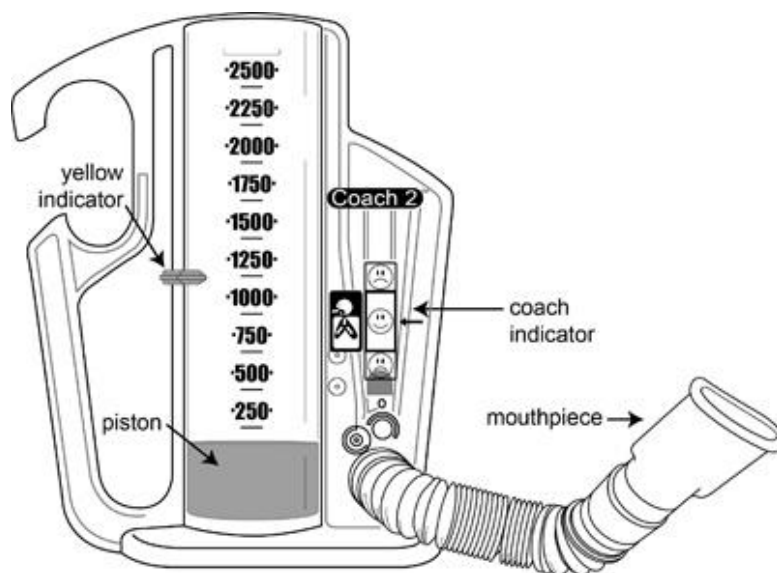


**Εικόνα 7.** Πλήρως ηλεκτρονικό σπιρόμετρο (Πηγή: [medical.gr](http://medical.gr))

## Σπιρόμετρο Παρακίνησης

Στο Cleveland Clinic (2018) αναφέρεται το σπιρόμετρο παρακίνησης, το οποίο είναι μια ιατρική συσκευή που χρησιμοποιείται για ασθενείς για την βελτίωση της λειτουργίας των πνευμόνων τους. Παρέχεται συνήθως σε ασθενείς που έχουν υποβληθεί σε κάποια χειρουργική επέμβαση με τυχόν παρενέργειες στην λειτουργία των πνευμόνων ή σε ασθενείς που παρέμειναν για παρατεταμένο χρόνο υπό αναισθησία στο κρεβάτι. Συχνά χρησιμοποιείται και από ασθενείς που αναρρώνουν από πνευμονία ή κάταγμα πλευρών, ώστε να ελαχιστοποιηθεί η πιθανότητα συσσώρευσης υγρού στους πνεύμονες.

Κατά την χρήση του ο ασθενής καλείται αρχικά να εισπνεύσει από την συσκευή αργά και όσο βαθύτερα μπορεί, και στην συνέχεια διατηρεί την αναπνοή του για μερικά δευτερόλεπτα. Αυτό προκαλεί την ύπαρξη πίεσης στους πνεύμονες, ανοίγοντας τις κυψέλες, παρόμοια με την δράση του χασμουρητού. Η συσκευή έχει έναν δείκτη της καλής λειτουργίας των πνευμόνων ανάλογα με την πτώση πίεσης κατά την εισπνοή.



Εικόνα 8. Σπιρόμετρο Παρακίνησης (Πηγή: [my.clevelandclinic.org](http://my.clevelandclinic.org)).

## Μετρητής Μέγιστης Ροής Εκπνοής

Σύμφωνα με το [www.asthma.ca](http://www.asthma.ca) η συγκεκριμένη συσκευή (Peak Flow Meters) μετράει την Μέγιστη Ροή Εκπνοής (PEF - Peak Expiratory Flow), που είναι η μέγιστη ταχύτητα με την οποία εκπνέει τον αέρα από τους πνεύμονες ο ασθενής μετά από μια βαθιά εισπνοή. Η εξέταση

αυτή ελέγχει την καλή ροή του αέρα μέσω των βρόχων και βρίσκει τον βαθμό παρεμπόδισης της αναπνοής. Η μέγιστη ροή μετράται συνήθως σε λίτρα ανά λεπτό (L/m) (Kemalasarī, Rasyid, Sukaridhoto, Sulistiyo & Rasyid, 2018).



**Εικόνα 9.** Μετρητής Μέγιστης Ροής Εκπνοής (Πηγή: Asthma Canada, 2018).

### ***1.2.6 Η πλακέτα Arduino περιγραφή***

Σύμφωνα με το Arduino (2018) το Arduino είναι μια ηλεκτρονική πλατφόρμα ανοικτού κώδικα βασισμένη σε εύχρηστο υλικό και λογισμικό. Οι πλακέτες Arduino είναι σε θέση να διαβάζουν εισόδους - φως σε έναν αισθητήρα, ένα πάτημα σε ένα κουμπί ή ένα μήνυμα Twitter - και να το μετατρέπουν σε έξοδο - ενεργοποιώντας έναν κινητήρα, ένα LED ή δημοσιεύοντας κάτι online. Εδώ και πολλά χρόνια η πλατφόρμα Arduino έχει χρησιμοποιηθεί σε πολλά Projects, από καθημερινά αντικείμενα έως σύνθετα επιστημονικά όργανα. Μια παγκόσμια κοινότητα ερασιτεχνών – φοιτητές, χομπίστες, καλλιτέχνες, προγραμματιστές αλλά και επαγγελματιών – έχει συγκεντρωθεί γύρω από αυτή την πλατφόρμα ανοικτού κώδικα, οι συνεισφορές των οποίων έχουν προστεθεί σε μια απίστευτη ποσότητα προσβάσιμης γνώσης που μπορεί να αποβεί χρήσιμο τόσο τους αρχάριους όσο και τους ειδικούς.

Το Arduino IDE είναι cross-platform και υποστηρίζεται από Linux, Windows και Mac OS. Ο μεταγλωττιστής Mspgcc χρησιμοποιείται από το Arduino και βασίζεται κυρίως στην καλωδίωση. Ένα IDE περιλαμβάνεται στο Arduino που βασίζεται στην επεξεργασία. Το Arduino θεωρείται επίσης ως ένα φορητό πλαίσιο. Άλλες λειτουργίες ασύρματης διασύνδεσης, όπως Wi-Fi, ZigBee, κυψελοειδή, NFC κ.λπ., περιλαμβάνονται στην πλατφόρμα (Arduino, 2018).

### *1.2.7 Αλγόριθμος λογισμικού*

Σύμφωνα με τους Abinayaa, Gayathri, Kiruthikamani & Saranya (2016) ένας πρότυπος αλγόριθμος λογισμικού για την ανίχνευση και την ανάλυση των συμπτωμάτων του άσθματος έχει ως εξής:

- Συμπεριλάβετε αρχεία κεφαλίδων και μακροεντολές για τη διεπαφή αισθητήρων, LCD και την έναρξη σειριακής επικοινωνίας.
- Αρχικοποιήστε την κεφαλίδα GPIO για να συνδέσετε τη μονάδα GSM.
- Αρχικοποιήστε το ADC για να λάβετε τις τιμές αναλογικών εξόδων από τους αισθητήρες.
- Κατανομή της ψηφιακής και σειριακής θύρας για τη συλλογή δεδομένων από τους αισθητήρες και τη μετάδοσή τους στη διεπαφή του γιατρού.
- Ελέγξτε την τιμή θερμοκρασίας.
- Αποκτήστε τις τιμές θερμοκρασίας, υγρασίας και πτητικών αερίων από τους αντίστοιχους αισθητήρες.
- Η σωματική δραστηριότητα του ασθενούς γίνεται αισθητή από τον αισθητήρα επιταχυνσιόμετρου και τον αισθητήρα γυροσκοπίου.
- Τα δεδομένα ανίχνευσης από την πλευρά του ασθενούς αποστέλλονται στο γιατρό μέσω GSM.
- Το μήνυμα που αποστέλλεται στον γιατρό λαμβάνεται για περαιτέρω επεξεργασία και εξέταση.

## Κεφάλαιο 2: Υλικά και μέθοδοι

### 2.1 Τεχνολογίες Ανάπτυξης και Μελέτη Κατασκευής

Για την μελέτη κατασκευής, αρχικά επιλέχθηκε η πλακέτα για την πλατφόρμα ανάπτυξης, κατασκευάστηκε ο σωλήνας του σπιρόμετρου, σύμφωνα με το φαινόμενο Venturi (West and Photiou, 2018), επιλέχθηκε ο αισθητήρας, έγινε η σύνδεση, η βαθμονόμηση και συντάχθηκε ο κώδικας. Παρακάτω αναλύονται τα στάδια, τα υλικά και η μέθοδος που χρησιμοποιήθηκε.

#### 2.1.1 Πλατφόρμα ανάπτυξης Arduino

Ως πλατφόρμα ανάπτυξης για την συσκευή θα χρησιμοποιηθεί η πλακέτα Arduino, η οποία είναι μια πλακέτα ανοιχτού κώδικα με εύχρηστο υλικό και λογισμικό. Διαθέτει ενσωματωμένο μικροελεγκτή, ο οποίος προγραμματίζεται με την γλώσσα προγραμματισμού Arduino, η οποία βασίζεται στην Wiring. Το περιβάλλον που χρησιμοποιείται είναι το Arduino Software (IDE), το οποίο βασίζεται στο περιβάλλον Processing. Προκειμένου να μεταφορτωθεί ο κώδικας στον μικροελεγκτή απαιτείται η σύνδεση της πλακέτας με υπολογιστή. Η επικοινωνία γίνεται με μια σειριακή σύνδεση RS-232 μέσω USB (Arduino, 2018).

Η συγκεκριμένη πλακέτα που θα χρησιμοποιηθεί (Arduino UNO r3) έχει τάση λειτουργίας τα 5V και μπορεί να τροφοδοτηθεί είτε από USB, είτε από παροχή 7-12V χάρη στον ενσωματωμένο ρυθμιστή τάσης στα 5V. Δέχεται ποικίλλες εισόδους τόσο ψηφιακές όσο και αναλογικές, χάρη στον μετατροπέα ADC (Analog to Digital Converter), και διαθέτει ποικίλες εξόδους είτε 5V είτε PWM (Pulse Width Modulation). Ο μικροεπεξεργαστής του είναι ο ATmega328P, με συχνότητα λειτουργίας 16MHz, 32kb μνήμης flash, 2kb SRAM και 1kb EEPROM (Abinayaa et al., 2016).

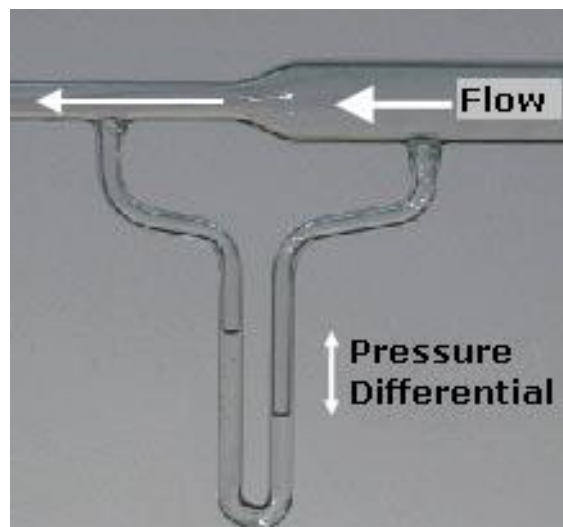




Εικόνα 10. Πλακέτα Arduino IDE UNO r3 (Πηγή: [www.arduino.cc](http://www.arduino.cc)).

### 2.1.2 Κατασκευή επιστόμιου

Σύμφωνα με τους Alonso, Azzopardi, Coury & Gonçaves – Silveira (2001) η λήψη μετρήσεων στηρίζεται στο φαινόμενο Venturi, το οποίο αποτελεί το φαινόμενο μείωσης της πίεσης των ρευστών, όταν περνάνε μέσα από ένα περιορισμένο τμήμα ενός σωλήνα.



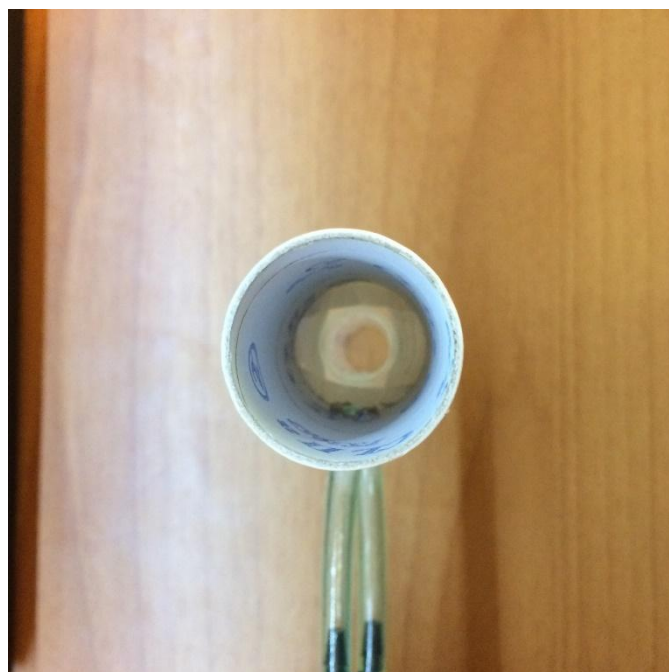
Εικόνα 11. Αναπαράσταση φαινομένου Venturi (Πηγή: Alonso et al. 2001)

Στην παραπάνω εικόνα (Εικόνα 11) φαίνεται η διαφορά της πίεσης μεταξύ των δύο τμημάτων διαφορετικής διαμέτρου, καθώς διέρχεται ο αέρας. Η διαφορά της πίεσης φαίνεται στο μανόμετρο που συνδέεται στα δύο αυτά τμήματα διαφορετικής διαμέτρου.

Παρομοίως, η κατασκευή αποτελείται από ένα επιστόμιο σπιρομέτρου διαμέτρου 28mm, και μία σύριγγα διαμέτρου 13.5mm, με σκοπό να υπάρχει διαφορά στη διάμετρο μεταξύ των τμημάτων, και συνεπώς να υπάρχει διαφορά πίεσης. Το άκρο του αισθητήρα που προορίζεται να δέχεται την υψηλή πίεση συνδέεται με ένα σωλήνα στο επιστόμιο διαμέτρου 28mm. Το άλλο άκρο συνδέεται στην σύριγγα διαμέτρου 13,5mm (Εικόνα 12). Από το σημείο που εκπνέει ο χρήστης είναι εμφανής η διαφορά της διατομής των δύο τμημάτων (Εικόνα 13).



**Εικόνα 12.** Σπιρόμετρο και αισθητήρας που χρησιμοποιήθηκε.



**Εικόνα 13.** Σπιρόμετρο εσωτερικά: διαφορά της διατομής των δύο τμημάτων.

Για να ληφθεί η μέτρηση του όγκου του εκπνεόμενου αέρα από τον αισθητήρα η διαδικασία έχει ως εξής (Mandal, 2009):

- Μετατρέπουμε την μέτρηση της πίεσης από τάση σε Pascal σύμφωνα με το φύλλο χαρακτηριστικών του αισθητήρα.
- Από την αρχή του Bernoulli ισχύει ότι:  $dP = \frac{w^2}{2 \cdot \rho} \left| \frac{1}{A_2^2} - \frac{1}{A_1^2} \right|$
- Λύνοντας ως προς  $w = \sqrt{\frac{2 \cdot \rho \cdot \Delta P}{\left| \frac{1}{A_2^2} - \frac{1}{A_1^2} \right|}}$
- Για να βρούμε τον όγκο του αέρα χρησιμοποιούμε την σχέση  $V_{flow} = \frac{w}{\rho}$

Όπου:

$\Delta P$ : διαφορά πίεσης στις δύο υποδοχές του διαφορικού αισθητήρα πίεσης σε Pa  
 $w$ : ροή μάζας αέρα σε kg/s

$\rho$ : πυκνότητα αέρα σε kg/m<sup>3</sup>  
 $V_{flow}$ : ροή όγκου αέρα σε m<sup>3</sup>/s

Ο τελικός τύπος που θα χρησιμοποιηθεί για τον υπολογισμό της ροής όγκου αέρα σε L/s είναι:

$$V_{\text{flow}} = 10^3 \sqrt{\frac{2 * dP}{\rho * \left| \frac{1}{A_2} - \frac{1}{A_1} \right|}}$$

Για να βρούμε την συνολική ροή του αέρα, καθώς το Arduino δεν μπορεί να λύσει ολοκληρώματα, προσθέτουμε τον όγκο του αέρα ανά ορισμένα χρονικά διαστήματα σύμφωνα με τις παρακάτω γραμμές κώδικα:

```
dt=0.02; v=Vflow*dt+v; delay(20);
```

### 2.1.3 Αισθητήρας

Σύμφωνα με τους Abinayaa et al. (2016) το προτεινόμενο σύστημα αποτελείται από διάφορους αισθητήρες διασυνδεδεμένο με την πλακέτα Arduino. Η πλακέτα Arduino λαμβάνει τα αποτελέσματα από διάφορους αισθητήρες και τα στέλνει στον ιατρό μέσω ενός καναλιού επικοινωνίας για περαιτέρω εξέταση. Το ανεπτυγμένο σύστημα παρακολουθεί συστηματικά διάφορες μετρούμενες παραμέτρους, αποσκοπώντας στην εξαγωγή συμπερασμάτων από αυτές, ώστε να είναι δυνατή η έγκαιρη ανίχνευση των συμπτωμάτων του άσθματος. Το δομικό διάγραμμα του προτεινόμενου συστήματος φαίνεται και περιγράφεται παρακάτω.

Οι Abinayaa et al. (2016) ανέπτυξαν μια έξυπνη συσκευή για την παρακολούθηση και την εξέταση των συμπτωμάτων ασθενειών των πνευμόνων στους ασθενείς με άσθμα. Το σύστημα ελέγχου περιλαμβάνει ως μονάδα επεξεργασίας μια πλακέτα Arduino, στην οποία είναι ενσωματωμένος ένας μικροελεγκτής Atmega για την επεξεργασία των δεδομένων. Η πλακέτα επεξεργασίας λειτουργεί με τάση 5V και συνεπώς, το μοντέλο της τάσης σχεδιάστηκε για να τροφοδοτεί την πλακέτα και τους υπόλοιπους αισθητήρες που είναι συνδεδεμένοι μαζί της. Ένας ασθματικός έχει την τάση να συμμετέχει με δυσκολία σε μια δραστηριότητα. Στην περίπτωση αυτή απαιτείται ένας αισθητήρας δραστηριότητας για τον προσδιορισμό της δραστηριότητας του ασθματικού. Η παρακολούθηση της δραστηριότητας του ασθενούς με άσθμα είναι πολύ σημαντική, έτσι ώστε να αποφεύγονται ψευδείς ενδείξεις.

Εκτός από την κινητική δραστηριότητα, τα περιβαλλοντικά πτητικά αέρια είναι δυνατό να δυσχεράνουν την εισπνοή καθαρού οξυγόνου. Γι' αυτό το σκοπό είναι ενσωματωμένοι στη μονάδα επεξεργασίας και αισθητήρες συγκέντρωσης αερίων, όπως NO, CO<sub>2</sub>, CO και O<sub>2</sub>. Οι αισθητήρες συγκέντρωσης αερίων είναι βαθμονομημένοι με τέτοιο τρόπο, ώστε να είναι ευαίσθητοι στα περιβαλλοντολογικά πτητικά αέρια. Ακόμα, ιδιαίτερα σημαντική είναι και η θερμοκρασία του περιβάλλοντος, αφού η υπερβολικά υψηλή ή χαμηλή θερμοκρασία δύναται

να προκαλέσει άσθμα. Το ανθρώπινο σώμα πάντα επηρεάζεται από τη θερμοκρασία του περιβάλλοντος. Συνεπώς, ένας αισθητήρας θερμοκρασίας καθιστά δυνατή τη μέτρηση της θερμοκρασίας του περιβάλλοντος, έτσι ώστε το άτομο να είναι σε θέση να προλάβει τα συμπτώματα του άσθματος. Επιπρόσθετα, είναι σημαντικό να λαμβάνονται οι τιμές της υγρασίας του εκπνεόμενου αέρα, για να μετρηθεί το πόσο υγρή είναι η ατμόσφαιρα. Υψηλές τιμές υγρασίας στον αέρα που αναπνέει το άτομο δυσχεραίνει τα συμπτώματα του άσθματος.

Στην παρούσα κατασκευή ο πρώτος αισθητήρας που θα δοκιμαστεί είναι ο MPX5010 της Freescale Semiconductor (Εικόνα 14).



**Εικόνα 14.** Αισθητήρας MPX5010DP της Freescale Semiconductor που χρησιμοποιήθηκε.

Οι λόγοι για τους οποίους ο αισθητήρας MPX5010DP είναι η πρώτη επιλογή, είναι το εύρος μετρήσεων 0 – 10 kPa (0-1,45 PSI), το οποίο είναι όμοιο με το εύρος πίεσης του εκπνεόμενου αέρα από τους πνεύμονες. Επιπλέον, η τάση λειτουργίας του είναι 5V, ίδια με αυτή που παρέχει το Arduino, και το εύρος τάσης εξόδου είναι 0.2 – 4,7 V, που βρίσκεται εντός του εύρους που δέχεται ο Analog-to-Digital Converter του Arduino (Freescale Semiconductor, 2012).

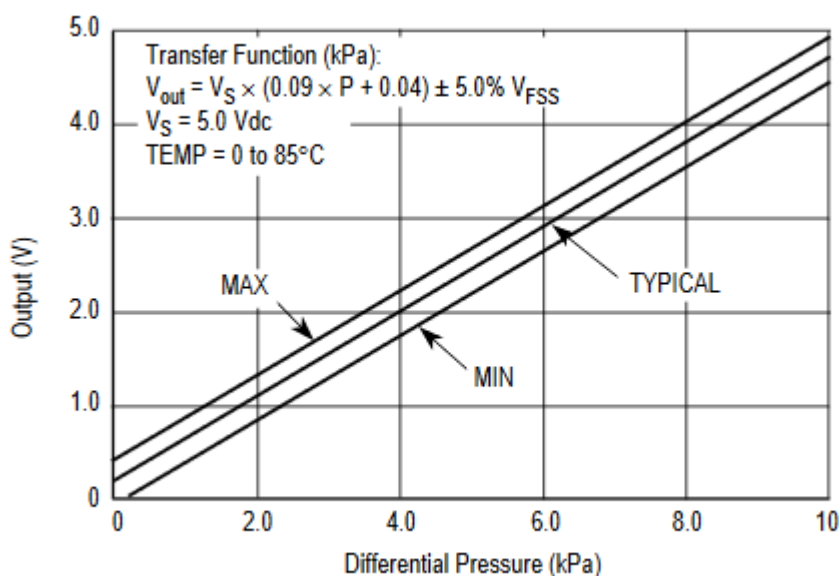
Η τάση μετατρέπεται σε πίεση σύμφωνα με την παρακάτω σχέση:

$$V_{out} = V_S \times (0.09 \times P + 0.04)$$

Όπου:

- $V_{out}$ : Αναλογική έξοδος
- $V_S$ : Τάση τροφοδοσίας του αισθητήρα
- $P$ : Πίεση σε kPa (kilopascal)

Στο παρακάτω διάγραμμα φαίνεται γραφικά η εξίσωση μεταφοράς σε kPa (Διάγραμμα 1):

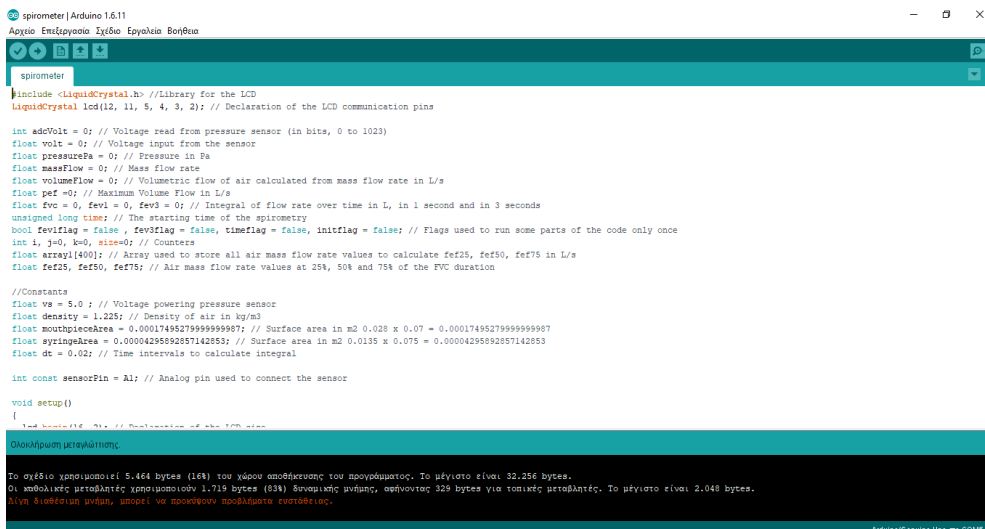


**Διάγραμμα 1.** Εξίσωση μεταφοράς σε kPa (Freescale Semiconductor, 2012)

Εναλλακτικές επιλογές αισθητήρων σε περίπτωση που οι μετρήσεις δεν ήταν έγκυρες, κυρίως λόγω εύρους πίεσης, είναι ο MPX5050 με εύρος 0 - 50 kPa (0 - 7.25 psi) και ο MPX5100 με εύρος 0 - 100 kPa (0 - 14.5 psi).

#### **2.1.4 Προγραμματιστικό περιβάλλον Arduino**

Για την ανάπτυξη και τη μεταγλώττιση χρησιμοποιήθηκε το περιβάλλον Arduino IDE (Εικόνα 15). Ο κώδικας του ανοικτού λογισμικού τροποποιήθηκε ανάλογα με την δική μας περίπτωση. Όταν ολοκληρωθεί η μεταγλώττιση εμφανίζεται το παρακάτω μήνυμα (Εικόνα 16), έτσι καταλαβαίνουμε ότι η χρήση μνήμης από το πρόγραμμα και τις μεταβλητές είναι εντός των ορίων.



```
spirometer | Arduino 1.6.11
Αρχείο Επιλογασία Σχέδιο Εργαλεία Βοήθεια

spirometer
#include <LiquidCrystal.h> //Library for the LCD
LiquidCrystal lcd(12, 11, 5, 4, 3, 2); // Declaration of the LCD communication pins

int adc01r = 0; // Voltage read from pressure sensor (in bits, 0 to 1023)
float volt = 0; // Voltage input from the sensor
float pressurePa = 0; // Pressure in Pa
float massFlow = 0; // Mass flow rate
float volumeFlow = 0; // Volumetric flow of air calculated from mass flow rate in L/s
float pev = 0; // Maximum Volume Flow in L/s
float fvc = 0, fev1 = 0, fev3 = 0; // Integral of flow rate over time in L, in 1 second and in 3 seconds
unsigned long time; // The starting time of the spirometry
bool fev1flag = false, fev3flag = false, timeflag = false, initflag = false; // Flags used to run some parts of the code only once
int i, j=0, led, size=0; // Counters
float array[400]; // Array used to store all air mass flow rate values to calculate fev25, fev50, fev75 in L/s
float fev25, fev50, fev75; // Air mass flow rate values at 25%, 50% and 75% of the FVC duration

//Constants
float vs = 5.0; // Voltage powering pressure sensor
float density = 1.225; // Density of air in kg/m3
float mouthpieceArea = 0.00017495279999999987; // Surface area in m2 0.028 x 0.07 = 0.00017495279999999987
float syringeArea = 0.00004295952857142853; // Surface area in m2 0.0135 x 0.075 = 0.00004295952857142853
float dt = 0.02; // Time intervals to calculate integral

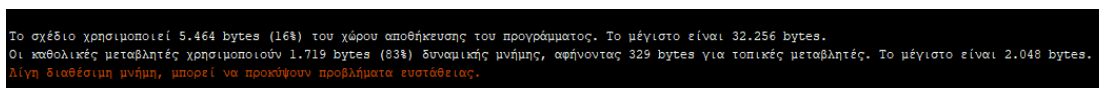
int const sensorPin = A1; // Analog pin used to connect the sensor

void setup()
{
  lcd.begin(16, 1); // Declaration of the LCD size
}

void loop()
{
  // Declaration of the LCD size
}

Ολοκλήρωση μεταγλώττισης.
Το σχέδιο χρησιμοποιεί 5.464 bytes (16%) του χώρου αποθήκευσης του προγράμματος. Το μέγιστο είναι 32.256 bytes.
Οι καθολικές μεταβλητές χρησιμοποιούν 1.719 bytes (83%) δυναμικής μνήμης, αφήνοντας 329 bytes για τοπικές μεταβλητές. Το μέγιστο είναι 2.048 bytes.
Δίγνη διαθέσιμη μνήμη, μπορεί να προκύψουν προβλήματα ευστάθειας.
```

Εικόνα 15. Ο κώδικας που έτρεξε η πλακέτα Arduino.



```
Το σχέδιο χρησιμοποιεί 5.464 bytes (16%) του χώρου αποθήκευσης του προγράμματος. Το μέγιστο είναι 32.256 bytes.
Οι καθολικές μεταβλητές χρησιμοποιούν 1.719 bytes (83%) δυναμικής μνήμης, αφήνοντας 329 bytes για τοπικές μεταβλητές. Το μέγιστο είναι 2.048 bytes.
Δίγνη διαθέσιμη μνήμη, μπορεί να προκύψουν προβλήματα ευστάθειας.
```

Εικόνα 16. Μήνυμα ορίων μνήμης από την πλακέτα Arduino.

## 2.1.5 Βαθμονόμηση (calibration) και τάση λειτουργίας Arduino

### Βαθμονόμηση

Η σύριγγα που χρησιμοποιείται για τη σπιρομέτρηση είναι συνήθως χωρητικότητας 1L ή 3L. Στη διάθεσή μου είχα σύριγγα 3L. Στην Εικόνα 17 φαίνεται η σύριγγα με την οποία έγινε η βαθμονόμηση. Η βαθμονόμηση πραγματοποιήθηκε σε ατμοσφαιρική πίεση, κορεσμένο με υδρατμούς και με υποθετική σταθερή θερμοκρασία δωματίου. Τα μέτρα της λειτουργίας του πνεύμονα μετρήθηκαν σύμφωνα με τις κατευθυντήριες γραμμές της Αμερικανικής Θωρακικής Εταιρείας (American Thoracic Society, 2018). Ακόμα, σύμφωνα με τους Miller, et al. (2005b) κρίνεται απαραίτητο να επιβεβαιώνεται καθημερινά η ακρίβεια του σπιρόμετρου ως προς τη μέτρηση του όγκου αέρα με τη χρήση μιας πιστοποιημένης σύριγγας τριών λίτρων. Η καθημερινή βαθμονόμηση συνίσταται, ώστε οποιαδήποτε απόκλιση να γίνεται άμεσα αντιληπτή, αλλά και για να εκτιμηθεί η μεταβλητότητα των αποτελεσμάτων από μέρα σε μέρα. Σε ορισμένες περιπτώσεις μπορεί να απαιτηθούν πιο τακτικοί έλεγχοι, όπως σε βιομηχανικού επιπέδου έρευνες, ή όταν η θερμοκρασία περιβάλλοντος μεταβάλλεται. Επιπρόσθετα, η ακρίβεια της σύριγγας βαθμονόμησης είναι καθοριστική, και τυχόν απόκλιση πρέπει να είναι εντός αποδεκτών ορίων. Για παράδειγμα εάν η σύριγγα έχει ακρίβεια της τάξης του 0.5%, μια απόκλιση του σπιρομέτρου της τάξεως του  $\pm 3.5\%$  είναι αποδεκτή. Επιπλέον, η σύριγγα βαθμονόμησης πρέπει να αποθηκεύεται σε μέρος με ίδια θερμοκρασία και υγρασία με αυτή του χώρου, όπου πραγματοποιείται η βαθμονόμηση και οι εξετάσεις των ασθενών. Αυτό

επιτυγχάνεται συνήθως με την αποθήκευση της σύριγγας βαθμονόμησης στον ίδιο χώρο με αυτό που βρίσκεται το σπιρόμετρο.



**Εικόνα 17.** Σύριγγα σπιρομέτρησης χωρητικότητας 3 L.

Η διαδικασία πραγματοποιήθηκε σε χώρο του ιατρείου του ιδιωτικού νοσοκομείου «Διαβαλκανικό» που βρίσκεται στον Δήμο Πυλαίας-Χορτιάτη του Νομού Θεσσαλονίκης (Εικόνα 18, 20, 21). Η δοκιμή έγινε στον χώρο της σπιρομέτρησης του νοσοκομείου. Αρχικά παρουσιάστηκε η διαδικασία βαθμονόμησης ενός σπιρομέτρου της κλινικής. Το σπιρόμετρο ρυθμίστηκε σε λειτουργία βαθμονόμησης. Στη συνέχεια η σύριγγα συνδέθηκε και ακλούθησαν μερικές «εισπνοές» και «εκπνοές» με τη χρήση αυτής (Εικόνα 19).



**Εικόνα 18.** Χώρος σπιρομέτρησης του νοσοκομείου.





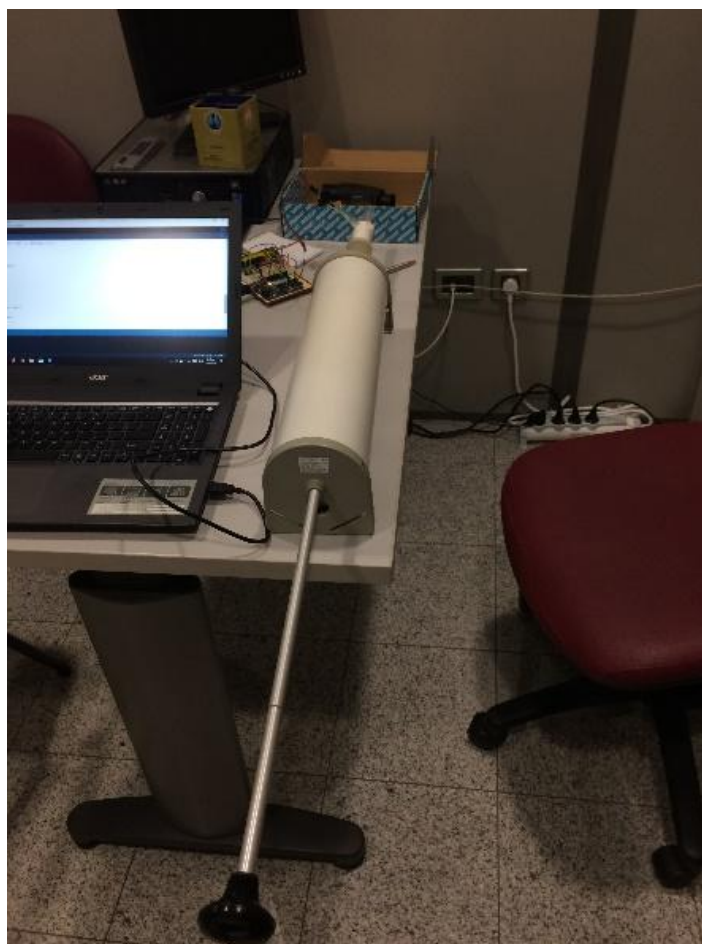
Εικόνα 19. Οθόνη σπιρόμετρου.

Για να γίνει βαθμονόμηση του σπιρόμετρου της παρούσης εργασίας, έγιναν πολλές δοκιμές μετρήσεων 3L, 6L και 9L (με επανειλημμένη χρήση της ίδιας σύριγγας 3L). Σημειώνονταν οι μετρήσεις του σπιρόμετρου και στη συνέχεια επιλέχθηκαν οι πιο συνηθισμένες τιμές.

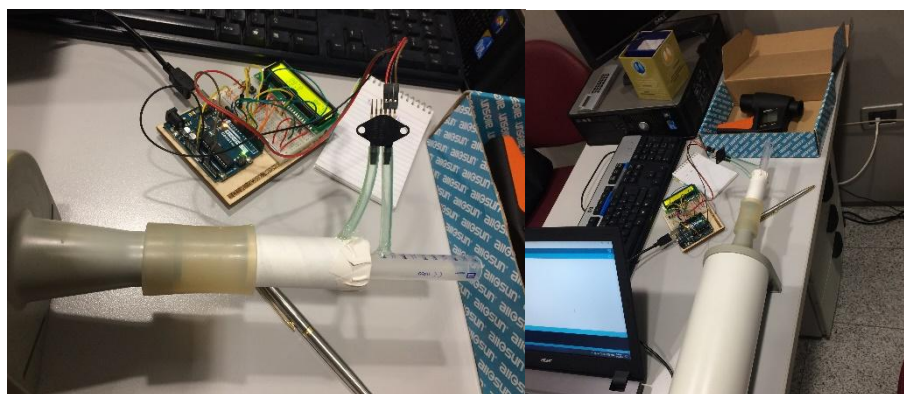
- 0,785 → 3L
- 1,57 → 6L
- 2,355 → 9L

Στη συνέχεια προέκυψε η γραμμική συνάρτηση  $\text{volFlow} = 3.821656 * \text{volFlow}$

Ακόμα, σύμφωνα με τους Miller, et al. (2005b) για σύριγγα βαθμονόμησης ακρίβειας 0.5% η αποδεκτή απόκλιση του σπιρόμετρου είναι  $\pm 3,5\%$ . Αυτό σημαίνει ότι στη μέτρηση των 3L υπάρχει μια αποδεκτή απόκλιση  $\pm 0,105\text{L}$ . Η σύριγγα βαθμονόμησης που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα εργασία είχε ακρίβεια της τάξης του 1%. (Εικόνα 17).

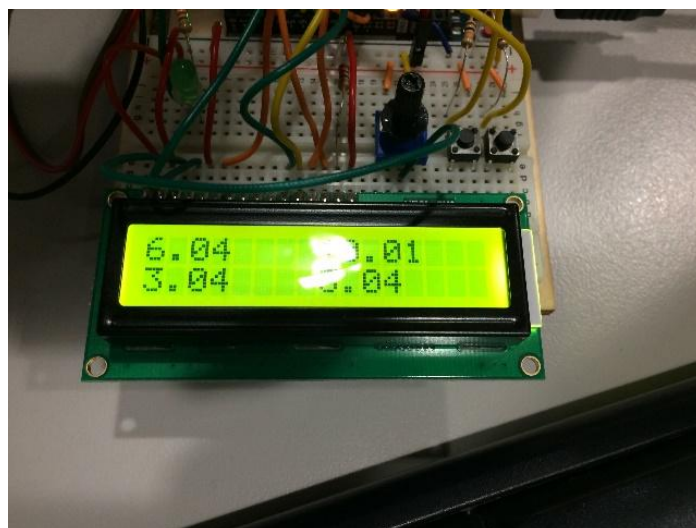


**Εικόνα 20.** Χώρος διαδικασίας βαθμονόμησης.

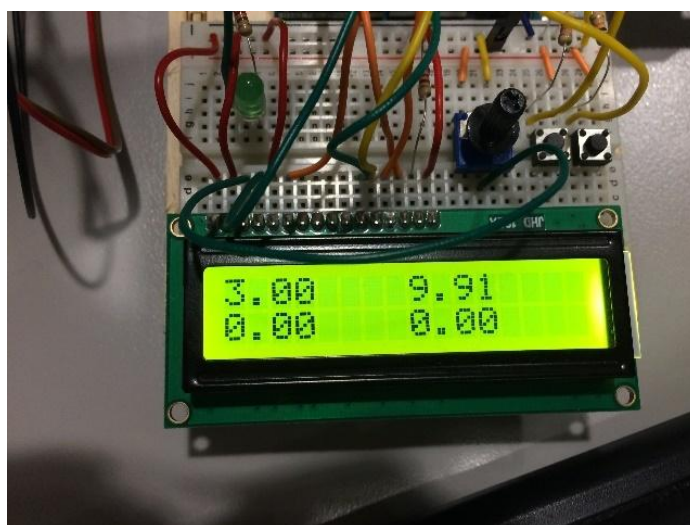
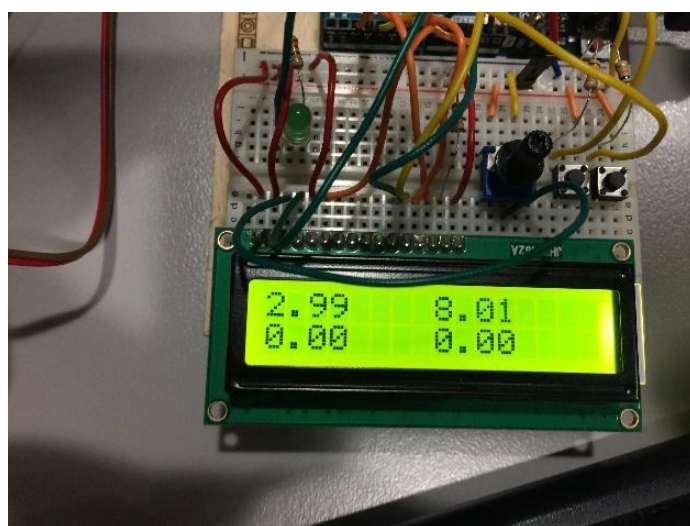


**Εικόνα 21.** Χώρος διαδικασίας βαθμονόμησης

Αφού συμπεριλήφθηκε η συνάρτηση για βαθμονόμηση έγιναν δοκιμαστικές μετρήσεις (Εικόνα 22) και προέκυψε ο σωστός όγκος αέρα με μικρή απόκλιση (Εικόνα 22, 23).



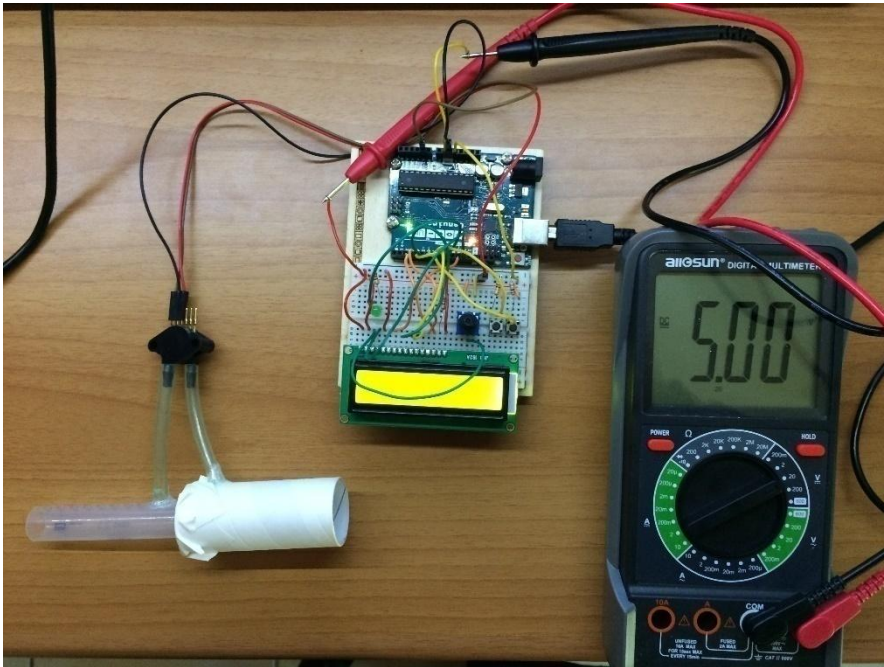
Εικόνα 22. Δοκιμαστική μέτρηση με μικρή απόκλιση 6L.



Εικόνα 23. Δοκιμαστική μέτρηση με μικρή απόκλιση 3L.

## Τάση λειτουργίας

Κρίνεται απαραίτητο να μετρηθεί η τάση λειτουργίας του Arduino με πολύμετρο, προκειμένου να διαπιστωθεί η σωστή τροφοδοσία του αισθητήρα. Όπως φαίνεται στην παραπάνω εικόνα, η τάση λειτουργίας του είναι ακριβώς 5V, όταν αυτό τροφοδοτείται από θύρα USB. Η τάση τροφοδοσίας του αισθητήρα είναι αναγκαίο να είναι μετρηθεί, προκειμένου να εισαχθεί στη συνάρτηση, που αντιστοιχεί την τάση εξόδου του αισθητήρα με την αντίστοιχη τιμή πίεσης (Εικόνα 24).



**Εικόνα 24.** Έλεγχος τάσης λειτουργίας Arduino.

## Κεφάλαιο 3: Αποτελέσματα

Σε αυτό το στάδιο της εργασίας παρουσιάζεται ο κώδικας που τρέχει η πλακέτα Arduino, καθώς και η συνδεσμολογία.

### 3.1 Κώδικας

```
#include <LiquidCrystal.h> //Library for the LCD
LiquidCrystal lcd(12, 11, 5, 4, 3, 2); // Declaration of the LCD
communication pins

int adcVolt = 0; // Voltage read from pressure sensor (in bits, 0 to 1023)
float volt = 0; // Voltage input from the sensor
float pressurePa = 0; // Pressure in Pa
float massFlow = 0; // Mass flow rate
float volumeFlow = 0; // Volumetric flow of air calculated from mass flow
rate in L/s
float pef =0; // Maximum Volume Flow in L/s
float fvc = 0, fev1 = 0, fev3 = 0; // Integral of flow rate over time in L,
in 1 second and in 3 seconds
unsigned long time; // The starting time of the spirometry
bool fev1flag = false , fev3flag = false, timeflag = false, initflag =
false; // Flags used to run some parts of the code only once
int i, j=0, k=0, size=0; // Counters
float array1[400]; // Array used to store all air mass flow rate values to
calculate fef25, fef50, fef75 in L/s
float fef25, fef50, fef75; // Air mass flow rate values at 25%, 50% and 75%
of the FVC duration

//Constants
float vs = 5.0 ; // Voltage powering pressure sensor
float density = 1.225; // Density of air in kg/m3
float mouthpieceArea = 0.000174952799999999987; // Surface area in m2 0.028 x
0.07 = 0.000174952799999999987
float syringeArea = 0.00004295892857142853; // Surface area in m2 0.0135 x
0.075 = 0.00004295892857142853
float dt = 0.02; // Time intervals to calculate integral

int const sensorPin = A1; // Analog pin used to connect the sensor

void setup()
{
  lcd.begin(16, 2); // Declaration of the LCD size
  pinMode(6, INPUT); // Show first page of results
  pinMode(7, INPUT); // Show second page of results
  pinMode(8, OUTPUT); // LED that shows when measurement is taking place
}

void loop() {
  digitalWrite(8,LOW); // When there is no pressure detected, the LED is OFF
  if ( initflag == false ) // The initialisation of the air mass flow array
should take place only once
  {
    for ( i = 0; i < 400; i++ )
    {
      array1[ i ] = 0; // Initialisation of the air mass flow array to 0
    }
    initflag = true;
  }
}
```

```

while(analogRead(sensorPin)>50) // The loop runs while the pressure is
greater than the threshold, which means the user exhales
{
    digitalWrite(8,HIGH); // The LED is ON while the user exhales
    if ( timeflag == false ) // Ensuring this runs only the first time while
this loop runs
    {
        time=millis(); // The time the measurement started. Useful to measure
FEV1 and FEV3
        timeflag = true;
    }
    adcVolt =analogRead(sensorPin); // Voltage read from ADC
    volt = adcVolt*(vs/1023.0); // Converting ADC value to voltage
    pressurePa = ((volt/(0.09*vs))-(0.04/0.09))*1000; // Converting
pressure in pascal, according to the sensor datasheet
    massFlow = sqrt((abs(pressurePa)*2*density)/((1/(pow(syringeArea,2)))-
(1/(pow(mouthpieceArea,2))))); // Calculating mass flow of air using
bernoulli`s principle
    volumeFlow = (1000*massFlow)/density; // Calculating Volumetric flow of
air in L/s dividing mass flow by the air density
    volumeFlow =3.821656*volumeFlow; // Calibration function
    array1[j]=volumeFlow; // Assigning current volumetric flow of air
    j++; // Counter
    if ( volumeFlow > pef ) //Checking if the current Volumetric flow of air
has the highest value
    {
        pef = volumeFlow; // If the above statement is true, the current value
of Volumetric flow of air is assigned to PEF
    }
    fvc = volumeFlow*dt + fvc; // Total volume (essentially integrated over
time)
    if (( (millis() - time) >= 1000 ) && ( fev1flag == false )) // Checking
if 1 second has passed since the measurement has started, and also making
sure this code runs only once
    {
        fev1 = fvc; // If the above statement is true, the current FVC value
is assigned to FEV1
        fev1flag = true;
    }
    if (( (millis() - time) >= 3000 ) && ( fev3flag == false )) // Checking
if 3 seconds have passed since the measurement has started, and also making
sure this code runs only once
    {
        fev3 = fvc; // If the above statement is true, the current FVC value
is assigned to FEV3
        fev3flag = true;
    }
    delay(20); // Delay of 20ms, the equivalent of the time intervals to
calculate integral
}
if ( digitalRead(6) == HIGH ) // Checking if button is pressed
{
    lcd.clear(); // Clearing the LCD of any previous information
    lcd.setCursor(0, 0); //Setting the cursor at he top left corner
    lcd.print(fvc); // Printing FVC on the LCD
    lcd.setCursor(8, 0); // Setting the cursor at the top middle position
    lcd.print(pef); // Printing PEF on the LCD
    lcd.setCursor(0, 1); // Setting the cursor at the botton left corner
    lcd.print(fev1); // Printing FEV1 on the LCD
    lcd.setCursor(8, 1); // Setting the cursor at the bottom middle position
    lcd.print(fev3); // Printing FEV3 on the LCD
    delay(10); // Delay of 10ms to eliminate screen flickering
}

```

```

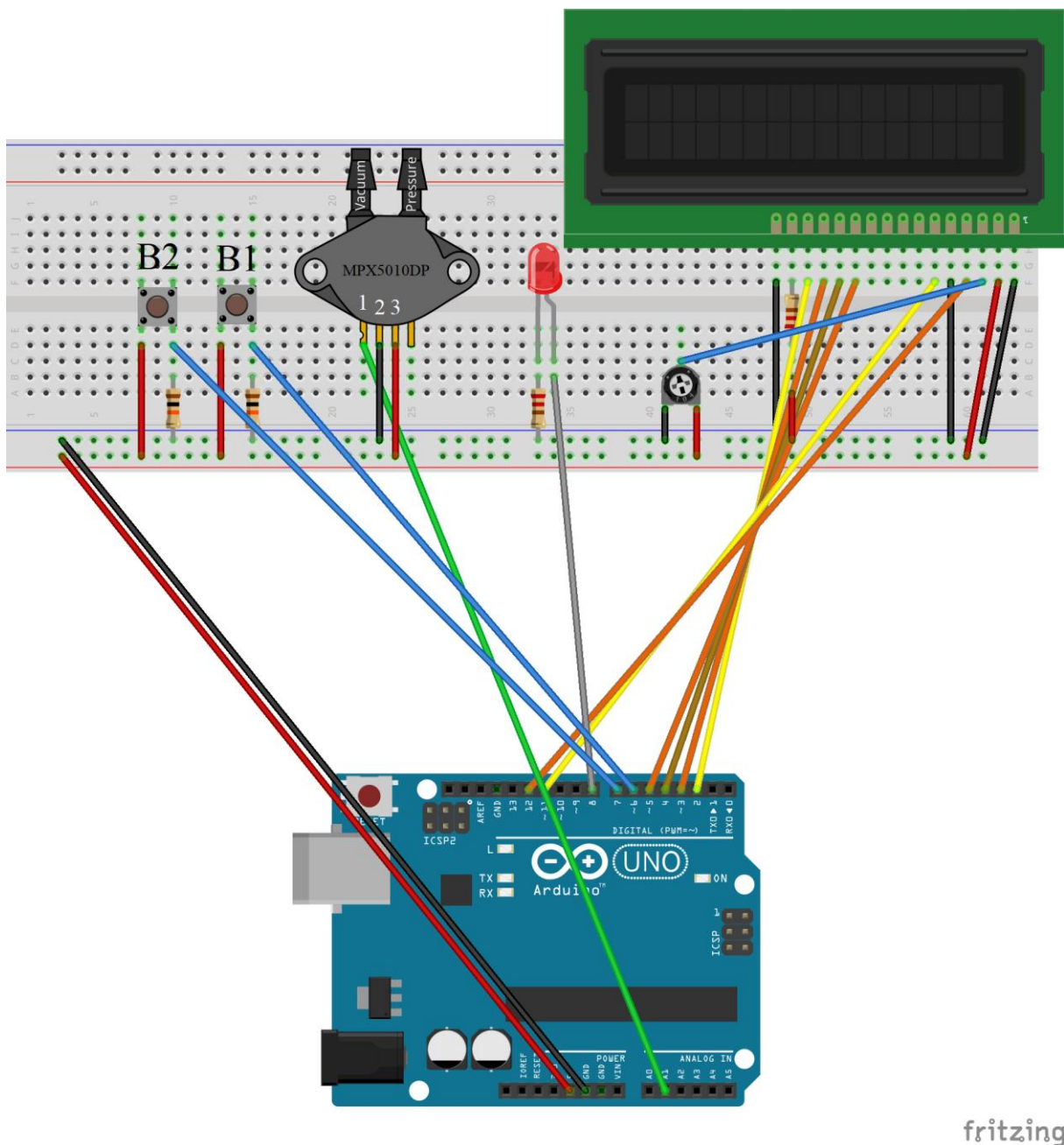
}
else if ( digitalRead(7) == HIGH ) // Checking if button is pressed
{
    size = 0; // Initializing array size counter
    for( k = 0; k < 400; k++ )
    {
        if (array1[k] != 0) // Checking if the current value of the array is
other than the initalized 0
        {
            size++; // If the value is other than 0 the size counter is
increased by 1
        }
    }
    fef25 = array1[(int) ((size*25)/100)]; // Finding the value of 25% of
the Volumetric flow of air array
    fef50 = array1[(int) ((size*50)/100)]; // Finding the value of 50% of
the Volumetric flow of air array
    fef75 = array1[(int) ((size*75)/100)]; // Finding the value of 75% of
the Volumetric flow of air array
    lcd.clear(); // Clearing the LCD of any previous information
    lcd.setCursor(0, 0); //Setting the cursor at he top left corner
    lcd.print(fev1/fvc); // Printing FEV1/FVC on the LCD
    lcd.setCursor(8, 0); // Setting the cursor at the top middle position
    lcd.print(fef25); // Printing FEF25 on the LCD
    lcd.setCursor(0, 1); // Setting the cursor at the botton left cornrer
    lcd.print(fef50); // Printing FEF50 on the LCD
    lcd.setCursor(8, 1); // Setting the cursor at the bottom middle position
    lcd.print(fef75); // Printing FEF75 on the LCD
    delay(10); // Delay of 10ms to eliminate screen flickering
}
}

```

### 3.2 Κατασκευή και συνδεσμολογία

Στην παρακάτω εικόνα φαίνεται σε σχηματική αναπαράσταση η συνδεσμολογία της κατασκευής. Για την δημιουργία της χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό fritzing. Η συσκευή δίνει τη δυνατότητα να μετρηθούν τα: FEV1, FEV3, FEV1/FVC, FEF (25%, 50%, 70%), PEF.

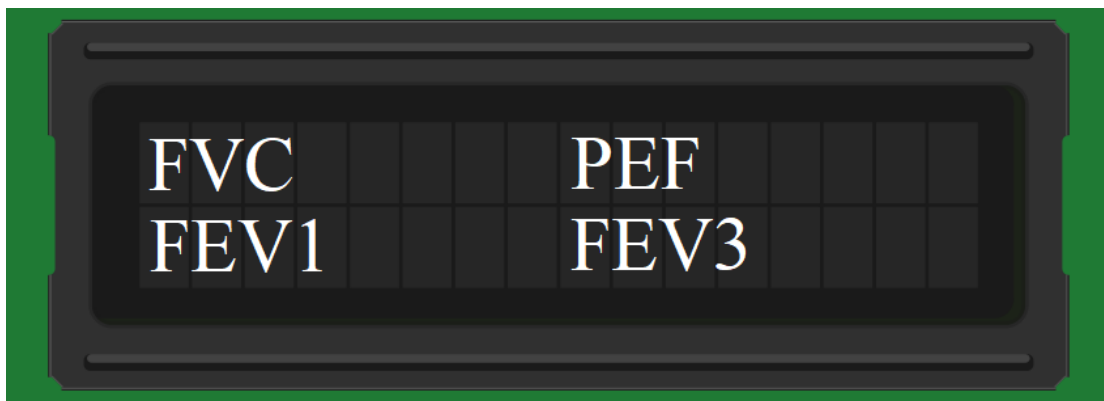
Η Εικόνα 25 της συνδεσμολογίας δημιουργήθηκε με το λογισμικό fritzing. Στα αριστερά φαίνονται δύο κουμπιά B1 και B2. Αυτά χρησιμοποιούνται για την προβολή των αποτελεσμάτων, όταν ολοκληρωθεί η μέτρηση.



Εικόνα 25. Απεικόνιση της συνδεσμολογίας στο breadboard

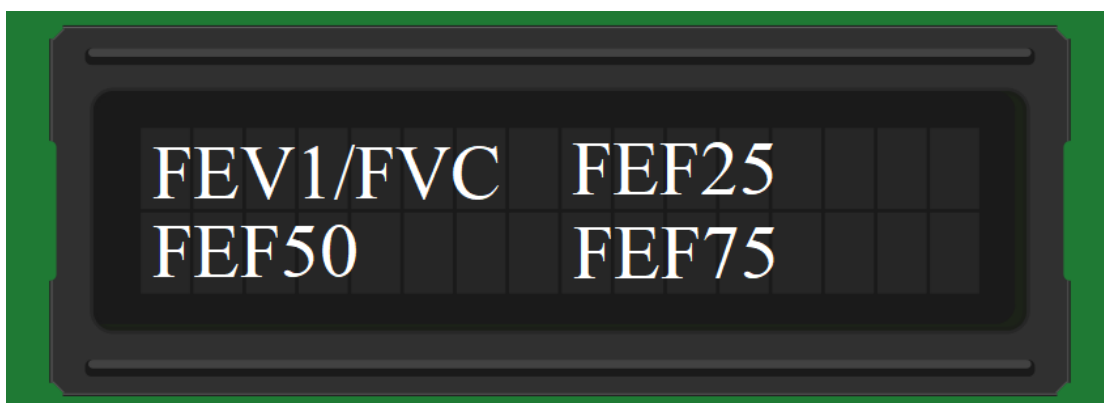


Το κουμπί B1 συνδέεται στην επαφή 6 και προβάλλει τις μετρήσεις FVC, PEF, FEV1, FEV3, όπως φαίνονται στο παρακάτω παράδειγμα (Εικόνα 26).



Εικόνα 26. Κουμπί για προβολή μετρήσεων FVC, PEF, FEV1, FEV3

Το κουμπί B2 συνδέεται στην επαφή 7 και προβάλλει τις μετρήσεις FEV1/FVC, FEF25, FEF50, FEF75, όπως φαίνονται στο παρακάτω παράδειγμα (Εικόνα 27).



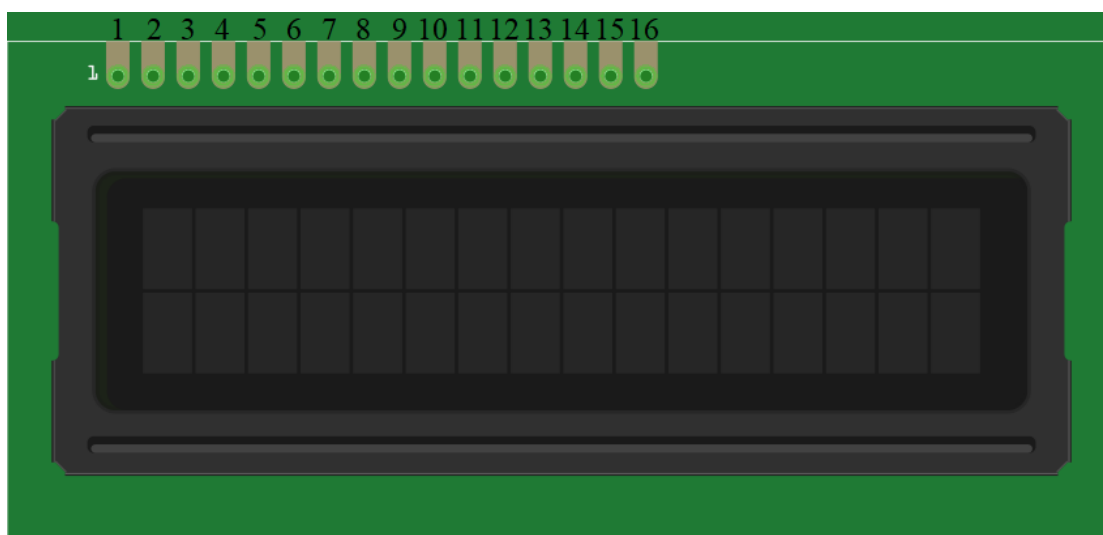
Εικόνα 27. Κουμπί για προβολή μετρήσεων FEV1/FVC, FEF25, FEF50, FEF75

Τα κουμπιά B1 και B2 συνδέονται από την μία επαφή τους με την παροχή 5V, και η άλλη τους επαφή συνδέεται με την ανάλογη επαφή στο Arduino, και με την γείωση (GND) με μία αντίσταση 10k Ohm.

Αμέσως μετά, με την επιγραφή MPX5010DP βρίσκεται ο διαφορικός αισθητήρας πίεσης. Οι επαφές του αριθμούνται από τα αριστερά προς τα δεξιά, με πρώτη επαφή αυτή με την εγκοπή. Η πρώτη επαφή είναι αυτή που μας δίνει τα δεδομένα πίεσης. Συνδέεται με την αναλογική είσοδο A1 του Arduino. Η δεύτερη συνδέεται στη γείωση (GND) και η τρίτη στην παροχή 5V.

Στη συνέχεια υπάρχει ένα λαμπάκι LED. Το λαμπάκι LED ανάβει για να ενημερώσει τον χρήστη ότι ο αισθητήρας ανιχνεύει αύξηση της πίεσης, και συνεπώς λαμβάνονται μετρήσεις. Η άνοδος του LED συνδέεται στην επαφή 8 του Arduino, και η κάθοδος μέσω μιας αντίστασης 220Ω με την γείωση (GND).

Στη συνέχεια βρίσκεται η οθόνη που προβάλλονται τα αποτελέσματα. Οι επαφές της οθόνης αριθμούνται ξεκινώντας από την επαφή με το 1 όπως στην παρακάτω εικόνα (Εικόνα 28).



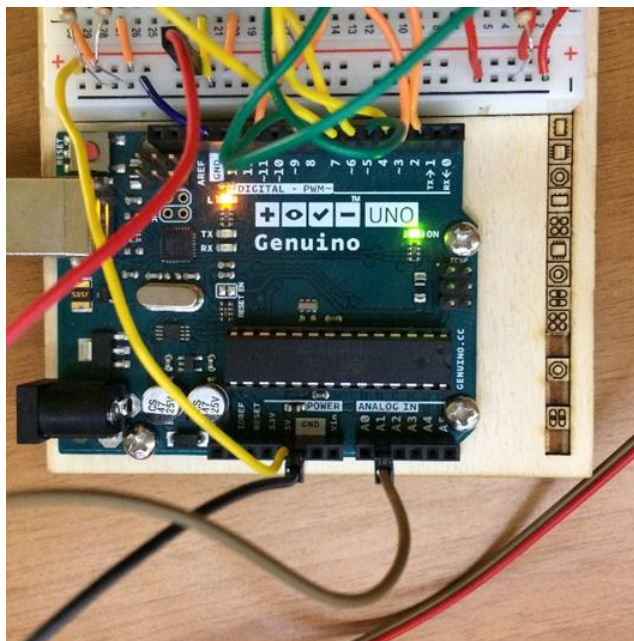
Εικόνα 28. Οθόνη για προβολή αποτελεσμάτων.

Η πρώτη επαφή της οθόνης συνδέεται με τη γείωση (GND). Η δεύτερη συνδέεται με την τροφοδοσία 5V. Η τρίτη συνδέεται με ένα ποτενσιόμετρο, όπου μεταβάλλοντας την αντίστασή του μεταβάλλεται η αντίθεση των γραμμών της οθόνης. Η τέταρτη με την επαφή 12 του Arduino, η πέμπτη με τη γείωση (GND). Για μεταφορά δεδομένων συνδέονται η ενδέκατη με την επαφή 5 του Arduino, δωδέκατη με την επαφή 4 του Arduino, η δέκατη τρίτη με την επαφή 3 του Arduino, η δέκατη τέταρτη με την επαφή 2 του Arduino. Για τον φωτισμό της LCD συνδέονται η δέκατη πέμπτη με την τροφοδοσία 5V μέσω μιας αντίστασης 220 Ω και η δέκατη πέμπτη με τη γείωση (GND).

### 3.3 Δοκιμαστικές μετρήσεις

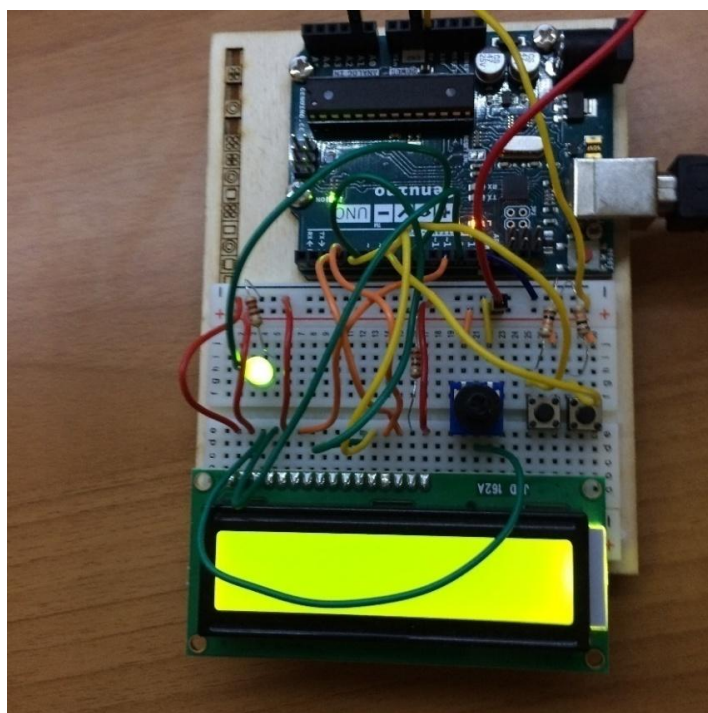
Για τον έλεγχο της σωστής τελικής λειτουργίας του σπιρόμετρου πραγματοποιήθηκαν δοκιμαστικές μετρήσεις. Ανάμεσα στις μετρήσεις είναι απαραίτητο να πατήσει ο χρήστης το κουμπί RESET. Το πράσινο LED με την ένδειξη ON υποδεικνύει, ότι η συσκευή τροφοδοτείται σωστά και είναι ενεργοποιημένη. Όταν το πορτοκαλί λαμπάκι με την ένδειξη L

είναι αναμμένο σταθερά, υποδεικνύει, ότι η συσκευή είναι έτοιμη να λάβει μετρήσεις. Όσο αναβοσβήνει (για λιγότερο από 1 sec) η συσκευή δεν είναι έτοιμη για χρήση (Εικόνα 29).



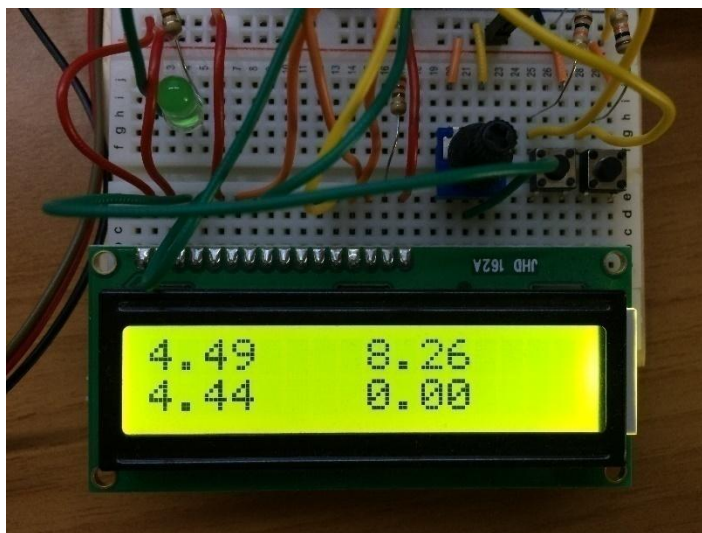
**Εικόνα 29.** Δοκιμαστική μέτρηση: το λαμπάκι ON είναι αναμμένο σταθερά άρα η συσκευή είναι έτοιμη να λάβει μετρήσεις.

Κατά τη διάρκεια που ο χρήστης εκπνέει, το πράσινο LED στο breadboard είναι ενεργό. Αυτό υποδεικνύει, ότι ανιχνεύεται πίεση από τον αισθητήρα, και κατά συνέπεια ότι λαμβάνονται μετρήσεις (Εικόνα 30).



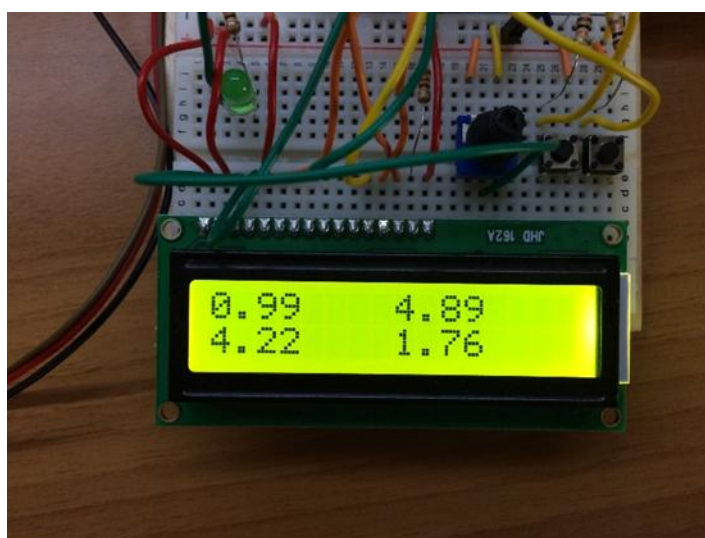
**Εικόνα 30.** Δοκιμαστική μέτρηση: Το πράσινο LED είναι αναμμένο άρα λαμβάνονται μετρήσεις.

Πατώντας το δεξιότερο κουμπί στο breadboard (όπως φαίνεται στη φωτογραφία) εμφανίζεται η πρώτη οθόνη μετρήσεων. Με τη σειρά εμφανίζονται οι μετρήσεις FVC, PEF, FEV1, FEV3. Στην μέτρηση FEV3 συναντάται συχνά να έχουμε την ένδειξη 0.00. Αυτό σημαίνει ότι εκπνοή του χρήστη διήρκησε λιγότερο από 3 δευτερόλεπτα (Εικόνα 31).



**Εικόνα 31.** Δοκιμαστική μέτρηση: μετρήσεις FVC, PEF, FEV1, FEV3 (βλ. συνδεσμολογία)

Πατώντας το αριστερό κουμπί στο breadboard, όπως φαίνεται στη φωτογραφία) εμφανίζεται η δεύτερη οθόνη μετρήσεων. Με τη σειρά εμφανίζονται οι μετρήσεις FEV1/FVC, FEF25, FEF50, FEF75 (Εικόνα 32).



**Εικόνα 32.** Δοκιμαστική μέτρηση: μετρήσεις FVC, PEF, FEV1, FEV3 (βλ. συνδεσμολογία)

## Κεφάλαιο 4: Επίλογος

### 4.1 Προβλήματα

Σε παλιότερο στάδιο είχε στηριχθεί ο αισθητήρας απευθείας πάνω στο breadboard. Μετά από λίγο καιρό όμως λόγω του βάρους είχαν χαλαρώσει οι επαφές του breadboard. Αυτό συνεπάγεται αναξιόπιστη σύνδεση του αισθητήρα, με αποτέλεσμα να μην τροφοδοτείται σωστά, καθώς και ανακρίβεια στην έξοδο των αναλογικών δεδομένων. Αυτό επιλύθηκε με την χρήση καλωδίων για την σύνδεσή του.

Ένα ακόμα πρόβλημα ήταν τα καλώδια της τροφοδοσίας του breadboard. Στη αρχή χρησιμοποιήθηκε άλλος τύπος καλωδίων μεγαλύτερου μήκους, αλλά υπήρχε αναξιόπιστη επαφή της γείωσης. Προκειμένου να επιλυθεί, χρησιμοποιήθηκε για τη γείωση πολύ μικρότερο καλώδιο, και συνδέθηκε στην κοντινότερη διαθέσιμη επαφή γείωσης στο breadboard. Προληπτικά έγινε αλλαγή και του καλωδίου της τροφοδοσίας 5V με καλώδιο όσο δυνατόν μικρότερου μήκους.

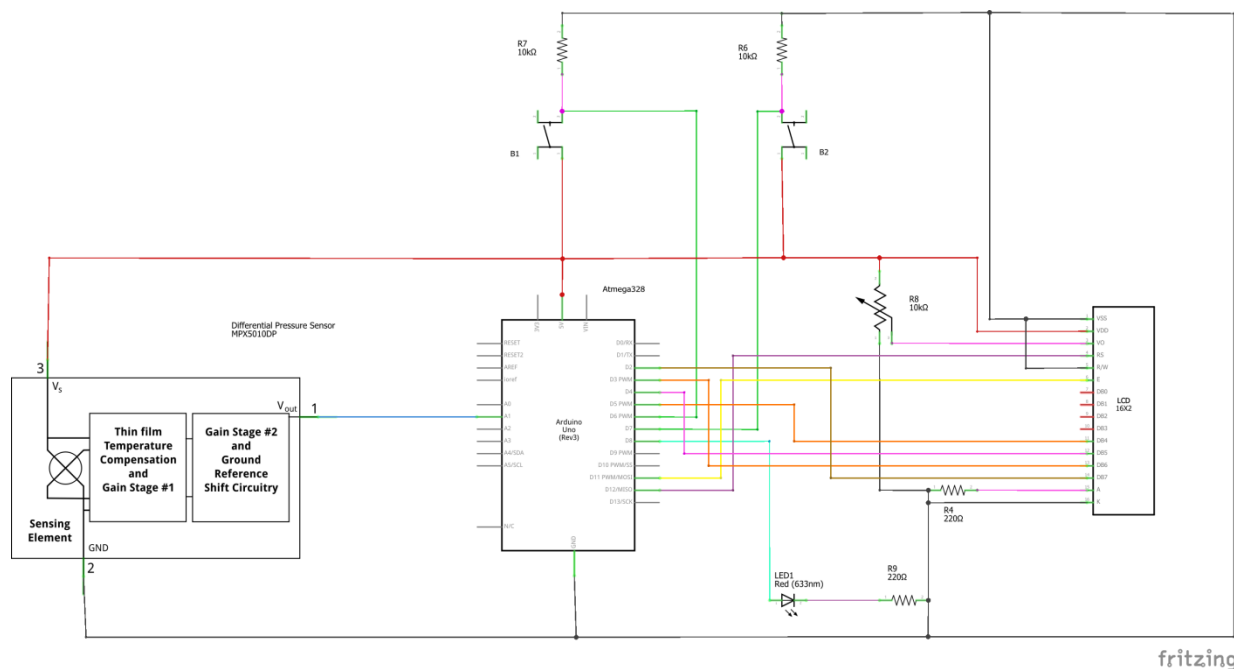
### 4.2 Συμπεράσματα

Η σπιρομέτρηση πραγματοποιείται εδώ και εκατοντάδες χρόνια και η κατασκευή των οργάνων εξελίσσεται συνεχώς με την πάροδο των χρόνων. Η αλλαγές/τροποποιήσεις που πραγματοποιούνται στα όργανα/συσκευές μέτρησης, αφορούν τη βελτίωση τόσο της χρηστικότητάς τους όσο και της ακρίβειάς τους. Λειτουργώντας, λοιπόν, με γνώμονα τον ασθενή και τον ιατρό, κατασκευάστηκε ένα ηλεκτρονικό σπιρόμετρο με χρήση κώδικα και διαθέσιμων εργαλείων ανάπτυξης και υλικών. Η συσκευή σπιρομέτρησης που κατασκευάστηκε αποτελείται από:

- Το επιστόμιο διαμέτρου 28 mm
- Την σύριγγα διαμέτρου 13,5 mm
- Την πλακέτα Arduino
- Την σειριακή σύνδεση RS-232 μέσω USB
- Τον αισθητήρα MPX5010DP της Freescale Semiconductor
- Την καλωδίωση

Η συσκευή που αναπτύχθηκε μπορεί να πραγματοποιεί σπιρομέτρηση σε ασθενή, έπειτα από την βαθμονόμηση της. Αφού έτρεξε ο κώδικας έγιναν δοκιμαστικές μετρήσεις και

προέκυψε ο σωστός όγκος αέρα με μικρή απόκλιση. Η διαφορά της πίεσης των δύο τμημάτων του σωλήνα μετράται από τον αισθητήρα, μετατρέπεται σε τάση, στη συνέχεια σε πίεση, γίνεται η επεξεργασία των δεδομένων στον ελεγκτή σύμφωνα με τον κώδικα και έπειτα εμφανίζονται τα αποτελέσματα στην οθόνη.



Εικόνα 33. Σχηματικό Σχέδιο της κατασκευής

Στην παραπάνω εικόνα (Εικόνα 33) φαίνεται το Σχηματικό Σχέδιο της κατασκευής. Με κόκκινο χρώμα είναι τα καλώδια τροφοδοσίας 5V. Με μαύρο χρώμα είναι τα καλώδια της γείωσης (GND). Με μπλέ χρώμα φαίνεται το καλώδιο που μεταφέρει τα αναλογικά δεδομένα από τον αισθητήρα. Με πράσινο χρώμα φαίνονται τα καλώδια που μεταφέρουν την πληροφορία να πατιούνται τα κουμπιά B1 και B2, και με κυανό χρώμα η ψηφιακή έξοδος για την ενεργοποίηση του LED.

Συμπερασματικά, η κατασκευή απλού σπιρόμετρου μπορεί να επεκτείνει τις εφαρμογές σπιρομέτρησης, με σκοπό τη βελτίωση της υγείας και συνεπώς της ποιότητας ζωής του ανθρώπου. Η διαδικασία είναι αρκετά απλή για τον ιατρό, αφού με την βοήθεια του κώδικα, μπορεί να διεξάγει την μέτρηση αλλά και να έχει άμεσα αποτελέσματα για τον ασθενή.

### 4.3 Μελλοντικές επεκτάσεις

Αρχικά θα μπορούσε να βελτιωθεί κατά πολύ η κατασκευαστική ακεραιότητα και αντοχή της συσκευής με την παραγωγή συσκευασίας και εξαρτημάτων με 3D printer.

Επιπλέον, προκειμένου να μικρύνει το μέγεθος της συσκευής θα μπορούσε να γίνει κατά παραγγελία τύπωση σε PCB (Printed Circuit Board).

Σε κάποια επέκταση ως προς τις δυνατότητες θα μπορούσε να προστεθεί μια οθόνη με ικανότητα απεικόνισης γραφημάτων. Θα μπορούσε να απεικονιστεί γράφημα με την ροή αέρα για κάθε χρονική στιγμή, τιμές οι οποίες παράγονται ήδη από τον υπάρχοντα κώδικα σε πίνακα για τον υπολογισμό των FEF25, FEF50, FEF75.

Επιπλέον, θα μπορούσε να υπάρξει επικοινωνία με υπολογιστή μέσω της σειριακής θύρας που διαθέτει το Arduino, ώστε να αποθηκεύονται μετρήσεις με τη χρήση ανάλογου λογισμικού. Στη συνέχεια δύναται να υπάρχει παρακολούθηση της πορείας της υγείας του χρήστη, καθώς και κοινοποίηση των δεδομένων αυτών σε κάποιο ηλεκτρονικό φάκελο υγείας.

## Βιβλιογραφία

- Abinayaa B., Kiruthikamani G., Saranya B., Gayathri R. (2016). An Intelligent Monitoring Device for Asthmatics using Arduino, *International Journal of Advanced Research in Electrical, Electronics and Instrumentation Engineering*, 5(7), 6269-6273. DOI: [10.15662/IJAREEIE.2016.0507073](https://doi.org/10.15662/IJAREEIE.2016.0507073).
- Alonso, D. F., Azzopardi, J. B., Gonçalves , S. J. A., Coury, J. R. (2001). Drop Size Measurements in a Laboratory Scale Venturi Scrubber, *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences. ABCM*, 23(4), 471–480. DOI: 10.1590/S0100-73862001000400008
- American Thoracic Society (2018). Guidelines. Retrieved from: <https://www.thoracic.org/statements/>.  
Προσπελάστηκε: 2018
- Asthma Canada (2018). How to monitor your asthma. Retrieved from: <https://www.asthma.ca/get-help/asthma-3/control/how-to-monitor/> .  
Προσπελάστηκε: 2018
- Arduino (2018). Available at: <https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction> .
- Cambell, I. A., Smith, I., Johnson, A., Prescott, R. J., Anderson, C., Campbell, J. (1974). Peak–flow meter versus peak flow gouge, *Lancet ii*, 199.
- Cleveland clinic (2018). Intensive spirometer. How to properly use an intensive spirometer. Retrieved from: <https://my.clevelandclinic.org/health/articles/4302-incentive-spirometer> .  
Προσπελάστηκε: 2018
- Cooper B. (2008). Spirometry and peak flow measurements, *The foundation years*, 4(1), 35 – 37. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.mpfou.2008.02.009>



- Criée, C. P., Sorichter, S., Smith, H. J., Kardos, P., Merget, R., Heise D., Berdel, D., Köhler, D., Magnussen H., Marek, W., Mitfessel, H., Rasche K., Rolke, M., Worth, H., Jörres, R. A. (2011). Body plethysmography – Its principles and clinical use, *Respiratory Medicine*. 105(7), 959–971. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.rmed.2011.02.006>
- Davis, S. (2006). Spirometry, *Paediatric Respiratory Reviews*, 7, S11–S13. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.prrv.2006.04.020>
- Freescale Semiconductor, Inc. (2012). Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated. MPX5010, *Datasheet: Technical Data*, Rev. 13. Retrieved from: <https://www.nxp.com/docs/en/datasheet/MPX5010.pdf>
- García-Río, F., Calle, M., Burgos, F., Casan, P., del Campo, F., Galdiz, J. B., Giner, J. Gonzalez – Mangado N., Ortega, F., Maestu L. P. (2013). Spirometry, *Archivos de Bronconeumología* (English Edition), 49(9), 388–401. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.arbres.2013.04.001>.
- Mandal, N. G. (2009). Measurement of volume and flow in gases, *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, 10(1), 52–56. DOI:<https://doi.org/10.1016/j.mpaic.2008.11.011>.
- McEvoy, M. A., Schofield, P. W., Smith, W. T., Agho, K., Mangoni, A.A., Soiza, R. L., Peel, R., Hancock, S. J., Carru, C., Zinellu, A., Attia, J. R., (2013). Serum Methylarginines and Spirometry-Measured Lung Function in Older Adults’, *PLoS ONE*, 8(5), e58390. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0058390>
- Miller, M. R., Crapo, R., Hankinson, J., Brusasco, V., Burgos, F., Casaburi, R., Coates, A., Enright, P., van der Grinten, C.P.M., Gustafsson, P., Jensen, R., Johnson, D.C., MacIntyre, N., McKay, R., Navajas, D., Pedersen, O.F., Pellegrino, R., Viegi, G., Wanger, J. (2005a). General considerations for lung function testing. *European Respiratory Journal*, 26 (1), 153–161. DOI:<https://doi.org/10.1183/09031936.05.00034505>
- Miller, M. R., Crapo, R., Hankinson, J., Brusasco, V., Burgos, F., Casaburi, R., Coates, A., Enright, P., van der Grinten, C.P.M., Gustafsson, P., Jensen, R., Johnson, D.C., MacIntyre, N., McKay, R., Navajas, D., Pedersen, O.F., Pellegrino, R., Viegi, G., Wanger, J. (2005b). Standardisation of spirometry, *European Respiratory Journal*, 26 (2), 319–338. DOI: <https://doi.org/10.1183/09031936.05.00034805>

Moore V.C. (2012). Spirometry step by step, *Breathe*, 8(3), 233 – 240. DOI: [10.1183/20734735.0021711](https://doi.org/10.1183/20734735.0021711)

Rasyid, U. H., Kemalasari, J., Sulistiyo, M, Sukaridhoto, S.,. (2018). Design and Development of Portable Spirometer, In: *IEEE International Conference on Consumer Electronics (ICCE-TW)*, 19 – 21 May, 2018: Briefings. Taiwan.

Sigma Medical (2018). Available at: <https://medical.gr/iatrikes-syskeyes-iatrika-ergaleia/spirometra/spirometro-mir-spirodoc.html>

Προσπελάστηκε: 2018

Spriggs E. A. (1978). The history of Spirometry, *British Journal Disease Chest*, 72 (165), 166-179. DOI: [https://doi.org/10.1016/0007-0971\(78\)90038-4](https://doi.org/10.1016/0007-0971(78)90038-4)

The McGill Physiology Virtual Lab (2018). Available at: [https://www.medicine.mcgill.ca/physio/vlab/Other\\_exps/resp/pneumo.htm](https://www.medicine.mcgill.ca/physio/vlab/Other_exps/resp/pneumo.htm)

Προσπελάστηκε: 2018

West, T., Photiou, A. (2018). Measurement of gas volume and gas flow, *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, 19(4), 183–188. DOI: <https://doi.org/10.1016/J.MPAIC.2018.02.004>

White, P. (2004). Spirometry and peak expiratory flow in the primary care management of COPD, *Primary Care Respiratory Journal*, 13(1), 5–8. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.pcrj.2003.11.009>

Wright, B. M., McKerrow, C. B. (1959). Maximum forced expiratory flow rate as a measure of ventilatory capacity, *Br. med. F.ii*, 1041.