

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΜΑΚΕΔΟΝΙΑΣ
ΠΟΛΥΤΕΧΝΙΚΗ ΣΧΟΛΗ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΣΠΙΡΟΜΕΤΡΟΥ ΓΙΑ ΠΑΙΔΙΚΟ ΑΣΘΜΑ

ΙΩΑΝΝΗΣ ΣΜΑΝΗΣ

ΑΕΜ.: 36

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ: ΠΑΝΤΕΛΗΣ ΑΓΓΕΛΙΔΗΣ
ΚΟΖΑΝΗ ΟΚΤΩΒΡΙΟΣ 2012

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η διπλωματική εργασία έχει ως τίτλο «Ανάπτυξη σπιρόμετρου για παιδικό άσθμα» και αφορά την έρευνα που έγινε προκειμένου να αναπτυχθεί μια πρωτότυπη συσκευή σπιρομέτρησης χαμηλού κόστους. Η συσκευή αυτή σχεδιάστηκε και αναπτύχθηκε με γνώμονα τη χρήση του από παιδιά ηλικίας 6 έως 14 ετών ώστε να είναι προσιτή, στους περισσότερους, μη εύρωστους γονείς. Η ιδέα ξεκίνησε σε διαγωνισμό καινοτομίας με εφαρμογές στην ιατρική που διοργάνωσαν διδακτορικοί φοιτητές και καθηγητές του Ινστιτούτου Τεχνολογίας Μασσαχουσέττης (MIT - Massachusetts institute of Technology).

Ο διαγωνισμός καινοτομίας εν ονόματι «Health and Wellness Innovation 2012» οργανώθηκε από τους John Moore και Scott Gilroy, οι οποίοι διεξάγουν την ερευνά τους στο MIT Media Lab πάνω σε εφαρμογές τηλεϊατρικής στο τμήμα «New Media Medicine».

Θα ήθελα να πω ένα μεγάλο ευχαριστώ στους ανθρώπους εκείνους που μου έδωσαν την ευκαιρία να παρευρεθώ στο διαγωνισμό καινοτομίας του MIT Media Lab και να αποτελέσω ένα ενεργό μέλος της ομάδας του Asthma Management Team. Ο κύριος παράγοντας του γεγονότος αυτού είναι ο κύριος Παντελής Αγγελίδης, επίκουρος καθηγητής του Πανεπιστημίου Δυτικής Μακεδονίας, οποίος με πρότεινε ως τον «Hardware Developer» της ομάδας. Επίσης με βοήθησε και με καθοδήγησε κατά τη διάρκεια των εργασιών μου στο εργαστήριο του MIT και στην όλη πορεία της εργασίας αυτής. Για τους ίδιους λόγους θα ήθελα να ευχαριστήσω και τα άτομα που με βοήθησαν κατά τη διάρκεια των νυχτερινών ωρών εργασίας μου στο εργαστήριο, τους John Moore, Scott Gilroy, David Moinina Sengeh, Yadid Ayzenberg, Ιωάννη Δαλή και φυσικά τα υπόλοιπα μέλη της ομάδας Asthma Management Team που συμμετείχα, για την συλλογική προσπάθεια που όλοι τους καταβάλανε για να επιτύχουμε το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα. Τα ονόματα των μελών του Asthma Management Team είναι Michael Brown, Michael Chui, Yechiel Engelhard, Sara Hamilton, Lauren Lyons, Tim Patch, David Rose, και Anshuman Sharma. Η παρουσία τους χρήζει άξια αναφοράς καθώς συντέλεσαν στο να καταφέρουμε να κερδίσουμε το πρώτο βραβείο του καλύτερου project με έπαθλο 5000\$.

Δεν θα ήταν σωστό να ολοκληρώσω τις ευχαριστίες μου αν δεν συμπεριλάβω τα ονόματα εκείνων των ανθρώπων που βοήθησαν εμένα προσωπικά, από ψυχολογικής και οικονομικής πλευράς καθόλη τη διάρκεια της μελέτης και έρευνας μου μέχρι να ολοκληρωθεί αυτή η εργασία. Ευχαριστώ, λοιπόν θερμά, πρώτους από όλους τους γονείς μου, ακολουθεί ο Γιώργος Πουρσανίδης, Γρηγόρης Παπατζήκας, Κώστας Μαμάκος, Αγγελική Καρόγιαννη, Γιώργος Μαμάκος, Γιώργος Ντεφελούδης, Βασίλης Γιαννούκος, Στεφανία Γιαννούκου, Ελισάβετ Νίκα και τέλος, τα μέλη του συλλόγου Ένωση Ελλήνων Φοιτητών του MIT για τη στήριξη, τις πολύτιμες συμβουλές και την καθοδήγηση που μου πρόσφεραν.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ	5
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΕΙΣΑΓΩΓΗ	6
1.1 Γενικά - Στόχοι - Κίνητρο.....	6
1.2 Βασικός σκοπός της εργασίας	6
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΘΕΩΡΙΑ ΓΥΡΩ ΑΠΟ ΤΟ ΑΣΘΜΑ	8
2.1 Τι ακριβώς είναι το άσθμα	8
2.2 Βασικοί τρόποι αντιμετώπισης του άσθματος.....	9
2.2.1 Inhaler - Spacer.....	9
2.2.2 Peak Flow.....	10
2.2.3 Σπιρόμετρο.....	11
2.3 Τι πληροφορίες μας δίνει ένα σπιρόμετρο.....	12
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΣΥΓΧΡΟΝΑ ΣΠΙΡΟΜΕΤΡΑ ΠΟΥ ΑΠΑΝΤΩΝΤΑΙ ΣΗΜΕΡΑ ΣΤΗΝ ΑΓΟΡΑ	14
3.1 Είδη σπιρομέτρων που υπάρχουν στο εμπόριο.....	14
3.2 Ποια είναι τα μειονεκτήματα τους όσο αναφορά το παιδικό άσθμα και τι προτείνουμε.....	17
3.2.1 Μειονεκτήματα των σπιρομέτρων του εμπορίου.....	17
3.2.2 Τι προτείνουμε.....	18
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΒΑΣΙΚΗ ΙΔΕΑ ΓΙΑ ΤΟ ΠΩΣ ΘΑ ΣΧΕΔΙΑΣΟΥΜΕ ΤΗ ΔΙΚΗ ΜΑΣ ΛΥΣΗ	19
4.1 Οι στόχοι μας για την ιδανική συσκευή και ποιές ανάγκες θα ικανοποιήσουν	19
4.1.1 Αξιοπιστία.....	19
4.1.2 Πολυπλοκότητα-εργονομία.....	19
4.1.3 Σχεδιασμός - Εμφάνιση.....	22
4.1.4 Κόστος.....	22
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΤΗΣ ΔΙΚΗΣ ΜΑΣ ΙΔΕΑΣ	23
5.1 Δυνατότητες - χαρακτηριστικά συσκευής	23
5.2 Σχεδιάζοντας το 3D μοντέλο.....	24
5.3 Σχεδιάζοντας τα λειτουργικά μέρη της συσκευής.....	26
5.3.1 Επιλογή αισθητήρα μέτρησης ροής αέρα.....	27
5.3.1-α Αισθητήρας όγκου.....	28
5.3.1-β Ανεμομετρικός αισθητήρας.....	28
5.3.1-γ Αισθητήρας πίεσης.....	29
5.3.2 Σχεδίαση σωλήνα σπιρομέτρησης.....	32
5.3.3 Επιλογή των υπόλοιπων ηλεκτρονικών υποσυστημάτων.....	36
α. Οπτική ένδειξη για τη στάθμη της ποσοστιαίας ροής αέρα.....	36
β. Ηχητική ένδειξη είτε για ηχητική υπενθύμιση είτε για συναγερμό κρίσιμης κατάστασης της αναπνοής.....	37
γ. Αισθητήρας αναγνώρισης inhaler που τοποθετήθηκε και οπτική ένδειξη.....	37
δ. Bluetooth ασύρματη διασυνδεσιμότητα με εξωτερικές συσκευές.....	37
ζ. Υπηρεσία γεωγραφικής θέσης.....	38

η. Ρολόι πραγματικού χρόνου.....	39
ε. Εσωτερική μνήμη.....	39
5.3.4 Μελέτη της αρχιτεκτονικής και διασύνδεσης όλων των ηλεκτρονικών συστημάτων.....	40
5.4 Πρώτη ανάπτυξη και λειτουργία στο Breadboard	42
5.5 Υλοποίηση της τελικής πλακέτας και των κυκλωμάτων	44
5.6 Συναρμολόγηση του προτύπου.....	46
5.7 Συνολικό κόστος ηλεκτρονικών εξαρτημάτων	48
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: ΕΝΑ ΒΕΛΤΙΩΜΕΝΟ ΠΡΩΤΟΤΥΠΟ	49
6.1 Τι ακριβώς είναι το άσθμα	49
6.2 Τι καινούριο γνωρίζουμε.....	50
6.3 Πως θα αναπτύξουμε νέο πρωτότυπο χωρίς τα μειονεκτήματα του παλαιού.....	51
6.4 Υλοποίηση του νέου πρωτοτύπου	53
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ.....	57
ΓΛΩΣΣΑΡΙ ΟΡΩΝ.....	59
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	61
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α.....	63
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β.....	67

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Ο βασικός σκοπός αυτής της εργασίας είναι η ανάπτυξη ενός χαμηλού κόστους ηλεκτρονικού σπιρομέτρου το οποίο θα μπορεί να συνεργαστεί με λογισμικό ηλεκτρονικού υπολογιστή ή έξυπνης συσκευής τύπου smartphone, για την παρακολούθηση της κατάστασης υγείας σε παιδιά που πάσχουν από άσθμα. Είναι σημαντικό, το σπιρόμετρο να είναι σχεδιασμένο έτσι ώστε να μπορεί να χρησιμοποιηθεί από παιδιά ηλικίας μεταξύ 6 έως 14 ετών και να μη μοιάζει εξωτερικά με ιατρικό εργαλείο. Αυτό θα βοηθήσει έναν από τους σκοπούς της συσκευής, που είναι η συχνή και εύκολη χρήση της από παιδιά που αντιμετωπίζουν το πρόβλημα του άσθματος.

Θα επικεντρωθούμε στα στάδια υλοποίηση της ιδέας ενός ιδανικού και χαμηλού κόστους σπειρομέτρου και θα αναπτύξουμε ένα πρωτότυπο το οποίο θα τηρεί τους βασικούς στόχους και τις προδιαγραφές που θα θέσουμε. Ύστερα, θα μελετήσουμε την περίπτωση βελτίωσης των πιθανών μειονεκτημάτων του αρχικού πρωτοτύπου και θα πραγματοποιήσουμε βελτιστοποιήσεις όπου αυτό είναι δυνατό.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 Γενικά - Στόχοι - Κίνητρο

Το κίνητρο αυτής της εργασίας είναι να δώσουμε λύση στο πρόβλημα της παρακολούθησης ασθενών που πάσχουν από άσθμα σε ηλικίες από 6 έως 14 ετών. Το κύριο χαρακτηριστικό πρόβλημα σε αυτή την κατηγορία ασθενών είναι ότι δεν επιτυγχάνεται η πλήρης ακολουθήση των σαφών ιατρικών οδηγιών όσο αναφορά την χρήση των εκάστοτε φαρμακευτικών αγωγών. Πιο συγκεκριμένα, θα λέγαμε ότι για τα παιδιά αυτής της ηλικίας είναι δύσκολο να είναι συνεπή με όποιου είδους ιατρική παρακολούθηση και η σχέση τους με ιατρικές συσκευές είναι δύσκολη για δύο λόγους. Αφενός λόγω της φύσης της συσκευής και αφετέρου λόγω των παιδιών που δεν είναι εύκολο να κατανοήσουν την ανάγκη για συνεχή παρακολούθηση της πάθησής τους.

Στις αναπτυσσόμενες χώρες το κόστος ανάπτυξης συσκευών διάγνωσης και παρακολούθησης αυτής της πνευμονικής ασθένειας είναι συχνά απαγορευτικό για τις μεσαίες οικονομικά τάξεις. Το γεγονός ότι είναι απαραίτητη η προμήθεια τέτοιων συσκευών για τους ασθενείς εφόσον έχουν άμεση σχέση με τη διάγνωση της κατάστασης του αναπνευστικού τους συστήματος, κάνει ακόμα μεγαλύτερο το κόστος απόκτησης τους.

Λόγω του κόστους ιατρικής περίθαλψης, των φαρμακευτικών αγωγών και ιατρικών συσκευών είναι αρκετά μεγάλα και απλησίαστα για πολλούς ασθενείς, θα θέλαμε να συνεισφέρουμε σε αυτόν τον τομέα, με κύριο στόχο της ερευνάς μας, ένα οικονομικά προσιτό μέσο παρακολούθησης και ελέγχου της υγείας του ασθενούς.

1.2 Βασικός σκοπός της εργασίας

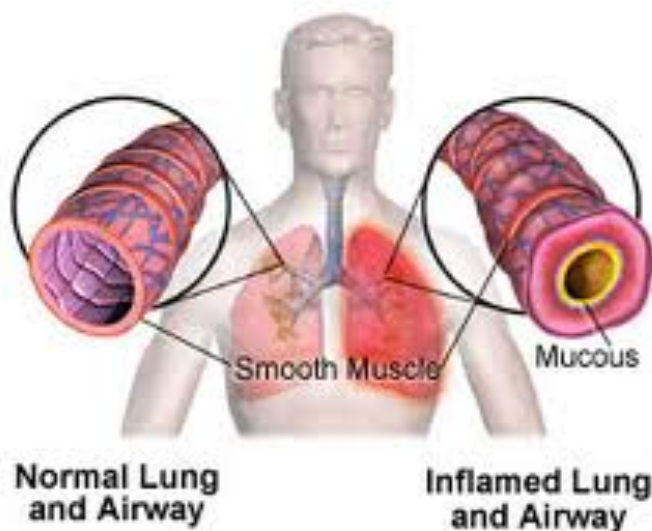
Αρχικά, ξεκινώντας να επεξηγήσουμε ειδικότερα το σκοπό αυτής της εργασίας θα λέγαμε ότι η απλότητα και η ηλικία των ασθενών, θα είναι ο κύριος άξονας, στον οποίο θα βασιστούμε για να δημιουργήσουμε μια ιατρική συσκευή διάγνωσης και επιτήρησης του αναπνευστικού συστήματος. Θα προσπαθήσουμε να αναπτύξουμε μια συσκευή σπιρομέτρησης η οποία θα αφορά κόστη κάτω από 300 δολάρια χωρίς να υστερεί σε ποιότητα και αξιοπιστία σε σχέση με τα κλασικά φορητά σπειρόμετρα που χρησιμοποιούνται στα νοσοκομεία.

Ξεκινώντας, θα αναπτύξουμε την πρωτότυπη ιδέα για την ιδανική συσκευή και έπειτα θα αναπτύξουμε στην πράξη μια συσκευή που θα ικανοποιεί το βασικό μας σκοπό. Με αυτό τον τρόπο, θα μπορέσουμε να αποδείξουμε ότι μπορούμε να εισάγουμε στην αγορά της ιατρικής, φθηνά διαγνωστικά εργαλεία τα οποία θα μπορούν να τα προμηθευτούν με μικρό κόστος οι περισσότεροι γονείς που έχουν παιδιά με άσθμα και - γιατί όχι; - να προχωρήσουμε σε κάποια κατοχύρωση δικαιωμάτων και ευρεσιτεχνιών για μετέπειτα εμπορικές επεκτάσεις.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΘΕΩΡΙΑ ΓΥΡΩ ΑΠΟ ΤΟ ΑΣΘΜΑ

2.1 Τι ακριβώς είναι το άσθμα

Το άσθμα είναι μια χρόνια πάθηση που αφορά το αναπνευστικό σύστημα του ανθρώπινου οργανισμού και χαρακτηρίζεται από τη στένωση των αεραγωγών που σχετίζονται με την είσοδο και την έξοδο του αέρα. Προκαλείται ουσιαστικά οίδημα και σύσπαση των αεραγωγών, με αποτέλεσμα να δυσχεραίνεται η είσοδος και η έξοδος του αέρα από τις κυψελίδες των πνευμόνων. Με άλλα λόγια, οι ασθενείς που πάσχουν από άσθμα, δυσκολεύονται να αναπνεύσουν και να εκπνεύσουν, λόγω του ότι οι αεραγωγοί των πνευμόνων τους, στενεύουν σε μη φυσιολογικά επίπεδα.



Εικόνα 2.1-1: Διαφορά της διατομής των αεραγωγών των πνευμόνων σε άτομο που πάσχει από άσθμα σε σχέση με έναν μη

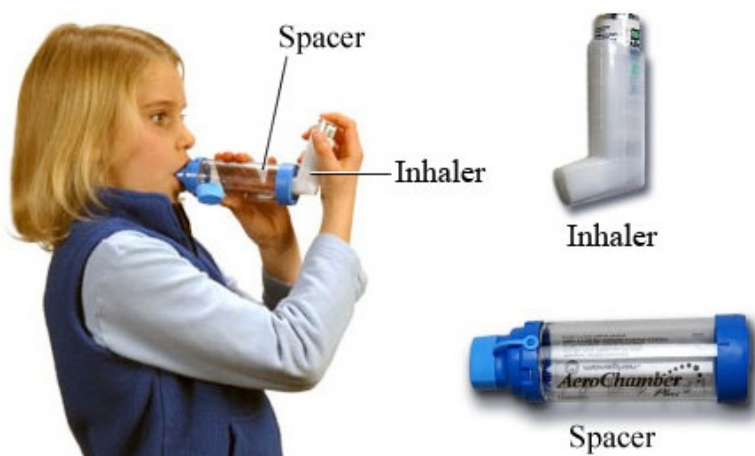
Η αιτία αυτού του φαινομένου είναι κυρίως η αντίδραση του ανθρώπινου οργανισμού είτε σε φάρμακα που προκαλούν ασθματική κρίση, είτε σε αλλεργιογόνα τα οποία θα μπορούσαν να προκαλέσουν φλεγμονή των αεραγωγών (π.χ. σκόνη, γύρη, ζώα, καπνός τσιγάρου), ακόμα και με εξωγενείς παράγοντες όπως για παράδειγμα το εξωτερικό περιβάλλον που ζει κάποιος. Αν το εξωτερικό περιβάλλον με το οποίο έρχεται σε επαφή ο άνθρωπος διακατέχεται από ατμοσφαιρικούς ρύπους, είναι πολύ πιθανό κάποιος με ευαίσθητο ανοσοποιητικό σύστημα να υποστεί κρίσεις άσθματος. Συνήθως, άτομα με ευαίσθητο ανοσοποιητικό σύστημα είναι τα μικρά παιδιά, γι αυτό και το άσθμα είναι γνωστό ως συχνή χρόνια πάθηση της παιδικής ηλικίας.

2.2 Βασικοί τρόποι αντιμετώπισης του άσθματος

Για την αντιμετώπιση του άσθματος δεν υπάρχει κάποια οριστική αποτελεσματική λύση. Βέβαια, χρησιμοποιούνται πολλά είδη φαρμάκων για την αντιμετώπιση επεισοδίων άσθματος όπως και για την πρόληψη και ελαχιστοποίηση της συχνότητας εμφάνισης επεισοδίων δύσπνοιας. Επίσης χρησιμοποιούνται και συσκευές όπως το Peak Flow Meter και το σπιρόμετρο για τη διαρκή παρακολούθηση του ασθενή.

2.2.1 Inhaler - Spacer

Τα περισσότερα φάρμακα που αφορούν την καθημερινή καταπολέμηση του άσθματος είναι σε αέρια μορφή και χορηγούνται με μέθοδο εισπνοών. Τα εισπνεόμενα κορτικοστεροειδή φάρμακα παρέχονται σε ειδική κατασκευή που αποκαλείται «inhaler» και συνήθως απαιτείται να χρησιμοποιείται μαζί με ειδικό αεροθάλαμο «spacer» με σκοπό την καλύτερη χορήγηση του εκάστοτε φαρμάκου στο αναπνευστικό σύστημα. Έτσι οι ασθενείς μπορούν να ελέγξουν τη φλεγμονή των αεραγωγών και να διατηρήσουν την αναπνοή και εκπνοή τους σε κάθε δραστηριότητα της καθημερινότητάς του.



Εικόνα 2.2.1-1: Σωστή χρήση του inhaler και του αεροθαλάμου - spacer από τον ασθενή.

Υπάρχουν πολλών ειδών inhalers ανάλογα με το κορτικοστεροειδές που περιέχουν. Διαφοροποιούνται από τα χρώματα, έτσι ώστε ο ασθενής να γνωρίζει ότι χρησιμοποιεί το σωστό φάρμακο για την κάθε περίπτωση. Συνήθως οι πιο πολλοί άνθρωποι που πάσχουν από άσθμα χρειάζονται δύο ειδών κορτικοστεροειδών. Το ένα αφορά την ανακούφιση από την εμφάνιση ενός ασθματικού επεισοδίου και ονομάζεται reliever και αναγνωρίζεται με συνήθως από το μπλε χρώματος inhaler. Το δεύτερο φάρμακο που λαμβάνεται καθημερινά και για μεγάλο χρονικό διάστημα, είναι γνωστό ως preventer, και ο inhaler του είναι χρώματος κόκκινο, κίτρινο ή καφέ ανάλογα με τον κατασκευαστή.



Εικόνα 2.2.1-2: αριστερά με μπλε χρώμα ο reliever και δεξιά ο preventer με κόκκινο, κορτικοστεροειδή φάρμακα σε μορφή σπρέι που διακρίνονται με βάση το χρώμα του inhaler

2.2.2 Peak Flow

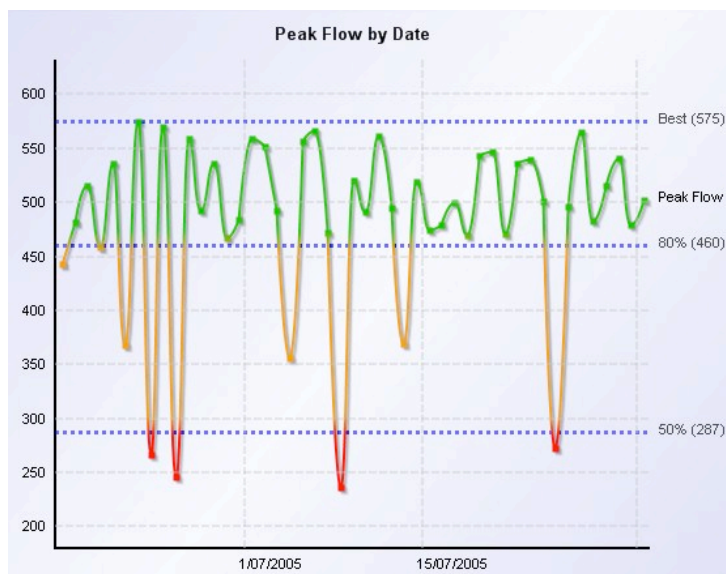
Μία ακόμα συσκευή που χρησιμοποιείται για την παρακολούθηση των ασθενών, είναι το Peak Flow Meter. Είναι μια συσκευή η οποία λειτουργεί είτε ηλεκτρονικά είτε μηχανικά έτσι ώστε να μετρήσει το μέγιστο επίπεδο της ροής του εκπνεόμενου αέρα. Η υπό ανάπτυξη συσκευή μας, αποτελεί μια οικονομική λύση σπυρομέτρησης, καθώς όπως αναφέραμε προηγουμένως μπορούν να υπολογίσουν μόνο τη μέγιστη τιμή της ταχύτητας του αέρα που εξέρχεται από τους πνεύμονες του ασθενή ή αλλιώς τον παράγοντα PEF (Peak Expiratory Flow) ή PEFR (Peak Expiratory Flow Rate). Αυτή η πληροφορία μπορεί να μας προσφέρει τη δυνατότητα να γνωρίζουμε σε τι κατάσταση βρίσκεται ο ασθενής.

Πιο συγκεκριμένα, θα λέγαμε ότι ανάλογα με τη μέτρηση που θα πάρουμε με το peak flow meter θα γνωρίζουμε σε πια ζώνη δραστηριοτήτων και κατάσταση υγείας βρίσκεται ο πάσχων. Η πράσινη ζώνη περιγράφει την καλύτερη δυνατή κατάσταση αναπνοής και ότι ο ασθενής μπορεί να κάνει όλες τις καθημερινές του δραστηριότητες χωρίς κανένα ασθματικό σύμπτωμα. Η κίτρινη περιοχή του PEF, είναι η ενδιάμεση κατάσταση στην οποία υπάρχουν συμπτώματα όπως βήχας αλλά και δυσκολία στην αναπνοή κατά τη διάρκεια της ημέρας αλλά κατά τη διάρκεια του ύπνου. Επιπροσθέτως, η κίτρινη περιοχή, δείχνει και την αδυναμία ολοκλήρωσης κάποιων από τις καθημερινές δραστηριότητες και συστήνεται η χρήση του κορτικοστεροειδούς reliever για τη βελτίωση της κατάστασης των αεραγωγών και καταπολέμηση της φλεγμονής που παρουσιάζεται στο εσωτερικό τους. Τέλος, η κόκκινη περιοχή συμβολίζει την κατάσταση έκτακτης ανάγκης και ο ασθενής χρειάζεται επειγόντως βοήθεια. Θα πρέπει να παρασχεθεί στον ασθενή το κορτικοστεροειδές που βρίσκεται στον χρώματος μπλε inhaler. Ο ασθενής δεν μπορεί να αναπνεύσει σωστά και η εισπνοή και η εκπνοή του είναι γρήγορη και επιπλέον δεν είναι σε θέση να περπατήσει και πολλές φορές δυσχεραίνεται και η ομιλία του.



Εικόνα 2.2.2-1: Παράδειγμα ηλεκτρονικού (στα δεξιά) και μηχανικού (στα αριστερά) Peak Flow Meter με ενδείξεις που αφορούν τις περιοχές του PEF.

Η χρήση του μετρητή Peak Flow συστήνεται σε καθημερινή βάση δύο φορές κατά τη διάρκεια της ημέρας για τον καλύτερο έλεγχο του άσθματος. Οι ηλεκτρονικοί Peak Flow μετρητές έχουν το πλεονέκτημα της αποθήκευσης των καθημερινών μετρήσεων και προβολή για παράδειγμα εβδομαδιαίου ιστορικού σε ένα γράφημα, το οποίο μπορεί να απεικονίσει την εξέλιξη της υγείας του ασθενή σε χρονική περίοδο μιας εβδομάδας.



Εικόνα 2.2.2-2: Παράδειγμα PEF γραφήματος το οποίο απεικονίζει ιστορικό σε διαστήματα 15 ημερών. Διακρίνονται με τρία χρώματα και οι περιοχές του PEF.

2.2.3 Σπιρόμετρο

Οι ασθενείς με άσθμα θα πρέπει να επισκέπτονται το γιατρό τους αρκετά συχνά έτσι ώστε να γίνετε πλήρης διάγνωση και παρακολούθηση της κατάστασης της υγείας του με πιο προηγμένα και ακριβή ιατρικά μηχανήματα. Μία από τις βασικές ιατρικές συσκευές που χρησιμοποιούνται στα νοσοκομεία για διάγνωση αναπνευστικών προβλημάτων υγείας είναι το σπιρόμετρο. Υπάρχουν

πολλών ειδών σπιρόμετρα τα οποία χρησιμοποιούνται από τους γιατρούς και με διαφορετικές δυνατότητες.

Η σπιρομέτρηση αποτελεί την πιο αποτελεσματική μέθοδο διάγνωσης και παρακολούθησης των ασθενών με άσθμα. Είναι μια συσκευή η οποία μπορεί να υπολογίσει πολλές παραμέτρους όσο αναφορά τον εισερχόμενο και εξερχόμενο αέρα από τους πνεύμονες.

$$AirFlowRate = \frac{AirVolume}{Seconds}$$

Για να είμαστε πιο ακριβείς, θα πρέπει να πούμε ότι το σπιρόμετρο μπορεί να μετρήσει τη ροή του αέρα βάσει του όγκου του αέρα που εξέρχεται ή εισέρχεται από αυτό σε σχέση με το χρόνο (λίτρα/ δευτερόλεπτο).



Εικόνα 2.2.3-1: Παραδείγματα σπιρομέτρων που χρησιμοποιούνται ευρέως στα νοσοκομεία.

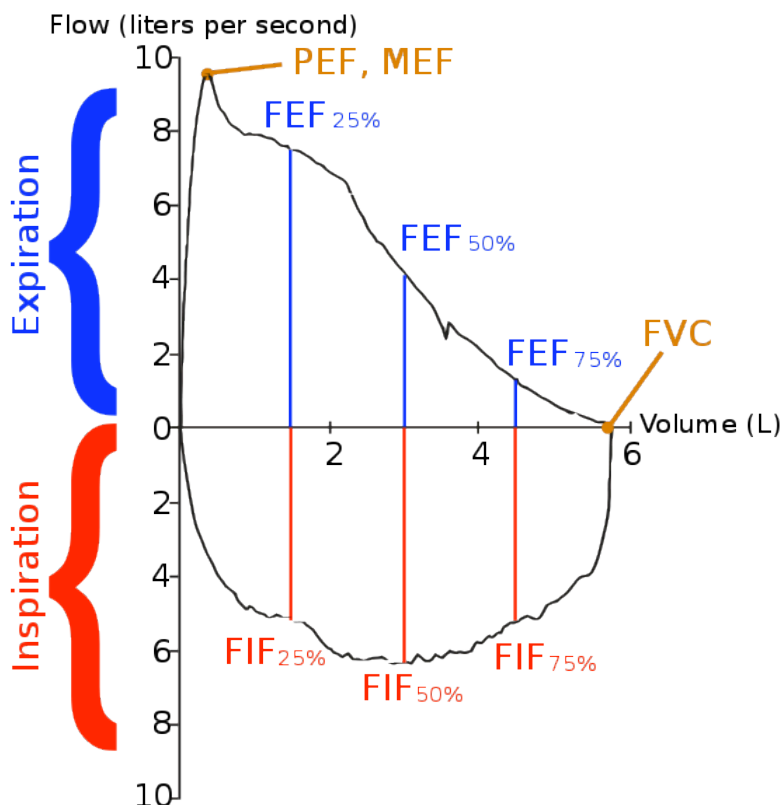
Η εξίσωση αυτή είναι η βάση στην οποία στηρίζονται οι υπολογισμοί πολλών παραμέτρων από ένα σπιρόμετρο. Το γράφημα που προκύπτει απεικονίζει την καμπύλη που αναπαριστά τη σχέση μεταξύ της ροής του αέρα σε σχέση με τον όγκο του αέρα. Έτσι στον κάθετο άξονα αντιπροσωπεύεται η ροή του αέρα σε λίτρα ανά δευτερόλεπτο και στον οριζόντιο άξονα βρίσκεται ο όγκος του αέρα σε λίτρα που είτε εισέρχεται είτε εξέρχεται από το σπιρόμετρο.

2.3 Τι πληροφορίες μας δίνει ένα σπιρόμετρο

Όπως αναφερθήκαμε και πιο πάνω, μια τυπική σπιρομέτρηση περιλαμβάνει τη μέτρηση πολλών παραμέτρων που έχουν άμεση σχέση της κατάστασης του ασθενή με άσθμα. Οι πιο βασικοί παράμετροι που πρέπει να υπολογίζονται σε μία σπιρομέτρηση είναι: η παράμετρος VC (Vital Capacity), η FVC (Forced Vital Capacity), η FEV_t (Forced Expiratory Volume σε συγκεκριμένες χρονικές στιγμές t), η FEF_x (Forced Expiratory Flow σε ένα x επί τις εκατό ποσοστό), η FEF₂₅₋₇₅ η MVV (Maximal Voluntary Ventilation) και η PEF (Peak Expiratory Flow) που μπορούμε να

μετρήσουμε και με τον Peak Flow Meter. Θα πρέπει να αναφέρουμε ότι υπάρχουν και άλλες παράμετροι που αφορούν και την εισπνοή από το σπιρόμετρο που είναι η παράμετρος FIF_x (Forced Inspiratory Flow σε x επί της εκατό ποσοστό της μέγιστης ροής).

Όπως αντιλαμβανόμαστε και από το γράφημα της εικόνα 2.2.3-2, όλες αυτές οι παράμετροι είναι απαραίτητες ώστε ένας γιατρός να κάνει μία ακριβής διάγνωση.



Εικόνα 2.2.3-2: Παραδείγματα σπιρομετρικού γραφήματος στο οποίο απεικονίζονται οι βασικοί παράμετροι που πρέπει να γνωρίζουν οι ειδικοί ιατροί ώστε να κάνουν πιο εύκολη τη διάγνωση τους.

Για την κάθε μια από τις παραπάνω παραμέτρους, υπάρχει κάποιο όριο το οποίο είναι μοναδικό για κάθε ηλικία και ανατομία του ασθενή με το οποίο συγκρίνονται κάθε φορά που παίρνονται οι μετρήσεις. Ύστερα συμπεραίνεται ποια είναι η κατάσταση της υγείας του ασθενή και συνήθως συνδυάζεται με φαρμακευτική αγωγή με τα κατάλληλα κορτικοστεροειδή. Με λίγα λόγια το σπιρόμετρο βοηθάει πρώτα από όλα στη διάγνωση της τρέχουσας κατάστασης του αναπνευστικού συστήματος του ασθενή, και ύστερα στην συχνή ιατρική παρακολούθηση της εξέλιξης του άσθματος στον ασθενή.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΣΥΓΧΡΟΝΑ ΣΠΥΡΟΜΕΤΡΑ ΠΟΥ ΠΩΛΟΥΝΤΑΙ ΣΗΜΕΡΑ ΣΤΗΝ ΑΓΟΡΑ

Τα σπυρομέτρα που πωλούνται σήμερα στο εμπόριο είναι διαφόρων ειδών και τεχνολογιών. Το γεγονός ότι απευθύνονται σε διαφορετικών ειδών καταναλωτές, όπως για παράδειγμα, ιδιωτικές κλινικές, νοσοκομεία, γιατρούς και ασθενής κάθε ηλικίας, τα κατηγοριοποιεί ανάλογα με τη χρήση για την οποία προβλέπονται με το ανάλογο κόστος.

3.1 Είδη σπυρομέτρων που υπάρχουν στο εμπόριο

Οι βασικές κατηγορίες σπυρομέτρων που υπάρχουν στην αγορά είναι κυρίως πέντε:

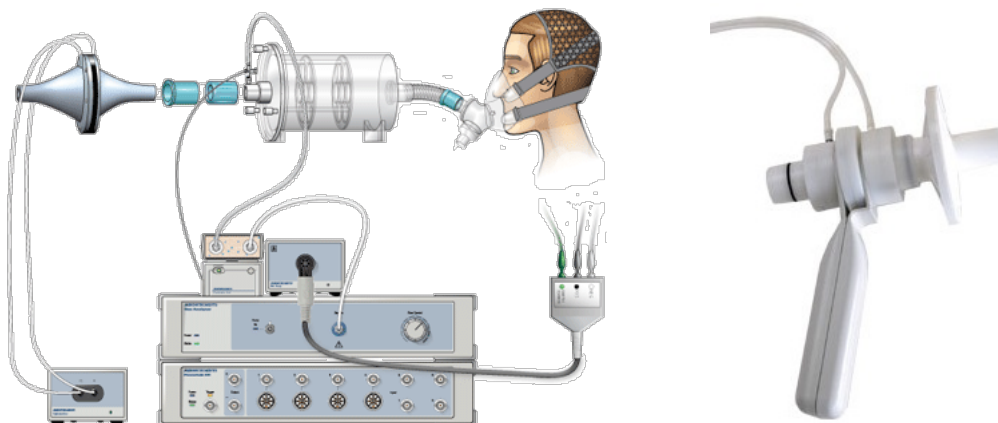
1. «*Whole body plethysmograph*»
2. «*Pneumotachometer*»
3. «*Electronic spirometer*»
4. «*Incentive spirometer*»
5. *Εξειδικευμένα σπυρομέτρα*

Τα «*Whole body plethysmograph*» ή αλλιώς πληθυσμογράφος, είναι ένα σπυρομέτρο με ελεγχόμενο περιβάλλον και απαιτείται ο ασθενής να εισέλθει ολόκληρος σε ένα περιορισμένο χώρο στον οποίον ο εξωτερικός αέρας που εισπνέει είναι ελεγχόμενος, και εκεί να ολοκληρωθεί η σπυρομετρική διαδικασία. Συνήθως αυτού του είδους τα σπυρομέτρα συναντώνται σε μεγάλες κλινικές και ερευνητικά κέντρα.



Εικόνα 3.1-1: Παράδειγμα σπυρομέτρου τύπου Whole body plethysmograph.

Το «Pneumotachometer» ή πνευμοταχόμετρο, είναι είδος σπυρομέτρου το οποίο μετράει την ταχύτητα του αέρα που εκπνέει ο ασθενής καθώς ο αέρας διαπερνά ένα σωλήνα στον οποίο τοποθετούνται ένα φίλτρο και ένα ειδικό δίχτυ που αυξάνει την αντίσταση του αέρα. Το πνευμοταχόμετρο χρησιμοποιείται σε νοσοκομεία και κλινικές για ειδικούς σκοπούς.



Εικόνα 3.1-2: Σχηματική αναπαράσταση λειτουργίας σπυρομέτρου τύπου Pneumotachometer στα αριστερά και εικόνα πραγματικού πνευμοταχογράφου δεξιά.

Το «Electronic spirometer», δηλαδή το ηλεκτρονικό σπυρόμετρο, είναι το σπυρόμετρο που χρησιμοποιείται συνήθως για τις περισσότερες περιπτώσεις αναπνευστικών προβλημάτων. Θα μπορούσαμε να πούμε ότι αποτελεί μια ιατρικό διαγνωστικό εργαλείο γενικού σκοπού, παρόλο που χρησιμοποιείται κυρίως για ασθενείς που πάσχουν από άσθμα.

Το ηλεκτρονικό σπυρόμετρο είναι η πιο φορητή και εύχρηστη συσκευή, σε σχέση με τα σπυρόμετρα των προηγούμενων κατηγοριών. Χρησιμοποιείται σε νοσοκομεία, κλινικές και ασθενείς που έχουν ανάγκη από συνεχή παρακολούθηση της υγείας τους.

Τέλος, είναι η κατηγορία του σπυρομέτρου που μας ενδιαφέρει να αναπτύξουμε και θα επεκταθούμε στη συνέχεια της έρευνάς μας.



Εικόνα 3.1-3: Παράδειγμα σύγχρονου ηλεκτρονικού σπυρομέτρου, το οποίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί κι από τους ίδιους τους ασθενείς στο σπίτι.

Το «Incentive spirometer» είναι μια κατηγορία σπιρομέτρου διαφορετική από τις υπόλοιπες. Αφορά μία συσκευή με άκρως μηχανολογική λειτουργία. Είναι σχεδιασμένη για να βελτιώνει τη κατάσταση των πνευμόνων ενός ασθενή, ο οποίος έχει εγχειρισθεί. Θα μπορούσαμε να πούμε ότι είναι κάτι σαν όργανο γυμναστικής για να δυναμώσει και να καθαρίσει τους πνεύμονες μετά από εγχείρηση.



Εικόνα 3.1-4: Παράδειγμα σπιρομέτρου τύπου Incentive.

Τα εξειδικευμένα σπιρόμετρα, είναι μια κατηγορία που συμπεριλαμβάνει συσκευές οι οποίες μπορούν να μετρήσουν συγκεκριμένες παραμέτρους και τίποτε άλλο. Ένα παράδειγμα αυτών είναι τα Windmill-type, τα οποία υπολογίζουν την παράμετρο FVC (Forced Vital Capacity) , τα Tilt-compensated (γνωστά και ως σπιρόμετρα AME), τα οποία λαμβάνουν υπόψη την κλίση και τη θέση του ασθενή, τα Peak Flow Meters , σπιρόμετρα τα οποία έχουμε περιγράψει νωρίτερα.



Εικόνα 3.1-5: Παράδειγμα σπιρομέτρου AME στα αριστερά της εικόνας και τύπου Windmill-type στα δεξιά.

3.2 Ποια είναι τα μειονεκτήματα των υπαρχόντων σπιρομέτρων όσο αναφορά το παιδικό άσθμα και τι προτείνουμε

Λόγω του ότι η δική μας προσέγγιση αφορά το άσθμα στην παιδική ηλικία από 6 έως 14 ετών, τα σπιρόμετρα των κατηγοριών που περιγράψαμε πιο πάνω, θεωρούμε πως είναι ακατάλληλα για να χρησιμοποιηθούν από ασθενείς αυτής της ηλικίας.

Για να ορίσουμε με σαφήνεια την οπτική μας γωνία στο τι θεωρούμε ιδανική λύση για την παρακολούθηση του άσθματος σε ένα παιδί, θα πρέπει να μελετήσουμε τα στοιχεία εκείνα δεν επιτρέπουν και δεν ενδείκνυνται για χρήση αυτού του είδους συσκευές από παιδιά.

3.2.1 Μειονεκτήματα των σπιρομέτρων του εμπορίου

Μελετώντας τα χαρακτηριστικά των διαφόρων σπιρομέτρων που αναπτύσσονται στην ιατρική βιομηχανία, συμπεραίνουμε ότι είναι δύσκολο να προτείνουμε τη χρήση τους είτε από τα ίδια τα παιδιά τόσο μικρής ηλικίας, είτε από τους γονείς τους. Το βασικότερο μειονέκτημα όλων αυτών είναι ότι απαιτούνται, σε κάποιο βαθμό, γνώσεις ιατρικές και τεχνολογικές, έτσι ώστε να χρησιμοποιηθεί σωστά ένα σπιρόμετρο και να κατανοηθούν οι πληροφορίες που μπορεί να προβάλλει. Η πολυπλοκότητα είναι ένας παράγοντας οποίος συνεισφέρει αρνητικά στο να χρησιμοποιηθεί από τον οποιονδήποτε μη γνώστη χωρίς την κατάλληλη εκπαίδευση.



Εικόνα 3.2.1-1: Είναι προφανές ότι τα σπιρόμετρα με ανάλογη εμφάνιση είναι απροσέγγιστα

Είναι εξίσου σημαντικό να προσθέσουμε το γεγονός ότι τα σύγχρονα ηλεκτρονικά σπιρόμετρα δεν είναι τόσο φιλικά προς τον απλό χρήστη - ασθενή που το έχει ανάγκη. Με εμφάνιση και σχεδιασμό που τα κάνουν να δείχνουν τόσο ως ιατρικές πολύπλοκες συσκευές - μηχανήματα, προκαλούν ερωτηματικά αλλά και φοβίες που μπορεί να οδηγήσουν στην μη χρήση τους.

Επομένως, η εμφάνισή τους είναι ένας ακόμα λόγος που οι ασθενείς θα προτιμούσαν να μεταφερθούν στο αντίστοιχο ιατρικό κέντρο για μία καθημερινή παρακολούθηση της κατάστασής τους παρά να αγοράσουν ένα σπιρόμετρο το οποίο δεν θα ξέρουν να το χρησιμοποιήσουν σωστά. Αν αναλογιστούμε ότι απευθυνόμαστε και σε ηλικίες μεταξύ 6 και 14 ετών, τότε το θεωρούμε αδύνατο να χρησιμοποιηθεί από ένα παιδί ακόμα κι αν προσπαθήσουμε να το εκπαιδεύσουμε.

Παρόλα αυτά, ο πιο σημαντικός λόγος αλλά και μειονέκτημα που θα πρέπει να επισημάνουμε για τα ηλεκτρονικά σπιρόμετρα, είναι το κόστος τους. Τα σύγχρονα ηλεκτρονικού τύπου σπιρόμετρα είναι σχεδιασμένα για χρήση στο σπίτι, αλλά παράλληλα, είναι αρκετά ακριβά και συνήθως απλησίαστα για τις μεσαίες και κατώτερες οικονομικά τάξεις ανθρώπων. Το σύνηθες κόστος για ένα τέτοιου τύπου σπιρόμετρο με βασικές δυνατότητες, πλησιάζει τα 1000 ευρώ. Το κόστος αυτό θεωρείται πολύ υψηλό για μία συσκευή η οποία είναι απαραίτητη σε κάθε ασθενή με άσθμα. Η συγκεκριμένη παράμετρος, αποτελεί την σοβαρότερη τροχοπέδη στην ευρεία εξάπλωση της χρήσης παρόμοιων συσκευών.

3.2.2 Τι προτείνουμε

Αφού περιγράψαμε τα κυριότερα μειονεκτήματα των σύγχρονων ηλεκτρονικών σπιρομέτρων, θα προτείνουμε τη δική μας λύση για μια νέα συσκευή η οποία θα είναι πιο κοντά στην ιδανική χρήση.

Αρχικά θα περιγράψουμε τη βασική ιδέα για το πως πρέπει να είναι μια συσκευή σπιρομέτρησης η οποία αφορά παιδιά που πάσχουν από άσθμα. Στη συνέχεια, ο κύριος άξονας στον οποίο θα πρέπει να κινηθούμε είναι να εξαλείψουμε όλα τα μειονεκτήματα που αναλύσαμε προηγουμένως. Ουσιαστικά, θα προτείνουμε μια συσκευή η οποία θα είναι εύχρηστη, αρκετά καλαίσθητη και φιλική στη χρήση και επίσης, ένα από τα σημαντικότερα πλεονεκτήματα της, θα είναι χαμηλού κόστους.

Όλα αυτά θα συμβάλουν στο να πετύχουμε τον αντικειμενικό μας στόχο, που δεν είναι άλλος από το να προτρέψουμε την καθημερινή χρήση μιας ιατρικής ηλεκτρονικής συσκευής, για τον καλύτερο έλεγχο της υγείας του ασθενή, στο χώρο όπου βρίσκεται ο ασθενής.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΒΑΣΙΚΗ ΙΔΕΑ ΓΙΑ ΤΟ ΠΩΣ ΘΑ ΣΧΕΔΙΑΣΟΥΜΕ ΤΗ ΔΙΚΗ ΜΑΣ ΛΥΣΗ

Η βασική ιδέα ήταν να αναπτυχθεί εάν χαμηλού κόστους σπιρόμετρο για παιδιά που πάσχουν από άσθμα. Ήταν ένα από τα project που θα λάμβανε μέρος στο διαγωνισμό καινοτομίας «Health and Wellness Innovation 2012» που έλαβε χώρα στο Ινστιτούτο Τεχνολογίας Μασσαχουσέττης στο τμήμα MIT Media Lab από την ερευνητική ομάδα «New Media Medicine». Η δεκαμελής ομάδα όπου συγκροτήθηκε απαρτιζόταν από τους: Michael Brown, Michael Chui, Yechiel Engelhard, Sara Hamilton, Lauren Lyons, Tim Patch, David Rose, Anshuman Sharma, Παντελή Αγγελίδη και τον γράφοντα. Τα άτομα αυτά που συμμετείχαν αποτελούν ερευνητές στον Ιατρικό κλάδο, στην ανάπτυξη software, μηχανολόγοι μηχανικοί, ηλεκτρονικοί μηχανικοί, άνθρωποι του «marketing», διευθύνοντες σύμβουλοι και πρόεδροι εταιριών οι οποίες ασχολούνται με την τηλεματική, υπηρεσίες υγείας και εφαρμογές στην ιατρική, όπως και μεταπτυχιακοί φοιτητές από το πανεπιστήμιο του Harvard University και του MIT που ασχολούνται με τα πεδία της ιατρικής και της οικονομίας.

Η αναφορά στα μέλη της ομάδας και τις ιδιότητες αυτών, είναι απαραίτητη ώστε να λάβουμε υπόψη ότι το τελικό αποτέλεσμα αυτής της έρευνας αποτέλεσε ένας συγκερασμός ιδεών από άτομα διαφορετικών κλάδων, πολύπλευρης έρευνας αλλά και συνιστάμενη πολλών οπτικών πλευρών

4.1 Οι στόχοι μας για την ιδανική συσκευή και ποιές ανάγκες θα ικανοποιήσουν

4.1.1 Αξιοπιστία

Πριν ξεκινήσουμε, θα πρέπει να θέσουμε τους στόχους μας όσο αναφορά τη συσκευή που θέλουμε να σχεδιάσουμε. Πρωταρχικός στόχος είναι να δημιουργήσουμε μία αξιόπιστη συσκευή σπιρομέτρησης. Η αξιοπιστία είναι πολύ σημαντικός παράγοντας οποίος θα κρίνει την επιτυχία της έρευνάς μας, εφόσον μιλάμε για ιατρικές συσκευές και όχι για παράδειγμα συσκευές διασκέδασης. Τα δεδομένα και τις πληροφορίες που θα αντλούνται από τους αισθητήρες της συσκευής θα πρέπει να είναι αναμφίβολα και ακριβείς.

4.1.2 Πολυπλοκότητα - εργονομία

Ο δεύτερος και βασικός στόχος είναι να δημιουργήσουμε μία πρωτότυπη συσκευή η οποία θα έχει νέα χαρακτηριστικά τα οποία θα διευκολύνουν τα παιδιά τα οποία αντιμετωπίζουν τα

συμπτώματα του άσθματος καθημερινά. Έχουμε αναφέρει προηγουμένως ότι η αντιμετώπιση του άσθματος γίνεται με φάρμακα σε μορφή εισπνοών, και ότι υπάρχουν πολλών ειδών κορτικοστεροειδών για κάθε στάδιο του άσθματος.

Η χρήση των διαφορετικών inhalers, του σπιρομέτρου και του αεροθαλάμου-spacer σε καθημερινή βάση, δεν διευκολύνει ιδιαίτερα τα παιδιά-ασθενείς στο να ακολουθήσουν τις οδηγίες του γιατρού τους καθημερινά. Αυτό είναι και το βασικότερο πρόβλημα που θέλουμε να επιλύσουμε. Σε μια καθημερινή μέρα ενός παιδιού μεταξύ 6 και 14 ετών, είναι πρακτικά αδύνατο να έχει τη δυνατότητα να μεταφέρει όλα αυτά τα αντικείμενα μαζί του και να χρησιμοποιήσει σωστά όταν πρέπει.



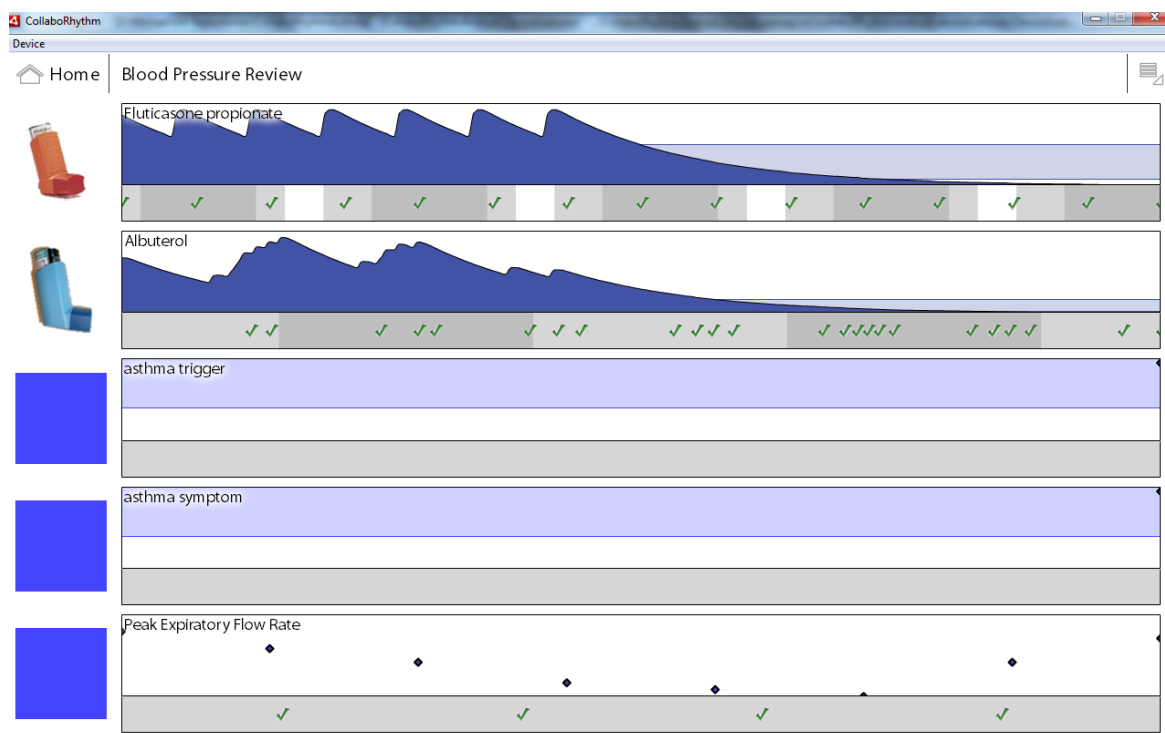
Εικόνα 4.1.2-1: Πληθώρα λύσεων οποίες είναι αδύνατο να φέρονται μαζί με το παιδί αλλά και να χρησιμοποιούνται την προτεινόμενη ώρα

Η πληροφορία του ποιό κορτικοστεροειδές χρησιμοποιείται κάθε φορά και πότε είναι εξίσου σημαντική με την κατάσταση της αναπνοής του ασθενή. Έτσι, προκύπτει η σκέψη ότι θα ήταν πολύ χρήσιμη για τον ασθενή να έχει μια συσκευή μέτρησης της κατάστασης των πνευμόνων του και έναν αεροθάλαμο για τα διαφορετικά inhaler. Δηλαδή η ιδέα, στο να σχεδιάσουμε μία πολυσυσκευή μέσω της οποίας θα παίρνουμε πληροφορίες, όχι μόνο τις τυπικές μετρήσεις που μπορεί να κάνει ένα κλασικό σπιρόμετρο, αλλά και αναγνώριση του inhaler που χρησιμοποίησε ο ασθενής τη συγκεκριμένη ώρα, αποτελεί μια καινοτομία.

Πιο συγκεκριμένα, θα λέγαμε ότι είναι ιδανική η περίπτωση της αντικατάστασης του spacer και του Peak Flow Meter και του σπιρομέτρου από μία μόνο συσκευή. Αν προσθέσουμε και το χαρακτηριστικό της πληροφορίας του ποιός inhaler χρησιμοποιείται, τι ώρα χρησιμοποιείται και πού χρησιμοποιείται, μπορούμε να πούμε ότι μια τέτοια συσκευή θα ήταν απαραίτητη και αρκετά

χρήσιμη. Είναι δυνατόν όλες αυτές τις πληροφορίες να καταγράφονται σε μνήμη κάθε φορά, ώστε ο γιατρός θα μπορεί να έχει ένα πλήρες αρχείο με τα ιατρικά δεδομένα και το ιστορικό του ασθενή. Έτσι, θα μπορεί να αποφανθεί και να ενημερώσει για την κατάσταση της υγείας του πάσχοντος με απόλυτη βεβαιότητα.

Προσθέτοντας, δηλαδή, δυνατότητα διασύνδεσης με το διαδίκτυο μέσω smartphone, ηλεκτρονικού υπολογιστή ή οποιασδήποτε άλλης «έξυπνης» συσκευής, εξαλείφουμε την ανάγκη για μετακίνηση του ασθενή στο νοσοκομείο για ιατρικό έλεγχο ρουτίνας και όλα γίνονται σε πραγματικό χρόνο απομακρυσμένα. Ο γιατροί δε θα χρειάζεται πλέον να επιφορτίζουν το καθημερινό πρόγραμμά τους με ραντεβού μικρής σημασίας, αλλά κερδίζουν χρόνο για εξέταση σοβαρότερων περιστατικών άμεσης ανάγκης. Επομένως, εστιάζουμε σε μία αμιγώς ψηφιακή διαδικτυακή συσκευή, η οποία θα καταγράφει όλες τις πληροφορίες αυτές και θα μπορούν να είναι διαθέσιμες είτε στον ηλεκτρονικό υπολογιστή των γονιών του παιδιού, είτε του οικογενειακού ιατρού του ασθενή μέσω διαδικτύου. ο γεγονός αυτό κάνει τη συσκευή μας ακόμα πιο εύχρηστη και ευέλικτη.



Εικόνα 4.1.2-2: Μοντέλο ενός ιδεατού συστήματος ηλεκτρονικής παρακολούθησης μέσω διαδικτύου και εξαγωγή ιατρικού ιστορικού σε ασθενείς με άσθμα.

4.1.3 Σχεδιασμός - Εμφάνιση

Ένα άλλο θέμα που δεν θα πρέπει να παραλείψουμε να μελετήσουμε, είναι ότι η εμφάνιση και ο εξωτερικός σχεδιασμός της συσκευής θα πρέπει να καταστούν τη συσκευή εξίσου εύχρηστη, λειτουργική και καλαίσθητη έτσι ώστε να μην προκαλεί ερωτηματικά στο πως μπορεί να χρησιμοποιηθεί. Ας μην ξεχνάμε ότι πρόκειται για μια συσκευή που απευθύνεται σε παιδιά μικρής ηλικίας. Οπότε θα πρέπει να είναι τόσο απλή που να μη χρειάζεται τεχνολογική και ιατρική εκπαίδευση για το παιδί, στο πως να τη χειρίζεται. Για να κεντρίζουμε όμως και το ενδιαφέρον των παιδιών είναι απαραίτητο να έχει τη μορφή γνώριμου σχήματος και μορφής, όπως για παράδειγμα παιχνίδια όπως μια παιδική τρομπέτα ή ένα τηλεσκόπιο.



Εικόνα 4.1.3-1: Παράδειγμα peak flow meter σχεδιασμένο για παιδιά.

4.1.4 Κόστος

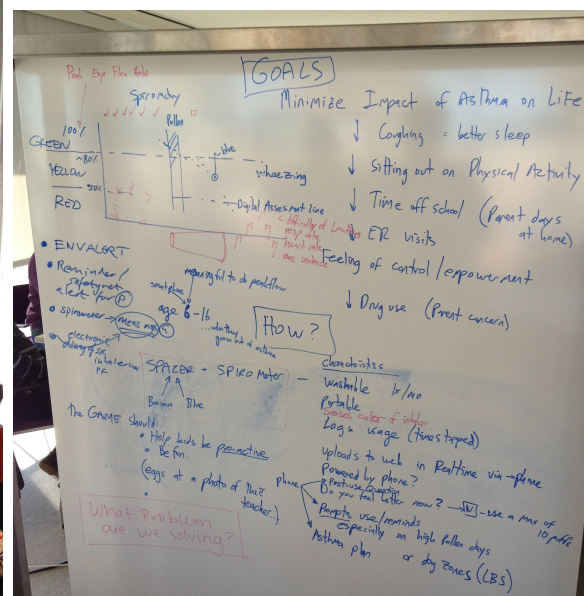
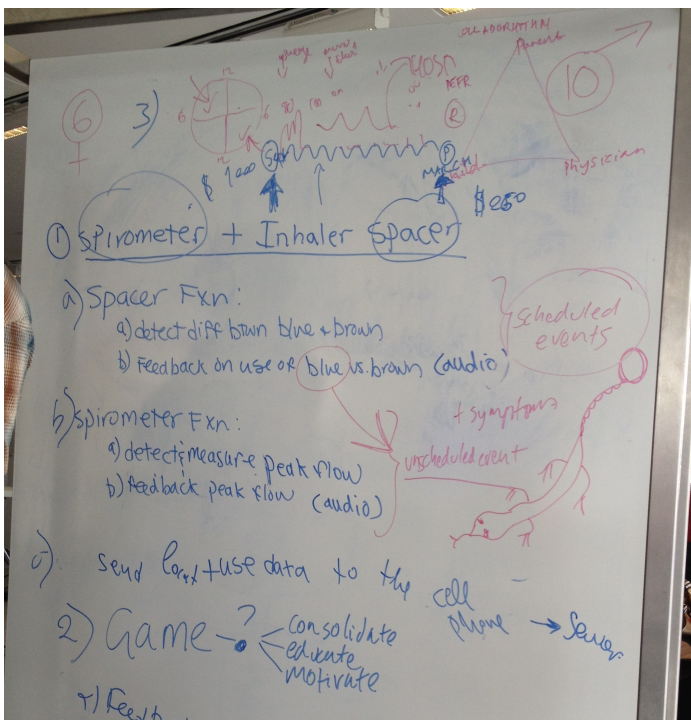
Συνοψίζοντας τις παραπάνω ιδέες, θα αναπτύξουμε μια συσκευή με καινοτόμα χαρακτηριστικά, έτσι ώστε να ικανοποιήσουμε την ανάγκη για καθημερινό ιατρικό έλεγχο του ασθενή με άσθμα σε βαθμό πέρα από τα μέχρι τώρα καθιερωμένα. Όπως έχουμε αναφέρει νωρίτερα, το κόστος είναι από τα πιο σοβαρά θέματα το οποίο θα πρέπει να μας απασχολεί καθ' όλη τη διάρκεια ανάπτυξης αυτής της ιδανικής συσκευής. Δεν θα μπορέσουμε να επιτύχουμε τον τελικό στόχο μας αν δεν καταφέρουμε να δημιουργήσουμε μια συσκευή χαμηλού κόστους. Πιο συγκεκριμένα, θα πρέπει να προσέξουμε να διατηρήσουμε το κόστος των κατασκευής όσο πιο χαμηλά γίνεται ώστε να είναι προσιτό ακόμα και στους μη ευκατάστατους, χωρίς όμως να θυσιάσουμε την αξιοπιστία και την ποιότητα των μετρήσεων. Σε αυτό το σκοπό μπορεί να μας βοηθήσει η μελέτη μιάς απλοϊκής αρχιτεκτονικής των ηλεκτρονικών και το διαδίκτυο εφόσον η μαζική παραγωγή ηλεκτρονικών έχει προχωρήσει αρκετά και μπορούμε να βρούμε ηλεκτρονικά υποσυστήματα αρκετά φθηνά χωρίς να αποτελούν εξαρτήματα κακής ποιότητας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΤΗΣ ΔΙΚΗΣ ΜΑΣ ΙΔΕΑΣ

5.1 Δυνατότητες - χαρακτηριστικά συσκευής

Μετά από τη μελέτη και τις σχετικές συζητήσεις που έγιναν από τα μέλη της ομάδας Chameleon Asthma Management Team αποφασίστηκε, ότι τα χαρακτηριστικά που θα πρέπει να διαθέτει η ιδανική συσκευή σπιρομέτρησης είναι τα εξής:

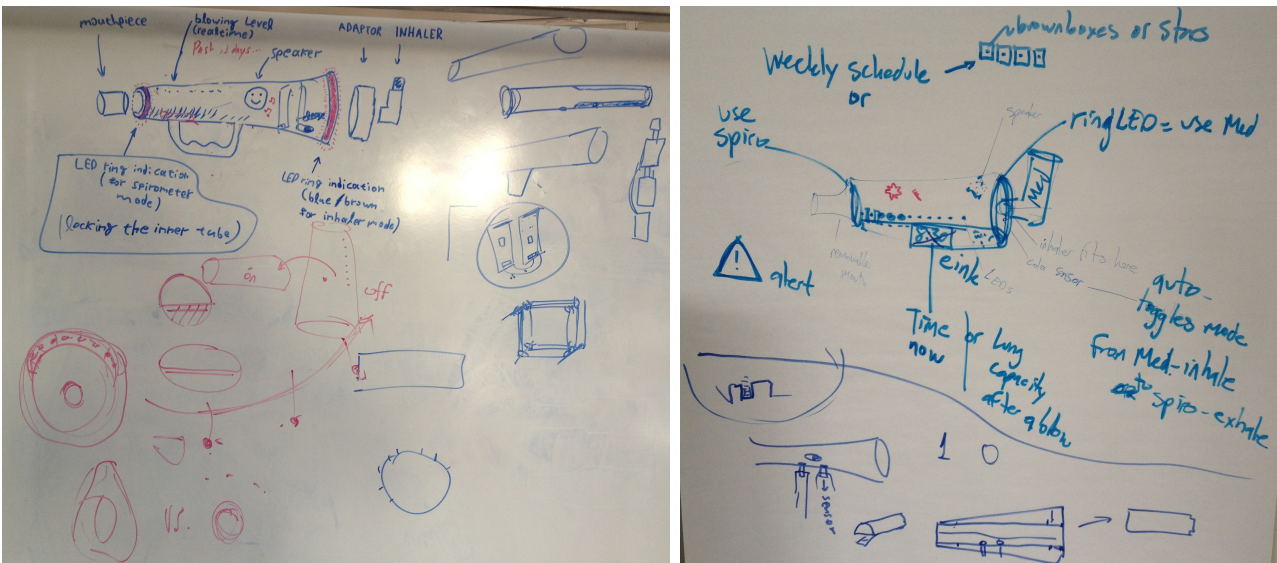
- LED ένδειξη ποσοστιαίας ροής αέρα
- Δυνατότητα μέτρησης ροής αέρα σε πραγματικό χρόνο
- Ηχητική ένδειξη επιπέδου ροής αέρα και λειτουργίες υπενθύμισης
- Αναγνώριση του inhaler που τοποθετείται προς χρήση
- LED ένδειξη στεροειδή φαρμάκου
- Διασυνδεσιμότητα τεχνολογίας Bluetooth με PC ή Smartphone
- Προαιρετικά δυνατότητα καταγραφής γεωγραφικής θέσης
- Προαιρετικά ενσωμάτωση ρολογιού πραγματικού χρόνου
- Προαιρετικά ενσωμάτωση μνήμης για προσωρινή αποθήκευση δεδομένων



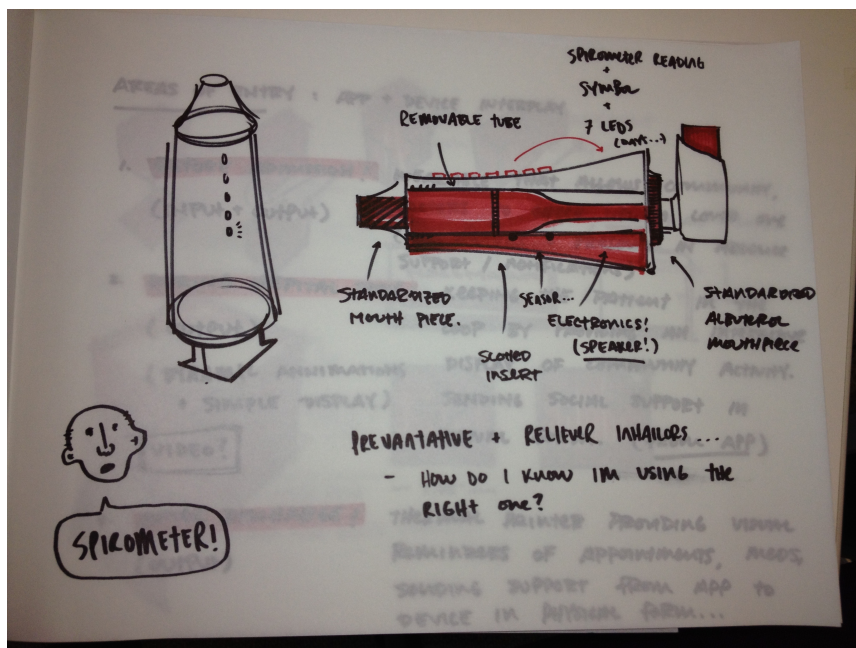
Εικόνα 5.1-1: Πρόχειρα σχέδια, κατά τη διάρκεια του διαγωνισμού, στο πίνακα βοήθησαν τα μέλη της ομάδας να καταλήξουν στα κυριότερα χαρακτηριστικά τα οποία θα πρέπει να έχει η ιδανική συσκευή σπιρομέτρησης (19/1/2012 - MIT Media Lab)

5.2 Σχεδιάζοντας το 3D μοντέλο

Ο σχεδιασμός του εξωτερικού περιβλήματος της συσκευής είναι το πρώτο στάδιο ανάπτυξης καθώς θα καθορίσει πρώτα από όλα την επιτυχία του στόχου μας. Να κάνουμε, δηλαδή, το προϊόν όσο πιο ευχάριστο στη χρήση και ελκυστικό στην εμφάνιση για ένα παιδί. Δεύτερον, θα μας καθορίσει το μέγεθος και το χώρο που θα έχουμε διαθέσιμο για να χωρέσουμε τα λειτουργικά εξαρτήματα. Όλα τα μέλη της ομάδας Asthma Management μελετήσαμε άλλα εμπορικά προϊόντά που συνδυάζουν ένα ιατρικό εργαλείο με την εμφάνιση ενός παιχνιδιού, και θέσαμε επί τάπητος διάφορες ιδέες περί εξωτερικού σχεδιασμού με πρόχειρα σχέδια όπως στις εικόνες παρακάτω.

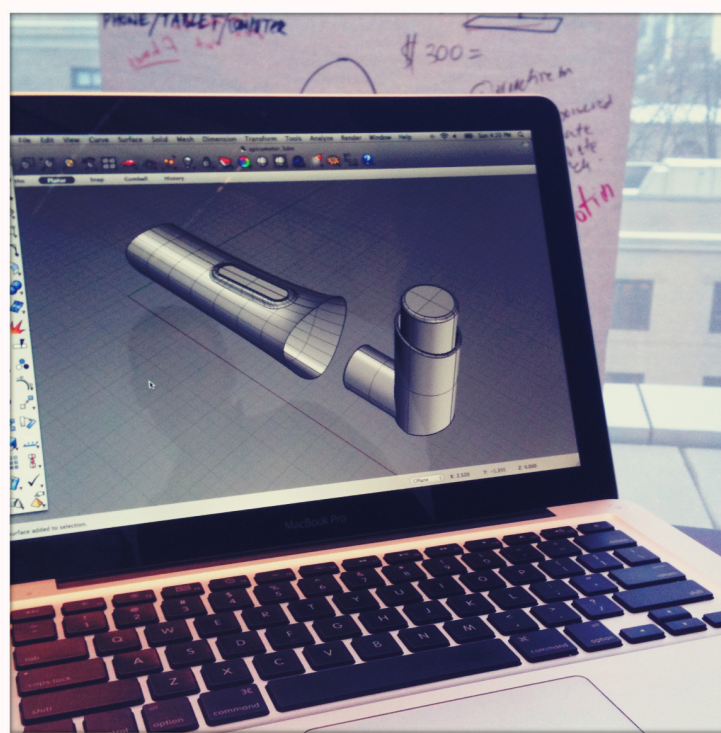


Εικόνα 5.1-2 (αριστερά) και 5.1-3 (δεξιά): Πρόχειρα σχέδια, από τα μέλη του Asthma Management, για το πως πρέπει να είναι η εξωτερική εμφάνιση της συσκευής μας. (19/1/2012 - MIT Media Lab)



Εικόνα 5.1-4: Πιθανή υλοποίηση για το εξωτερικό και εσωτερικό εμφάνιση της συσκευής μας. Σχέδιο του Μηχανολόγου Μηχανικού της ομάδας, Tim Patch (21/1/2012 - MIT Media Lab)

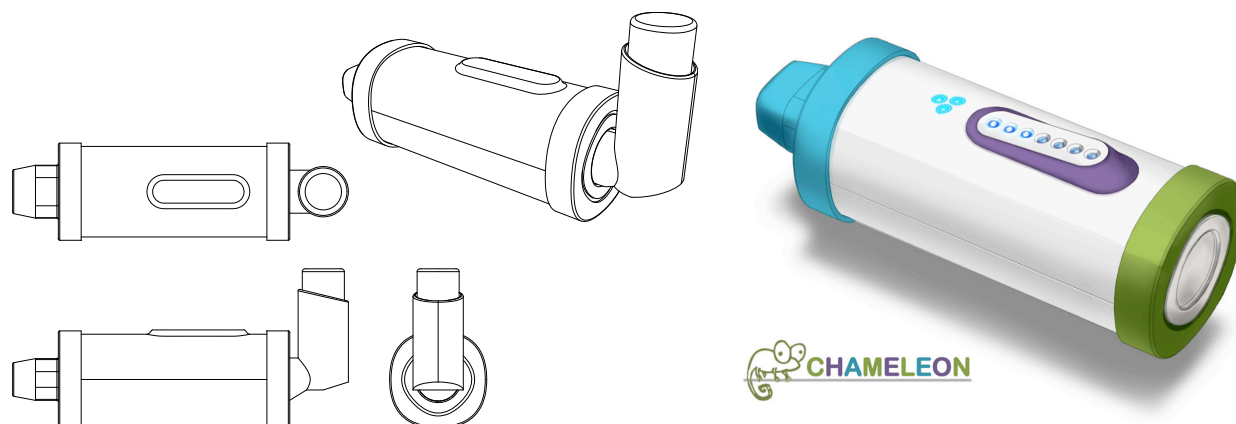
Μετά από αρκετή συζήτηση των μελών της ομάδας και ώρες πάνω σε CAD σχεδιαστικό πρόγραμμα στον ηλεκτρονικό υπολογιστή του μηχανολόγου της ομάδας, προτάθηκαν μερικά εικονικά μοντέλα ώστε να καταλήξουμε σε ένα αρκετά ελκυστικό.



Εικόνα 5.1-5: Αρχικά στάδια δημιουργίας ενός τρισδιάστατου μοντέλου. (22/1/2012 - MIT Media Lab)



Εικόνα 5.1-6: Προεπισκόπηση από το τελικό τρισδιάστατο μοντέλο. (22/1/2012 - MIT Media Lab)



Εικόνα 5.1-7: Το τελικό σχέδιο για το τρισδιάστατο μοντέλο το οποίο ονομάστηκε Chameleon. (23/1/2012 - MIT Media Lab)

Η προσομοίωση του τρισδιάστατου μοντέλου που βλέπουμε στην εικόνα 5.1-7, είναι το σχήμα για το ιδανικό σπιρόμετρο που θέλουμε να κατασκευάσουμε. Σε πραγματική υλοποίηση θα αποτελούσε ένα αρκετά καλαίσθητο σπιρόμετρο για παιδιά, που εξωτερικά μοιάζει με συνηθισμένο παιχνίδι. Στο μοντέλο αυτό, παρατηρούμε ότι από πάνω είναι τοποθετημένα επτά LEDs για ένδειξη της στάθμης της ροής του αέρα μέσα στο σωλήνα σπιρομέτρησης. Το τμήμα με μπλε χρώμα αποτελεί το στόμιο όπου ο χρήστης τοποθετεί τα χείλη του ώστε να εκπνεύσει ή να εισπνεύσει. Ενώ το τμήμα με το πράσινο χρώμα είναι η έξοδος του εκπνεόμενου αέρα και ταυτόχρονα η βάση τοποθέτησης του inhaler όπου υπάρχει και ο αισθητήρας ο οποίος αναγνωρίζει το χρώμα του inhaler που τοποθετήθηκε για τη λειτουργία της συσκευής ως spacer. Ο σχεδιασμός είναι εργονομικός για να μπορεί να το χρησιμοποιεί ένα παιδί με το ένα χέρι, χωρίς αυξημένη πολυπλοκότητα.

5.3 Σχεδιάζοντας τα λειτουργικά μέρη της συσκευής

Για να καθορίσουμε πλήρως τις διαστάσεις του μοντέλου μας θα πρέπει να σχεδιάσουμε και να μελετήσουμε την αρχιτεκτονική των λειτουργικών μερών, όπως το είδος του σωλήνα σπιρομέτρησης, τον αισθητήρα μέτρησης της ροής του αέρα, τα ηλεκτρικά κυκλώματα διαχείρισης των πληροφοριών, το υποσύστημα ασύρματης επικοινωνίας, τις οπτικές και ηχητικές ενδείξεις και άλλα. Επίσης, πως όλα αυτά θα πρέπει να συνδυαστούν αποδοτικά και εργονομικά ώστε να μειώσουμε τον όγκο και το κόστος της κατασκευής του σπιρομέτρου.

5.3.1 Επιλογή αισθητήρα μέτρησης ροής αέρα

Η βασική λειτουργία ενός σπυρομέτρου είναι η μέτρηση του όγκου του εκπνεόμενου αέρα από τους πνεύμονες του ασθενούς ανά μονάδα χρόνου το δευτερόλεπτο. Από αυτή την πληροφορία θα πρέπει να εξαχθεί το γράφημα, όπως φαίνεται στο παράδειγμα της εικόνας 2.2.3-2, από το αντίστοιχο λογισμικό είτε εκτελείται από κάποιο φορητή «έξυπνη» συσκευή, είτε από λογισμικό ηλεκτρονικού υπολογιστή.

Ο αισθητήρας ροής αέρα είναι το σημαντικότερο κομμάτι ενός σπυρομέτρου, καθώς είναι το ηλεκτρονικό σύστημα εκείνο που αναλαμβάνει να μετρήσει με μηχανικό τρόπο την ταχύτητα του αέρα, και να το μετατρέψει σε ηλεκτρικό σήμα. Ο αισθητήρας αυτός είναι άμεσα συνδεδεμένος με το σπυρομετρικό σωλήνα. Για να σχεδιάσουμε ύστερα το σωλήνα αυτόν στον οποίο εισέρχεται ο εκπνεόμενος αέρας θα πρέπει αν επιλέξουμε πρώτα το κατάλληλο αισθητήρα μέτρησης. Γι αυτό και υπάρχουν πολλές αρχιτεκτονικές στη σχεδίαση του σωληνοειδούς κυλίνδρου ενός σπυρομέτρου και βασίζονται στον τύπο του αισθητήρα που θα χρησιμοποιηθεί για τη μέτρηση της ροής του αέρα. Υπάρχουν τρεις βασικοί τύποι αισθητήρων για σπυρόμετρα:

α. αισθητήρας όγκου

β. ανεμομετρικός αισθητήρας

γ. αισθητήρας πίεσης

5.3.1-α. Αισθητήρας όγκου

Η λύση του αισθητήρα όγκου, κάνει το σπυρόμετρο να έχει άλλη μορφή και όγκο σε σχέση με αυτό που θέλουμε να επιτύχουμε. Όταν επιλέγεται αυτός ο αισθητήρας η όλη κατασκευή του σπυρομέτρου είναι πολύ διαφορετική και καθόλου εργονομική και φορητή. Υπάρχουν δύο δοχεία τα οποία το ένα μπορεί να βυθίζεται στο άλλο έτσι ώστε όταν ο χρήστης εκπνέει τότε το ένα δοχείο από την κατάσταση βύθισης, εκτονώνεται με τη σχετική ταχύτητα και επηρεάζει ένα είδος ποτενσιόμετρο. Το ποτενσιόμετρο αυτό μεταβάλλει την αντίστασή του η οποία συνδυάζεται με την αντίστοιχη ταχύτητα του αέρα οποίος εισέρχεται στο σε αυτό του σύστημα δοχείων. Με άλλα λόγια, ο αισθητήρας όγκου είναι μια μεταβλητή αντίσταση ειδικού τύπου ώστε να προσαρμόζεται κατάλληλα στο σύστημα αυτό.

Προφανώς, αυτή λογική οδηγεί σε αρκετά πολυπλοκότερη κατασκευή και συνάμα σε υψηλό κόστος παραγωγής. Πέρα όμως από το κόστος, η λύση του αισθητήρα όγκου, δεν είναι καθόλου

ιδανική για την ανάπτυξη ενός φορητού σπυρομέτρου για παιδιά, εφόσον όλοι οι στόχοι μας πλέουν προς αποτυχία.



Εικόνα 5.3.1-1: Σχηματική αναπαράσταση λειτουργίας σπυρομέτρου βασισμένο στη μέτρηση όγκου (αριστερά) και δύο υπάρχοντα σπυρομέτρα που χρησιμοποιούν αισθητήρα όγκου για τη λειτουργία τους.

5.3.1-β. Ανεμομετρικός αισθητήρας

Ο ανεμομετρικός αισθητήρας δεν είναι τίποτε άλλο παρά μια φτερωτή η οποία όταν υπάρχει ροή αέρα προς του άξονα περιστροφής του στροβιλίζεται και μέσω του συστήματος οπτικής παρεμβολής με laser μπορεί κανείς να μετρήσει την ταχύτητα στροβιλισμού του. Πιο συγκεκριμένα, μια κεφαλή laser εκπέμπει ακτίνα σε συγκεκριμένη κατεύθυνση σε ένα δέκτη laser και καθώς τα πτερύγια περιστρέφονται ανάλογα με την ταχύτητα του αέρα, προκαλείται η ανάλογη οπτική παρεμβολή στη φωτεινή ακτίνα laser και αναλόγως υπολογίζεται και η ταχύτητα της ροής του αέρα. Επιπλέον, εκτός από τη χρήση laser, μπορεί να χρησιμοποιηθεί και σύστημα ηλεκτρομαγνητική επαγωγής. Δηλαδή, υπάρχει ένας ακόμα τύπος ανεμομετρικού αισθητήρα όπου η φτερωτή καθώς περιστρέφεται από τη ροή του αέρα μέσα από το σωλήνα, παράγεται ηλεκτρικό ρεύμα από ένα πηνίο. Ανάλογα με την ταχύτητα που θα περάσει ο αέρας μέσα από τη φτερωτή, παράγει την ανάλογη ποσότητα ρεύματος, η οποία εύκολα μπορεί να μετρηθεί ηλεκτρονικά και να μεταφραστεί σε ταχύτητα ροής.

Το μειονέκτημα αυτής επιλογής του αισθητήρα για την υλοποίηση σπυρομέτρου είναι ότι αποτελείται από μηχανικά μέρη. Ένας παράγοντας αρκετά σημαντικός, είτε για να απαιτήσει από το χρήστη συχνή συντήρηση (το laser χρειάζεται ευθυγράμμιση μετά από κάποιο χρονικό διάστημα) είτε μικρή διάρκεια ζωής της συσκευής λόγο κινούμενων εξαρτημάτων. Επομένως, θα πρέπει να υπολογιστεί το κόστος συντήρησης και το κόστος παραγωγής του, εφόσον αποτελείται από πολύπλοκα μηχανικά μέρη όπως φτερωτή, άξονας επιστροφής, πηνίο χαμηλής τάσης, βάσεις τοποθέτησης του laser, σύστημα ελεύθερης περιστροφής τη φτερωτής και laser. Τέλος, το πιο

σημαντικό μειονέκτημα είναι ότι υπάρχει ανακρίβεια μετρήσεων, καθώς η φτερωτή μπορεί να συνεχίζει να περιστρέφεται ακόμα κι αν ο χρήστης έχει σταματήσει να εκπνέει. Για να εξαλειφθούν τα φαινόμενα των ανακριβών μετρήσεων χρειάζεται περαιτέρω επεξεργασία από λογισμικό το οποίο συνεπάγεται σε αύξηση του κόστους.



Εικόνα 5.3.1-2: Παράδειγμα σπυρομέτρου που λειτουργεί με ανεμομετρικό αισθητήρα.

5.3.1-γ. Αισθητήρας πίεσης

Η επιλογή του αισθητήρα πίεσης είναι επιλογή μονόδρομος για την υλοποίηση μιας συσκευής σπυρομέτρου με αξιοπιστία ίδια με ένα κοινό διαγνωστικό σπυροόμετρο υψηλού κόστους που χρησιμοποιούν σε ιατρικά κέντρα. Το κόστος του μπορεί να είναι αρκετά χαμηλό ξεκινώντας από 10 έως 80 αμερικανικά δολάρια ανάλογα με τα χαρακτηριστικά του. Θα πρέπει να τονίσουμε ότι αυτού του είδους αισθητήρες είναι αρκετά πρακτικοί, χαμηλής κατανάλωσης και πολύ μεγάλης ακρίβειας.

Η βασική του λειτουργία στηρίζεται στη μέτρηση της διαφοράς πίεσης από δύο μικρο-αισθητήρες τεχνολογίας MEMS (Microelectromechanical systems) που περιέχει, στους οποίους οδηγούνται δύο διαφορετικά δείγματα του αέρα που διαπερνά το σωληνοειδές κύλινδρο σπυρομέτρησης. Τα δείγματα αέρα διοχετεύονται από δύο στοιχισμένες οπές που υπάρχουν στο κάτω μέρος του κυλίνδρου. Οι οπές αυτές, διαθέτουν ακροφύσια τα οποία οδηγούν τον αέρα στους υποδοχείς του αισθητήρα διαμέσου εύκαμπτων σωληνώσεων πολύ μικρής διαμέτρου. Αυτού του είδους αισθητήρες είναι σχεδιασμένοι για ιατρικές εφαρμογές και είναι βαθμονομημένοι και ρυθμισμένοι από το εργοστάσιο παραγωγής του. Είναι το καταλληλότερο είδος αισθητήρα για την

εφαρμογή που τον χρειαζόμαστε, εφόσον είναι αρκετά οικονομικός, μικρός σε μέγεθος και δίνει αξιόπιστες μετρήσεις.



Εικόνα 5.3.1-3: Αισθητήρες πίεσης με πολλούς διαφορετικούς τρόπους λειτουργίας (αριστερά) και σύγχρονο σπιρόμετρο που χρησιμοποιεί αισθητήρα διαφοράς πίεσης για να υπολογίσει όλους παραμέτρους του σπιρομετρικού γραφήματος (δεξιά).

Ο αισθητήρας πίεσης που επιλέχθηκε για τη δική μας εφαρμογή είναι ο Honeywell HAFBLF0200C. Ο συγκεκριμένος αισθητήρας υπολογίζει την ταχύτητα του αέρα με βάση την αρχή της μεταφοράς θερμότητας. Είναι πολύ καλά προστατευμένα τα ηλεκτρονικά του μέρη ώστε να μην παρεμβάλλονται εξωτερικοί παράγοντες όπως η θερμοκρασία του εξωτερικού περιβάλλοντος του χρήστη της συσκευής. Μπορεί να λειτουργήσει χωρίς κανένα πρόβλημα σε περιβάλλον θερμοκρασίας από -20 έως 70 °C.



Εικόνα 5.3.1-4: Αισθητήρας ροής αέρα Honeywell HAFBLF0200C ιδανικός για εφαρμογές ιατρικής.

Σημαντικό ρόλο στην επιλογή του αισθητήρα επιτελεί και οι προδιαγραφές που θα πρέπει να ακολουθήσουμε εφόσον ερευνούμε την ανάπτυξη μιάς ιατρικής συσκευής. Οι προδιαγραφές λοιπόν που θα πρέπει να ακολουθήσουμε είναι η αυτές του αμερικανικού οργανισμού ATS (American Thoracic Society) που προβλέπουν τα χαρακτηριστικά που θα πρέπει να τηρούνται από

ένα σπιρόμετρο για να θεωρείται αξιόπιστο. Παρακάτω βλέπουμε τον πίνακα με τις ελάχιστες προδιαγραφές που θα πρέπει να ακολουθήσουμε και για τη δική μας εφαρμογή.

Test	Range/Accuracy (BTPS)	Flow Range (L/s)	Time (s)	Resistance and Back Pressure	Test Signal
VC	0.5 to 8 L ± 3% of reading or ± 0.050 L, whichever is greater	zero to 14	30		3-L Cal Syringe
FVC	0.5 to 8 L ± 3% of reading or ± 0.050 L, whichever is greater	zero to 14	15	Less than 1.5 cm H ₂ O/L/s	24 standard waveforms 3-L Cal Syringe
FEV ₁	0.5 to 8 L ± 3% of reading or ± 0.050 L, whichever is greater	zero to 14	1	Less than 1.5 cm H ₂ O/L/s	24 standard waveforms
Time zero	The time point from which all FEV _t measurements are taken			Back extrapolation	
PEF	Accuracy: ± 10% of reading or ± 0.400 Us, whichever is greater Precision: ± 5% of reading or ± 0.200 Us, whichever is greater	zero to 14		Same as FEV ₁	26 flow standard waveforms
FEF _{25-75%}	7.0 L/s ± 5% of reading or ± 0.200 Us, whichever is greater	± 14	15	Same as FEV ₁	24 standard waveforms
Ḃ	± 14 Us ± 5% of reading or ± 0.200 Us, whichever is greater	zero to 14	15	Same as FEV ₁	Proof from manufacturer
MVV	250 Umin at TV of 2 L within ± 10% of reading or ± 15 Umin, whichever is greater	± 14 ± 3%	12 to 15	Pressure less than ± 10 cm H ₂ O at 2-L TV at 2.0 Hz	Sine wave pump

Εικόνα 5.3.1-5: ATS (American Thoracic Society) ελάχιστες προδιαγραφές που θα πρέπει να ακολουθούν οι συσκευές διάγνωσης που χρησιμοποιούνται για σπιρομέτρηση.

Αφού μελετήσαμε τα χαρακτηριστικά του πίνακα και τα συγκρίνουμε με τα χαρακτηριστικά του αισθητήρα τα οποία αναγράφονται στο φυλλάδιο του κατασκευαστή του, συμπεράναμε ότι ο αισθητήρας αυτός τηρεί τις προϋποθέσεις για να τον χρησιμοποιήσουμε στην εφαρμογή. Τα κύρια χαρακτηριστικά σύγκρισης είναι το εύρος της ταχύτητας του αέρα που μπορεί να μετρήσει η συσκευή μας η ακρίβεια, δηλαδή το ποσοστό σφάλματος επί της μέτρησης.

Ο αισθητήρας αφού συγκρίνει τη διαφορά πίεσης μεταξύ των δύο δειγμάτων που έλαβε, δίνει την ανάλογη τάση στο V_{out} ακροδέκτη του. Η φόρμουλα που μας δίνει την ταχύτητα ροής του αέρα είναι:

$$F_A = \frac{F_{FS} (V_0/V_S - 0.5)}{0.4}$$

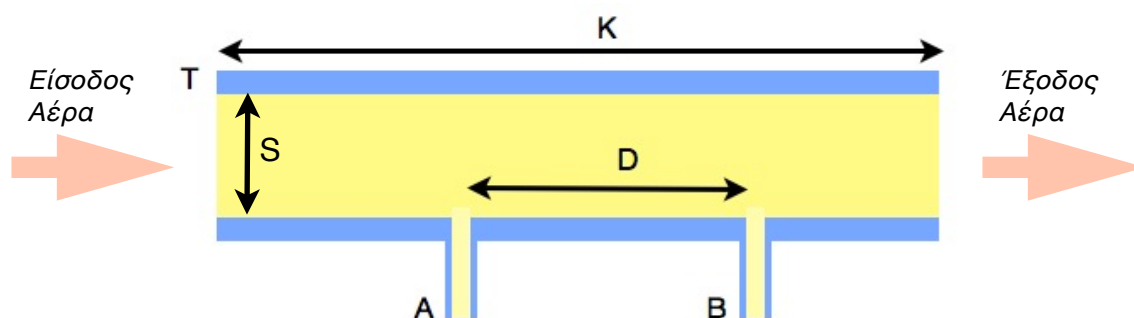
Όπου F_A είναι η ροής του αέρα μέσα στο σωλήνα σπιρομέτρησης, F_{FS} το συνολικό εύρος της ταχύτητας ροής, V₀ είναι η τάση εξόδου σε volt, η οποία παράγεται ανάλογα με την ταχύτητα του αέρα. Επίσης V_S είναι η τάση τροφοδοσίας του αισθητήρα η οποία για το συγκεκριμένο είναι

3,3 volt, καθώς επιλέχθηκε ώστε να μπορεί να τροφοδοτηθεί ακόμα και με μια μπαταρία των 3 volt μεγέθους νομίσματος.

Για να πάρουμε όμως σωστές μετρήσεις από αυτόν τον αισθητήρα δεν είναι αρκετό μόνο οι προδιαγραφές του, αλλά θα πρέπει να κατασκευάσουμε και ένα σωληνοειδής κύλινδρο, ο οποίος να ανταποκρίνεται στις απαιτήσεις της ATS.

5.3.2 Σχεδίαση σωλήνα σπυρομέτρησης

Ο αέρας μεταφέρει θερμότητα καθώς κινείται, οπότε στη δική μας εφαρμογή, ο αέρας που εκπνέεται μέσα στο σπυρομετρικό σωλήνα, μεταφέρει θερμότητα κατά μήκος του. Γι αυτό χρειαζόμαστε δείγματα του αέρα αυτού σε δύο διαφορετικές αποστάσεις από από την πηγή του, δηλαδή το στόμα του ασθενή ώστε να μετρήσουμε την πτώση της πίεσης μεταξύ των δειγμάτων.

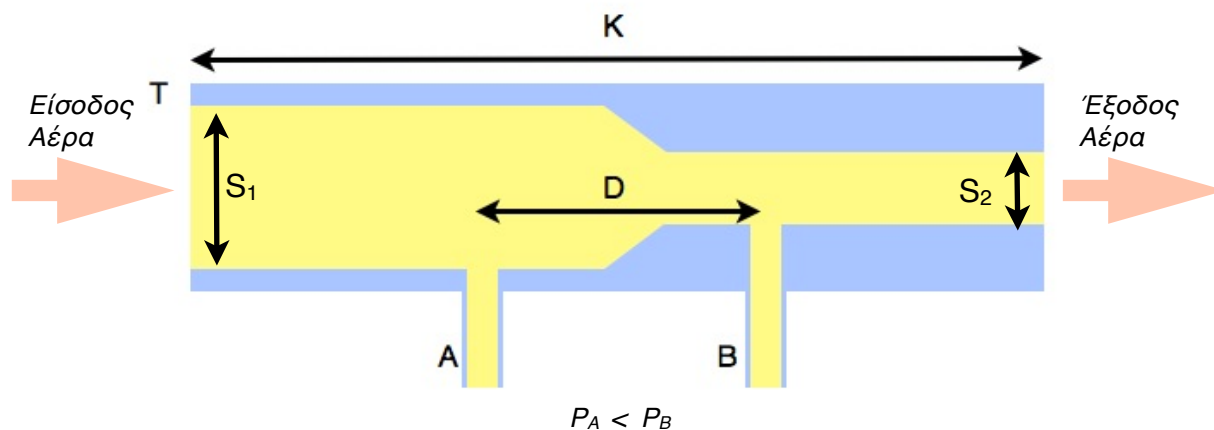


Εικόνα 5.3.2-1: Σπυρομετρικός σωλήνας T σε τομή τον οποίο θα διαπερνά ο αέρας και κατά μήκος του θα λαμβάνονται δύο δείγματα από τα κάθετα ακροφύσια A και B. Το κίτρινο χρώμα συμβολίζει το κενό του σωλήνα το οποίο θα καταλαμβάνει ο αέρας και το μπλε το υλικό του από το οποίο θα κατασκευαστεί.

Οπότε η αρχιτεκτονική του σωληνοειδούς T αρχικά θα πρέπει να είναι όπως στην εικόνα 5.3.2-1. Δηλαδή τα ακροφύσια A και B θα είναι τοποθετημένα κάθετα και σε απόσταση μεταξύ τους D. Σύμφωνα με παρόμοια έρευνα του αμερικανικού πανεπιστημίου του Wisconsin, η απόσταση D θα πρέπει να είναι περίπου το μισό από το μήκος του σωλήνα K. Οι ενδείξεις όμως πτώσης της πίεσης μεταξύ των εξόδων A και B του σωλήνα T δεν ήταν ικανοποιητικές ώστε ο αισθητήρας να δώσει ξεκάθαρο και δυνατό σήμα στην έξοδό του απαλλαγμένο από παρεμβολές της αλλαγής του περιβαλλοντικού αέρα. Οπότε ο σχεδιασμός αυτός δεν είναι ο καταλληλότερος που μπορούμε να υιοθετήσουμε.

Εφόσον ο αισθητήρας που επιλέξαμε είναι είδους drop-pressure τότε μπορούμε να του δώσουμε δείγματα αέρα που θα μπορεί να διακρίνει εύκολα τη διαφορά πίεσης τους κάνοντας το

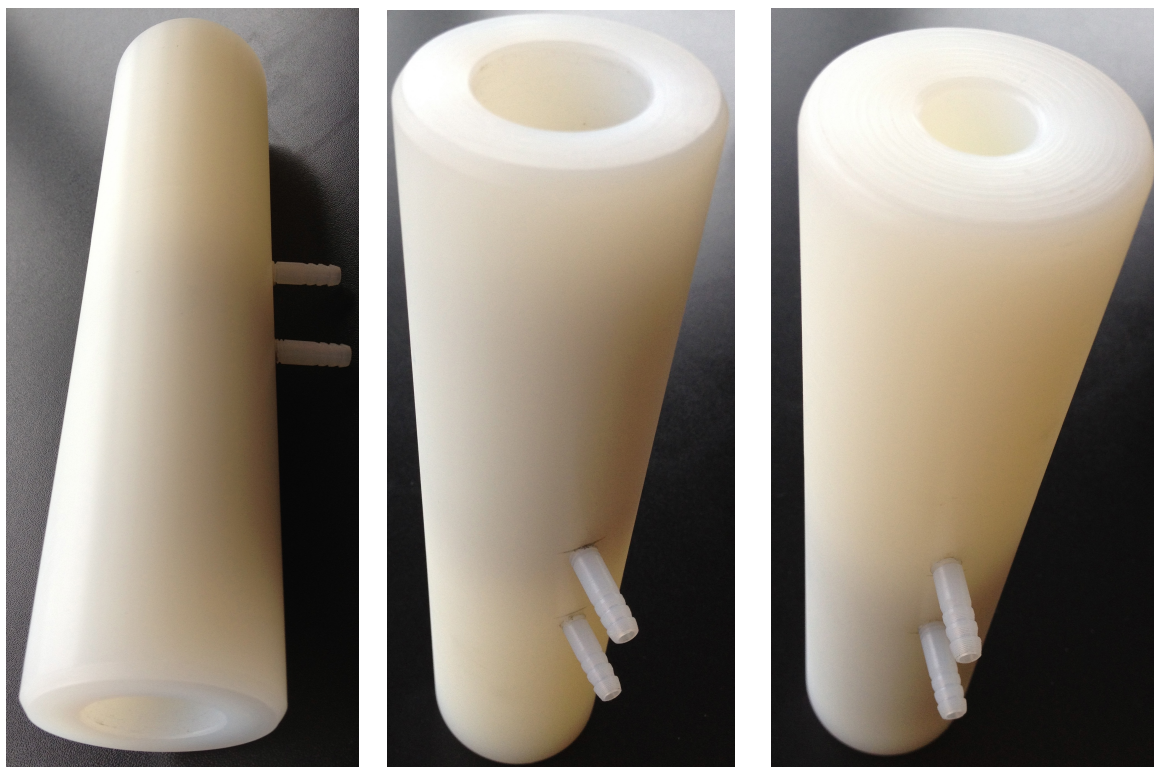
ένα από τα δύο ακροφύσια σε διαφορετικό ύψος. Δεν είναι όμως αρκετό αυτό αν ο αέρας που θα περάσει κάθετα από το Β ακροφύσιο δεν έχει μεγαλύτερη πίεση. Για να επιτύχουμε αισθητά διαφορετική πίεση στα δείγματα αέρα που θα λαμβάνει ο αισθητήρας, θα πρέπει να σχεδιάσουμε το σωληνοειδές T με διαφορετικούς διαμέτρους κατά μήκος του, ώστε να υπάρχει μια αισθητή αντίσταση στη διαδρομή του αέρα.



Εικόνα 5.3.2-2: Ο καταλληλότερος σχεδιασμός για να επιτευχθεί $P_A < P_B$, είναι μειωθεί προοδευτικά η εσωτερική διάμετρος του σωληνοειδούς κατά μήκος του.

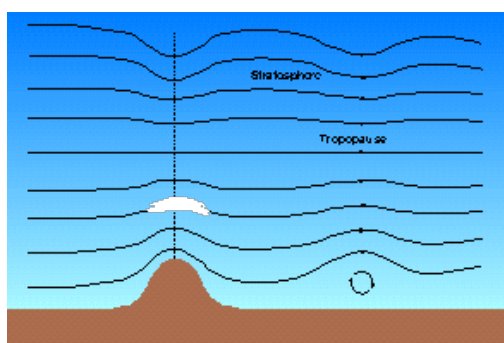
Σύμφωνα με τις προδιαγραφές της ATS η αντίσταση του σωλήνα θα πρέπει να είναι το λιγότερο από 150 Pascal ανά λίτρο το δευτερόλεπτο (150 Pa/L/sec) για ταχύτητα ροής αέρα μέχρι 14 λίτρα το δευτερόλεπτο. Είναι αρκετά δύσκολο να φτάσει η ροή αέρα σε τόσο υψηλό επίπεδο από την εισπνοή ή την εκπνοή ενός μεσήλικα, πόσο μάλλον δύσκολο είναι για ένα παιδί ηλικίας μεταξύ 6 και 14 ετών.

Μετά από μελέτη παρόμοιων ερευνών όσο αναφορά το σωλήνα σπιρομέτρησης καταλήξαμε στις διαστάσεις που θα πρέπει σε πρώτη φάση να πληρεί το πρωτότυπο που πρόκειται να δημιουργήσουμε, είναι οι ακόλουθες: το μήκος του σωλήνα τουλάχιστον $K=130\text{mm}$ και η απόσταση των ακροφύσιων $D=20\text{mm}$, η εσωτερική διάμετρος $S_1=26,2\text{mm}$, η διάμετρος της διατομής της εξόδου του αέρα $S_2=5,3\text{mm}$, η οποία θα πρέπει να συνυπολογιστεί με την αντίστοιχη διατομή του inhaler που θα χρησιμοποιηθεί. Σε αυτό το σχεδιασμό δεν χρειάζεται το D να έχει μεγάλο μήκος όπως στο σχέδιο της εικόνας 5.3.2-1. Οι διατομές από τα ρακόρ που θα τοποθετήσουμε θα πρέπει να έχουν μήκος μεταξύ 4 και 3mm. Επίσης θα πρέπει να χρησιμοποιήσουμε αντίστοιχης διατομής εύκαμπτους σωληνοειδής παροχές για να οδηγήσουμε τα διαφορετικά δείγματα του αέρα στον αισθητήρα.



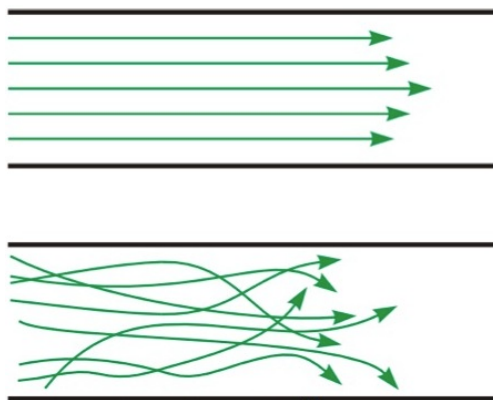
Εικόνα 5.3.2-3: Ο σωληνοειδής κύλινδρος που θα ενσαρκώσει το πρωτότυπο σπιρόμετρο κατασκευασμένος από πολυεστέρα σε CNC ρομποτική μηχανή.

Ένα πρόβλημα που θα πρέπει να αντιμετωπίσουμε προκειμένου να έχουμε όσο το δυνατόν όσο πιο αξιόπιστες μετρήσεις είναι το φαινόμενο του στροβιλισμού του αέρα καθώς διαπερνά το σωλήνα σπιρομέτρησης. Είναι το φαινόμενο στο οποίο όταν ο αέρας ρέει σε έναν ανοιχτό χώρο, αναλύεται σε πολύ μικρά ρεύματα τα οποία κινούνται άτακτα προς μία κατεύθυνση διαφορετική από τα υπόλοιπα.



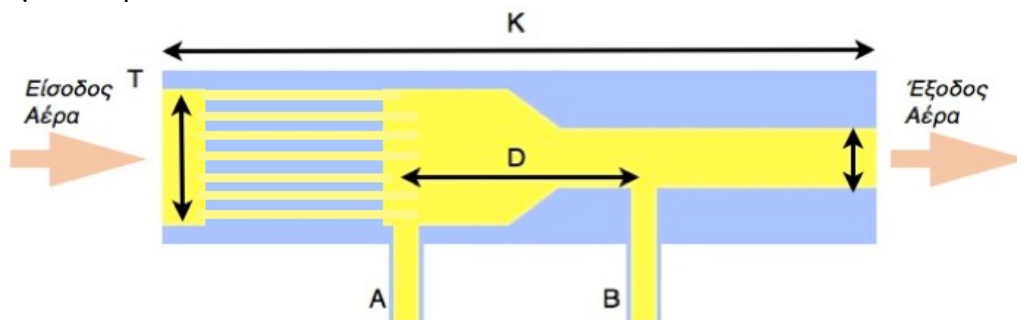
Εικόνα 5.3.2-4: Παράδειγμα στροβιλισμού του αέρα σε εξωτερικό περιβάλλον, όταν φυσά αέρας πάνω από ένα βουνό.

Η λύση στο να μειώσουμε το φαινόμενο αυτό στο ελάχιστο, θα πρέπει να τοποθετήσουμε μικροσκοπικούς σωληνωτούς οδηγούς στο αρχικό μέρος όπου εισέρχεται ο αέρας μέσα στον σπιρομετρικό κύλινδρο ώστε να ξανά το μοντέλο μας όπως φαίνεται στην εικόνα 5.3.2-6.



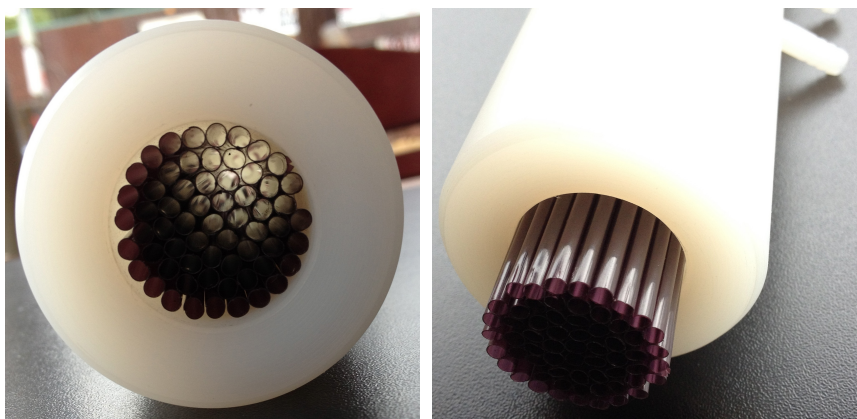
Εικόνα 5.3.2-5: Παράδειγμα στροβιλισμού του αέρα (στο κάτω μέρος της εικόνας) σε μικρότερη κλίμακα, και ιδανική περίπτωση οδηγούμενων ρευμάτων (στο επάνω μέρος της εικόνας), όπως είναι το επιθυμητό.

Το φαινόμενο του στροβιλισμού μέσα στο σπιρομετρικό κύλινδρο αυξάνει και τα τοιχώματα του υλικού από το οποίο είναι κατασκευασμένο το πρωτότυπό μας. Οι μικροσκοπικοί πόροι των τοιχωμάτων προκαλούν την αύξηση της ανακατεύθυνσης των μικρών ρευμάτων όπως ένα βουνό τα μεγάλα ρεύματα αέρα.



Εικόνα 5.3.2-6: Σχηματική αναπαράσταση των σωληνωτών οδηγών στο μοντέλο μας.

Για να εξαλείψουμε και στο πραγματικό πρωτότυπο σωλήνα σπιρομέτρησης το φαινόμενο του στροβιλισμού τοποθετήσαμε όσο το δυνατόν περισσότερους μικροσκοπικούς σωλήνες διατομής 2mm όπως φαίνεται και στην παρακάτω εικόνα.



Εικόνα 5.3.2-7: Τοποθέτηση μικρο-σωλήνων στο πραγματικό πρωτότυπο για μείωση του στροβιλισμού.

Παρατηρώντας τις μετρήσεις μας από τον αισθητήρα στον παλμογράφο με καθυστέρηση χρόνου (ρύθμιση Time Division σε Agilent παλμογράφο με μέγιστο εύρος ανάλυσης σήματος 26,5 GHz) είδαμε ότι βελτιώθηκε αισθητά η απόδοση του σωλήνα σπιρομέτρησης. Πράγμα το οποίο μας επιβεβαιώνει και ανάλογη έρευνα του πανεπιστημίου Wisconsin.

Πέρα από τη μηχανολογική σχεδίαση της συσκευής μας, θα πρέπει να δώσουμε την ανάλογη προσοχή και στο κομμάτι των υπόλοιπων ηλεκτρονικών εξαρτημάτων ώστε να αποτελέσει ένα πλήρως λειτουργικό και χαμηλού κόστους σπιρόμετρο. Δεν θα πρέπει να ξεχνάμε ότι ηλεκτρονικά μέρη μιάς συσκευής επιτελούν εξίσου σημαντικό ρόλο και στη λειτουργία μιας συσκευής όσο και στο τελικό κόστος της.

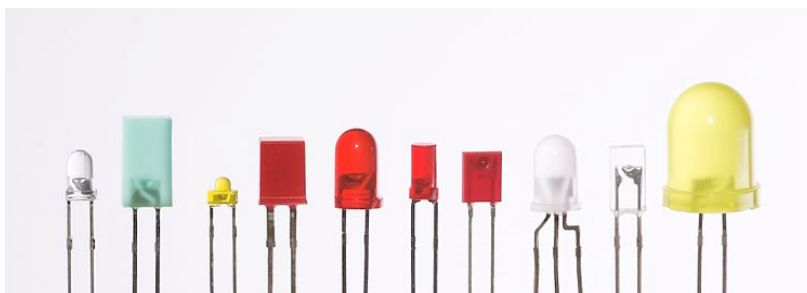
5.3.3 Επιλογή των υπόλοιπων ηλεκτρονικών υποσυστημάτων

Για να επιτευχθούν τα χαρακτηριστικά της εργονομίας, της καινοτομίας και της ευκολίας στη χρήση της συσκευής που θα κατασκευάσουμε, θα πρέπει να αναπτύξουμε μια συγκεκριμένη αρχιτεκτονική για το πώς θα συνδέονται και θα συνεργάζονται αποδοτικά τα ηλεκτρονικά και μηχανικά μέρη του σπιρομέτρου.

Επικεντρώνοντας την προσοχή μας στα ηλεκτρονικά υποσυστήματα που θα χρησιμοποιήσουμε, θα πρέπει να αποφανθούμε τι ηλεκτρονικά εξαρτήματα θα χρειαστούμε για να υλοποιήσουμε τα χαρακτηριστικά που θέσαμε εξαρχής:

α. Οπτική ένδειξη για τη στάθμη της ποσοστιαίας ροής αέρα.

Η ανάγκη για χαμηλή κατανάλωση ενέργειας για τις ενδείξεις μας οδηγεί στη χρήση 7 μικροσκοπικών λαμπτήρων τύπου LED (Light Emittted Diode) ίδιου χρώματος, και 2 διαφορετικού χρώματος για την ένδειξη του χρώματος inhaler. Το κόστος τους είναι πάρα πολύ μικρό καθώς μπορούμε να τα αγοράσουμε με 1 cent του αμερικανικού δολαρίου για κάθε κομμάτι.



Εικόνα 5.3.3-1: Μικροσκοπικοί λαμπτήρες - indicators τύπου LED.

β. Ηχητική ένδειξη είτε για ηχητική υπενθύμιση είτε για συναγερμό κρίσιμης κατάστασης της αναπνοής

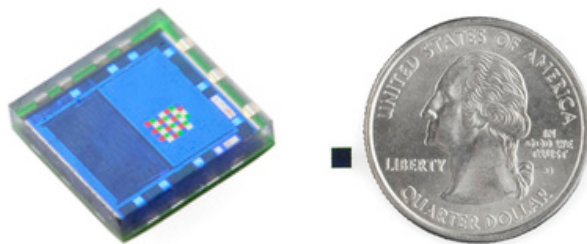
Κατάλληλο για ηχητικές ενδείξεις είναι ένα μικρό σε μέγεθος πιεζο-ηλεκτρικό ηχείο (piezoelectric Buzzer) με ελάχιστες απαιτήσεις ρεύματος της τάξης 20 ως 30 mA με τάση τροφοδοσίας 4 έως 7 volt. Η χρηματική αξία του είναι μηδαμινή και ανέρχεται στο 1 USD.



Εικόνα 5.3.3-2: Ηχείο μικρού μεγέθους τύπου piezo-electric Buzzer

γ. Αισθητήρας αναγνώρισης inhaler που τοποθετήθηκε και οπτική ένδειξη

Ο δευτερεύον αισθητήρας που θα χρησιμοποιεί η ιδανική συσκευή που θέλουμε να αναπτύξουμε είναι ο αισθητήρας χρώματος, με τον οποίο θα καταφέρουμε να αναγνωρίσουμε το χρώμα του inhaler. Ο αισθητήρας που θα χρησιμοποιήσουμε τον ψηφιακό Avago ADJD-S311-CR999 με πρωτόκολλο επικοινωνίας I2C (Inter-Integrated Circuit). Ελάχιστη κατανάλωση στα 2,5 volt τροφοδοσίας που απαιτεί και κόστος αγοράς που δεν ξεπερνά τα 5 USD.



Εικόνα 5.3.3-3: Αισθητήρας χρώματος Avago ADJD-S311-CR999, πολύ μικρού μεγέθους συγκρίσιμο με ένα νόμισμα των 25 cents.

δ. Bluetooth ασύρματη διασυνδεσιμότητα με εξωτερικές συσκευές

Για την ασύρματη επικοινωνία της συσκευής μας θα χρησιμοποιήσουμε ένα Bluetooth 2.0 EDR ολοκληρωμένο υποσύστημα με ενσωματωμένη κεραία της εταιρίας CSR με το αρκετά οικονομικό SoC (System on a Chip) BC417143. Διαθέτει UART σειριακό πρωτόκολλο

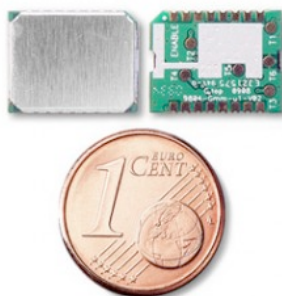
επικοινωνίας με άλλα ηλεκτρονικά εξαρτήματα και αποτελεί λύση αρκετά φθηνή. Το υποσύστημα αυτό τροφοδοτείται με τάση 3,3 volt και κατά μέσο όρο το ρεύμα λειτουργίας του είναι 50 mA. Προγραμματίζεται με αποστολή εντολών AT μέσω του σειριακού ενσύρματου interface που διαθέτει. Το κόστος του είναι περίπου κοντά στα 8 USD.



Εικόνα 5.3.3-4: Bluetooth 2.0 EDR module βασισμένο στο CSR BC417143, με ενσωματωμένη κεραία και όλα τα απαραίτητα ηλεκτρονικά.

ζ. Υπηρεσία γεωγραφικής θέσης

Η ενσωμάτωση υπηρεσίας ανίχνευσης γεωγραφικής θέσης είναι προαιρετική καθώς θα μπορούσε να ανακτηθεί από κάποιο smartphone ή κάποια άλλη έξυπνη συσκευή. Η περίπτωση αυτή όμως δεν αφορά όλες τις ηλικίες. Παράδειγμα τα παιδιά από τα 6 έως τα 10 δεν είναι εφικτό να χρησιμοποιούν «έξυπνες» συσκευές. Είναι πολύ καλή μελλοντική προσέγγιση να χρησιμοποιήσουμε ένα ακόμα υποσύστημα ανίχνευσης γεωγραφικής θέσης, σε συνδυασμό με την ενσωμάτωση μνήμης. Το παιδί επιστρέφοντας για παράδειγμα από το σχολείο, θα μπορεί να έχει αποθηκευμένα τα δεδομένα που προέκυψαν καθ' όλη τη διάρκεια της ημέρας του, για μελλοντική επεξεργασία από το γιατρό που το παρακολουθεί.



Εικόνα 5.3.3-5: ASCEN GMM-U1 GPS module μεγέθους μερικών χιλιοστών του μέτρου.

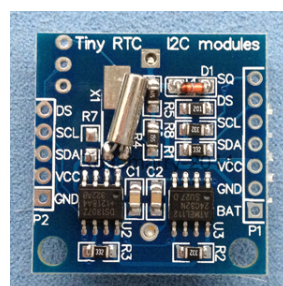
Απαραίτητα τεχνικά χαρακτηριστικά για ένα ολοκληρωμένο υποσύστημα GPS (Global Positioning System) είναι η χαμηλή κατανάλωση, το φυσικό του μέγεθος και το κόστος του. Θα επιλέξουμε το ASCEN GMM-U1. Το κόστος του είναι 26,40 USD και τα χαρακτηριστικά του μπορούμε να τα δούμε στον παρακάτω πίνακα 5.3.3-1:

Dimension	13 x 10 x 2.1 mm, SMD type
GPS Solution	MTK MT3329, 66 Channels
Frequency	L1, 1575.42 MHz ; C/A Code
Sensitivity	Acquisition -148 dBm Tracking -165 dBm
Position Accuracy	Without aid: 3.0 m 2D-RMS DGPS (RTCM, SBAS(WAAS,EGNOS,MSAS)): 2.5 m 2D-RMS
TTFF (Time to First Fix)	Cold Start: <35 Seconds (Typical) Warm Start: <34 Seconds (Typical) Hot Start: <1 Seconds (Typical)
Timing Accuracy (1PPS Output)	100 ns RMS
Protocol	NMEA 0183, RTCM SC-104
DGPS	RTCM, SBAS [WAAS, EGNOS, MSAS,GAGAN]
AGPS	Supported (Offline Mode)
Interface	1 UART, 1 USB
Baud Rate	4800 ~ 115200 bps
Update Rate	1 ~ 10 Hz
Power Supply	VCC: 3.2 V to 75.0 V VBACKUP: 2.0 V to 4.3 V
Current Consumption	Acquisition: 748 mA Tracking: 737 mA
Working Temperature	-40 °C to +85 °C

Πίνακας 5.3.3-1: Πίνακας χαρακτηριστικών λειτουργίας του ASCEN GMM-U1.

η. Ρολόι πραγματικού χρόνου

Η επιλογή της ολοκληρωμένου συστήματος RTC (Real-Time Clock) υποσυστήματος βασισμένο στο ολοκληρωμένο κύκλωμα DS1307, είναι το AT24C32 RTC υποσύστημα με ενσωματωμένη μνήμη των 56 Bytes τύπου NVM (Non-volatile Memory). Το υποσύστημα αυτό θα βοηθήσει τη συσκευή μας να καταγράφει τις χρονικές στιγμές στις οποίες έγιναν μετρήσεις με το σπιρομέτρο, ακόμα και να υπενθυμίζεται ο ασθενής για την ώρα που πρέπει να χρησιμοποιήσει κάποιον από τους inhalers. Τα χαρακτηριστικά του όπως και των προηγούμενων είναι επιλεγμένα με βάση το χαμηλό κόστος και την χαμηλή κατανάλωση ενέργειας. Τροφοδοτείται από τάση 3,3 volt και καταναλώνει ρεύμα της τάξης των nano Ampere (100nA). Το κόστος του δεν ξεπερνά τα 3,75 USD.

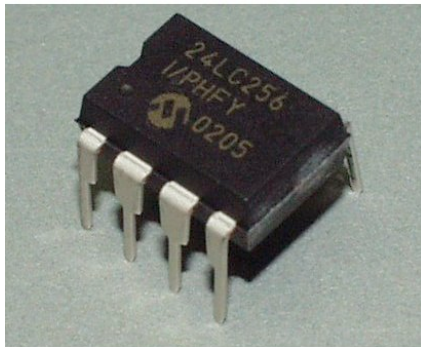


Εικόνα 5.3.3-6: AT24C32 RTC module με DS1307 ολοκληρωμένο κύκλωμα.

ε. Εσωτερική μνήμη

Σε περίπτωση που επιθυμούμε να υλοποιήσουμε μια πιο προχωρημένη συσκευή σπιρομέτρησης, και θέλουμε να προσθέσουμε υποσυστήματα όπως GPS και RTC, θα πρέπει να τα

υποστηρίζουμε με μνήμη τύπου EEPROM μικρού μεγέθους (για παράδειγμα 256KB). Εκεί θα αποθηκεύονται τα δεδομένα της γεωγραφικής θέσης και οι υπενθυμίσεις όπως για παράδειγμα το πρόγραμμα της φαρμακευτικής αγωγής του παιδιού όσο αναφορά τα κορτικοστεροειδή μέσω των inhalers. Ο τύπος της μνήμης αυτής προστατεύει τα δεδομένα από τη διαγραφή τους ακόμα κι όταν δεν τροφοδοτείται με ρεύμα ενώ έχουν τελειώσει οι μπαταρίες της συσκευής. Επιλέγουμε μνήμη της Microchip το ολοκληρωμένο με κωδικό 24FC256, το οποίο μας δίνει μεγάλη ευελιξία όσο αναφορά την τάση τροφοδοσίας του και τη συχνότητα λειτουργίας της I2C σειριακής επικοινωνίας του.



Εικόνα 5.3.3-7: Microchip 24FC256 μνήμη τύπου EEPROM μεγέθους 256KB.

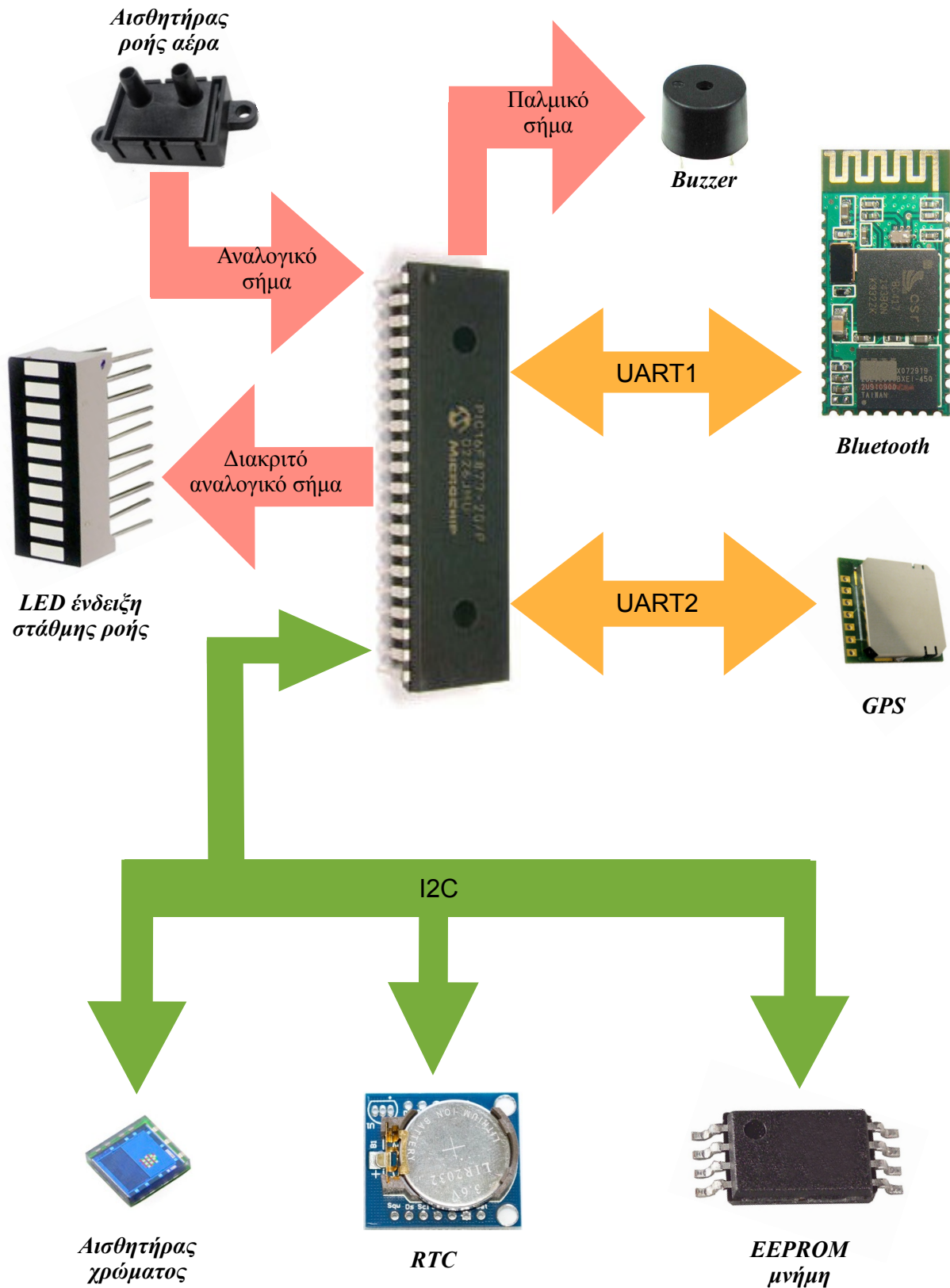
5.3.4 Μελέτη της αρχιτεκτονικής και διασύνδεσης όλων των ηλεκτρονικών συστημάτων

Σε αυτό το σημείο θα πρέπει να αναπτύξουμε τον τρόπο επικοινωνίας και διασύνδεσης όλων των ηλεκτρονικών υποσυστημάτων με ένα θεωρητικό μοντέλο.

Όλα τα υποσυστήματα που περιγράψαμε στην προηγούμενη ενότητα θα πρέπει να συνδέονται και να διαχειρίζονται μέσω ενός κεντρικού συστήματος. Το κεντρικό αυτό σύστημα θα πρέπει να είναι ένας μικροεπεξεργαστής οποίο θα αναλάβει να συντονίσει όλες τις διεργασίες μετρήσεων, ενδείξεων, ενημερώσεων και εξωτερικής επικοινωνίας.

Κατάλληλος μικροεπεξεργαστής (uCU - MCU - Micro Controller Unit) για την εφαρμογή θα μπορούσε να είναι ένας χαμηλής κατανάλωσης Microchip 16F877. Ο συγκεκριμένος είναι αρκετά οικονομικός και ευέλικτος όσο αναφορά τις δυνατότητες διασύνδεσής του με τα υπόλοιπα ηλεκτρονικά εξαρτήματα που επιλέξαμε. Διαθέτει 40 ακροδέκτες συνολικά και μπορούν να προγραμματιστούν κατά το δοκούν. Το σύνηθες κόστος του είναι κοντά στα 2,5 USD.

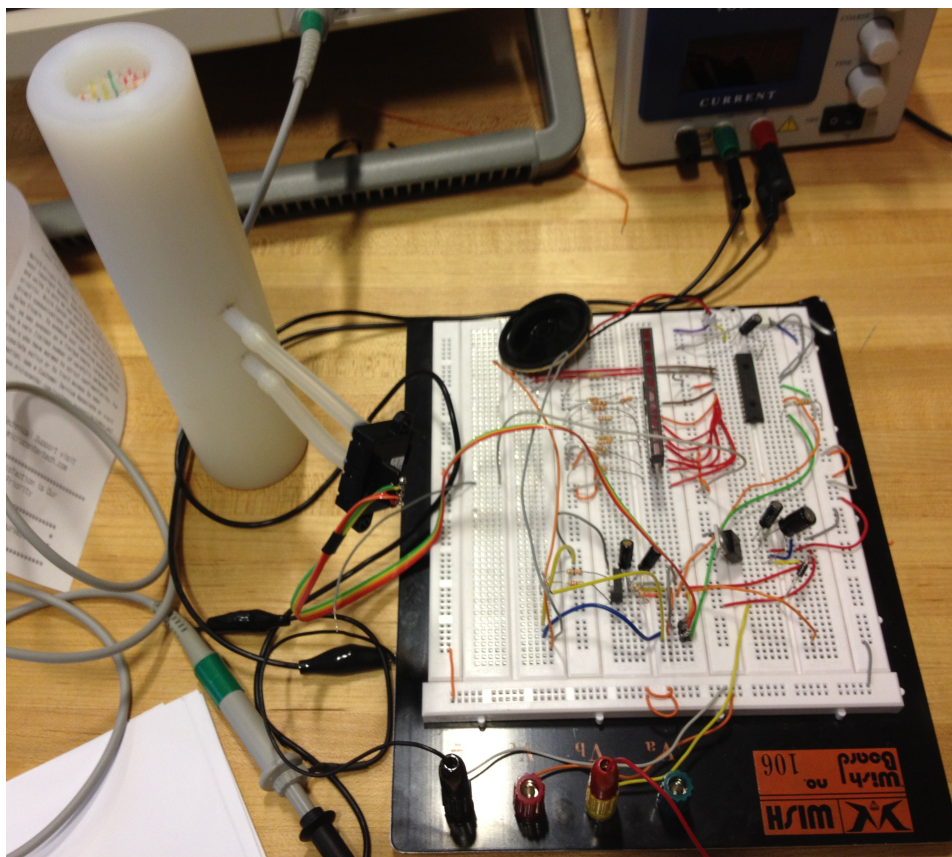
Η αρχιτεκτονική στην οποία θα πρέπει να βασιστεί η ιδανική συσκευή σπιρομέτρησης για την εφαρμογή που θέλουμε να υλοποιήσουμε φαίνεται από το παρακάτω θεωρητικό σχεδιάγραμμα:



Εικόνα 5.3.4-1: Σχηματικό διάγραμμα επικοινωνίας όλων των ηλεκτρονικών εξαρτημάτων με τον κεντρικό μικροεπεξεργαστή Microchip 16F877 είτε μέσω αναλογικών σημάτων είτε μέσω ψηφιακών πρωτοκόλλων επικοινωνίας.

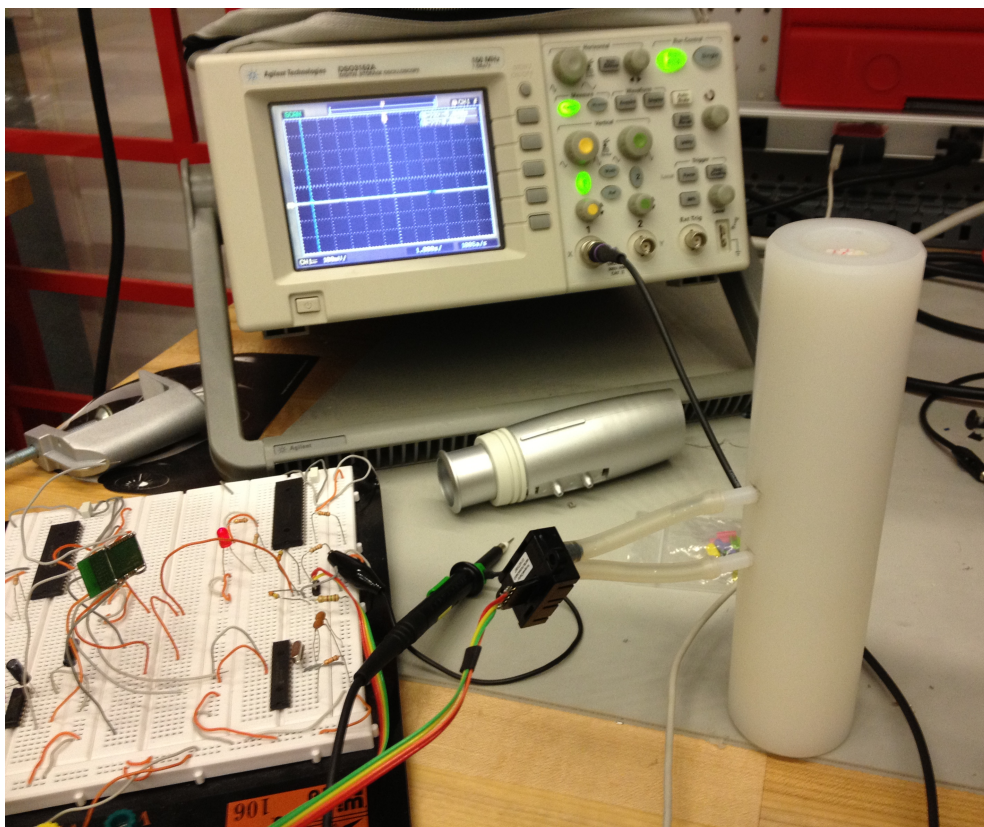
5.4 Πρώτη ανάπτυξη και λειτουργία στο Breadboard

Αρχίζοντας την υλοποίηση ενός πρωτοτύπου, είναι πάντα κανόνας, ότι πρέπει πρώτα να περάσει το στάδιο δοκιμής στο breadboard ή αλλιώς δοκιμαστική πλακέτα. Το πρωτότυπο που υλοποιήθηκε στο εργαστήριο του New Media Medicine κατά τη διάρκεια του διαγωνισμού «Health and Wellness Innovation 2012», στέφθηκε με επιτυχία. Καταφέραμε να δημιουργήσουμε σε πραγματικό πρωτότυπο το σπιρόμετρο «Chameleon», το οποίο επικοινωνούσε επιτυχώς με ηλεκτρονικό υπολογιστή ασύρματα. Επίσης οι οπτικές ενδείξεις του δούλεψαν σύμφωνα με τον προγραμματισμό του μικροεπεξεργαστή για να εμφανίζουν το ποσοστό της ταχύτητας ροής του αέρα σε σχέση με το μέγιστο που μπορεί να καταφέρει ο χρήστης. Οι ηχητικές ενδείξεις ακολούθησαν την ίδια λογική, και το buzzer που χρησιμοποιήθηκε αναπαρήγαγε 8 bit ήχους κατά τη διάρκεια της εκπνοής του χρήστη.

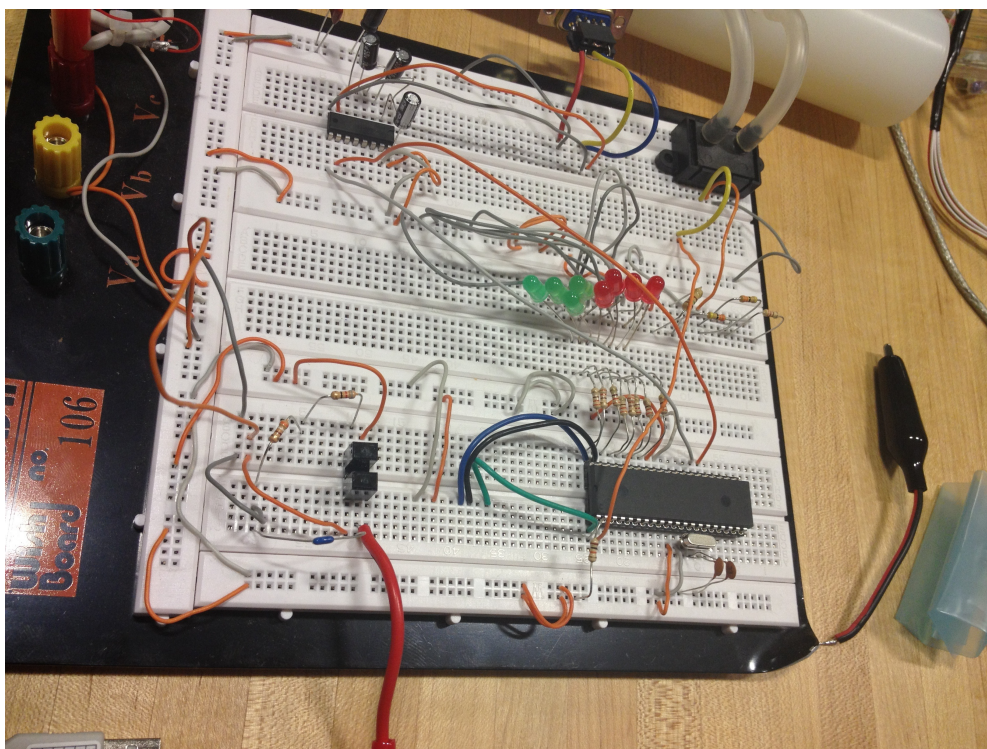


Εικόνα 5.4-1: Το πρωτότυπο που δημιουργήθηκε σε εργαστήριο του MIT Media Lab. (22/01/2012)

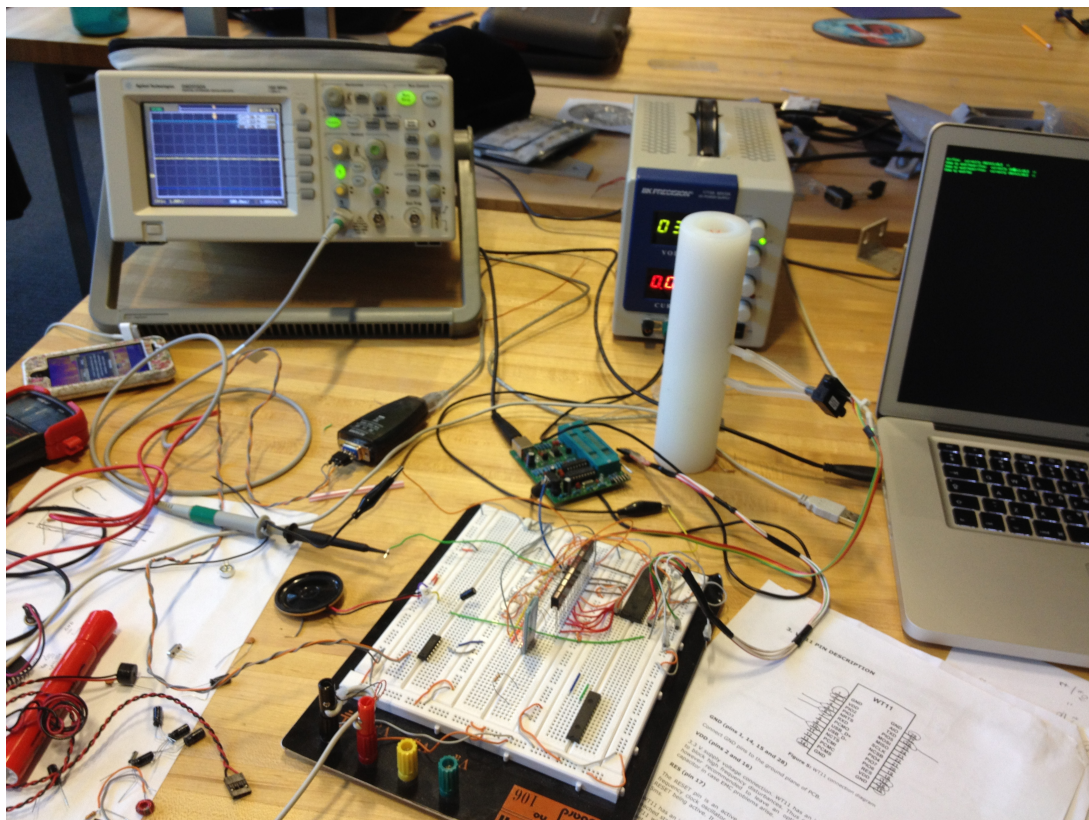
Σημείωση: Ο κώδικας C που προγραμματίστηκε ο μικροεπεξεργαστής ακολουθεί στο παράρτημα A.



Εικόνα 5.4-2: Το πρωτότυπο που δοκιμάστηκε σε παλμογράφο υψηλής συχνότητας λειτουργίας, ώστε να επιβάλουμε καθυστέρηση του αναλογικού σήματος και να ελέγξουμε την ορθότητα λειτουργίας του αισθητήρα ροής αέρα. (21/01/2012)



Εικόνα 5.4-3: Η υλοποίηση του πρωτοτύπου έγινε σταδιακά, καθώς δοκιμάστηκαν πολλοί τρόποι για αισθητήρες αναγνώρισης χρώματος και τρόποι επικοινωνίας με ηλεκτρονικό υπολογιστή. (20/01/2012)



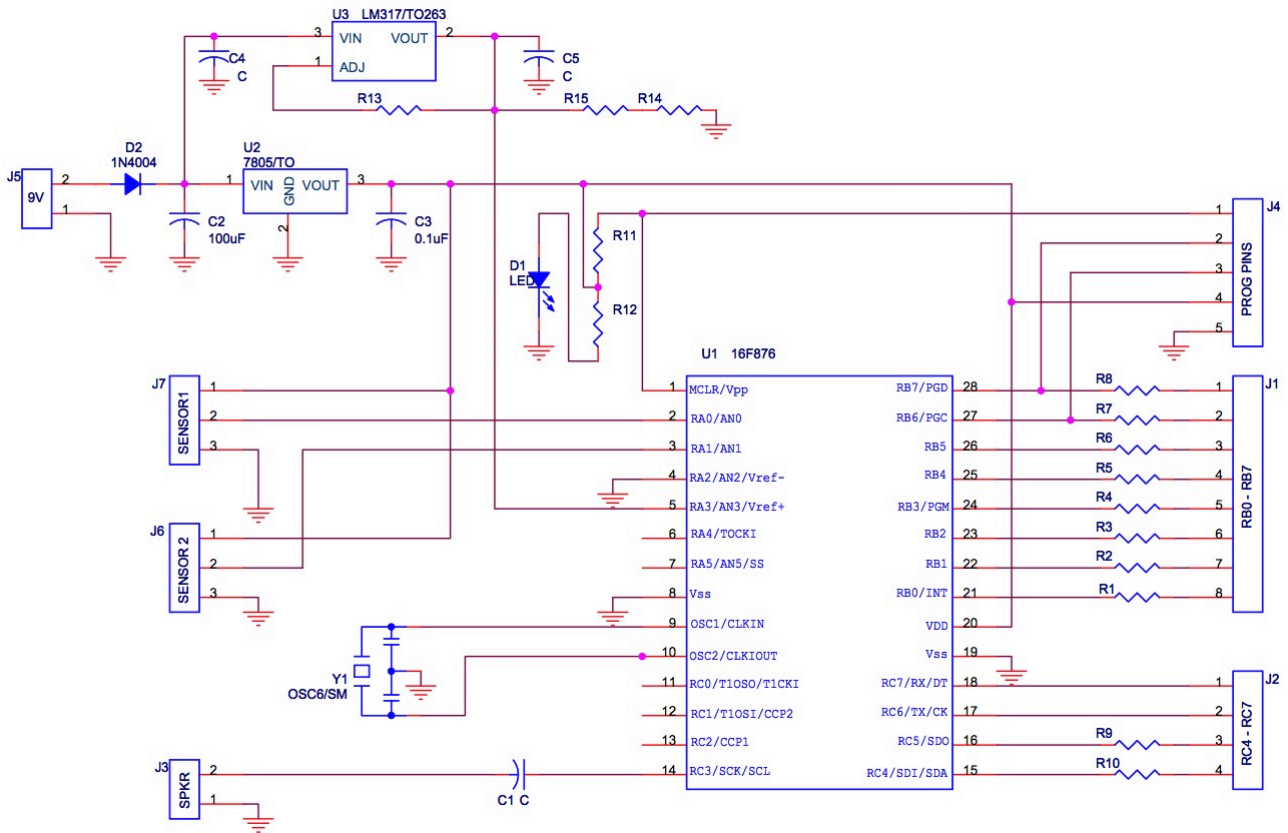
Εικόνα 5.4-3: Η δοκιμή για την ασύρματη επικοινωνία μέσω Bluetooth έγινε με σειριακό τρόπο αποστέλλοντας μήνυμα σε ASCII το οποίο πληροφορεί το χρήστη του τερματικού σταθμού (H/Y) για την ταχύτητα ροής του αέρα. (24/01/2012)

5.5 Υλοποίηση της τελικής πλακέτας και των κυκλωμάτων

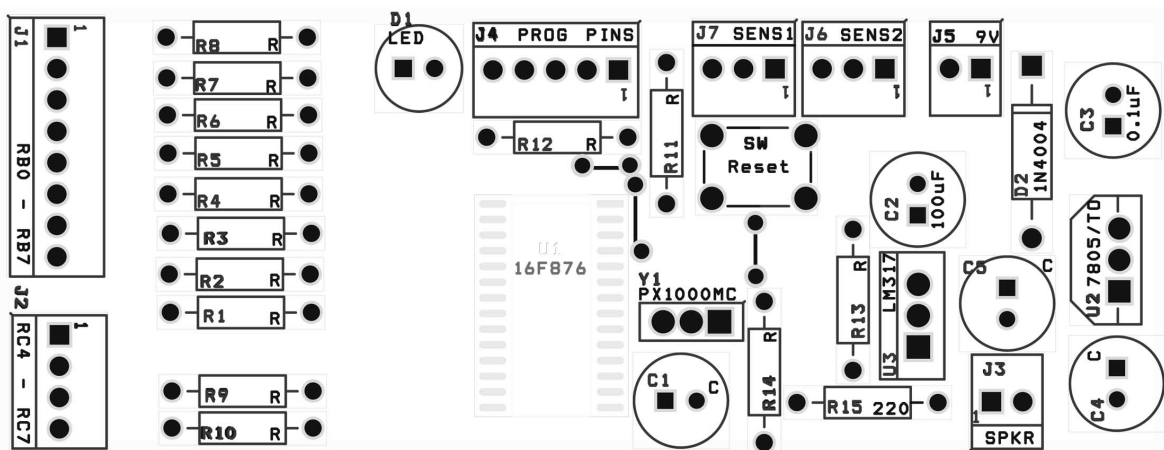
Όταν κύκλωμα που είναι εγκατεστημένο στο breadboard λειτουργεί σύμφωνα με τα προβλεπόμενα, ακολουθεί το στάδιο της προετοιμασίας της κατασκευής της τελικής πλακέτας πυριτίου με το ανάλογο λογισμικό. Πρώτα σχεδιάζεται το θεωρητικό σχεδιάγραμμα για το πως θα είναι συνδεδεμένα τα ηλεκτρονικά υποσυστήματα πάνω στην τελική πλακέτα και ύστερα γίνεται η βελτιστοποίηση των διαδρομών που θα ακολουθήσουν οι συνδεσμολογίες μεταξύ των ηλεκτρονικών εξαρτημάτων.

Ανάλογα με τους στόχους που έχουμε θέσει όσο αναφορά το μέγεθος της τελικής συσκευής, πράττουμε ανάλογα και με το λογισμικό σχεδίασης ηλεκτρονικών κυκλωμάτων. Για παράδειγμα όταν θέλουμε πολύ μικρό μέγεθος της συσκευής μας, χρησιμοποιούμε τα αντίστοιχα ηλεκτρονικά εξαρτήματα σε μορφή SMD(Surface Mount Device) και το αντίστοιχο PCB(Printed Circuit Board) αποτελείται από ένα έως τέσσερα επίπεδα (δύο για τα σήματα κυκλώματος, ένα η γείωση και ένα για την θετική τροφοδοσία). Συνήθως όμως, χρησιμοποιείται η μέθοδος through-hole technology για πρωτότυπες υλοποιήσεις ώστε να επιβεβαιωθεί η ορθή και σταθερή λειτουργία ολόκληρου του

κυκλώματος. Και τούτο διότι, στη through-hole μέθοδο, είναι πολύ εύκολη η αντικατάσταση κάποιου ηλεκτρονικού εξαρτήματος αν χρειαστεί.

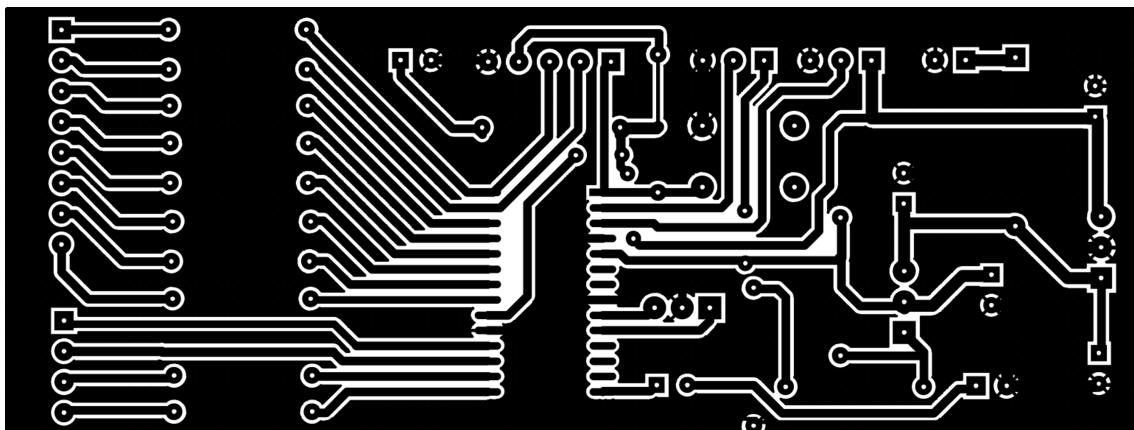


Εικόνα 5.5-1: Η θεωρητική υλοποίηση του βασικού κυκλώματος του πρωτοτύπου στο λογισμικό SPICE.



Εικόνα 5.5-2: Σχεδιασμός ολόκληρου του κυκλώματος με Through-hole μέθοδο. Προαιρετικά αναγράφονται τα χαρακτηριστικά των εξαρτημάτων που θα τοποθετηθούν καθώς και τα σημεία στα οποία θα πρέπει να γίνουν οι τρύπες αφού ολοκληρωθεί και τυπωθεί η επιθυμητή πλακέτα.

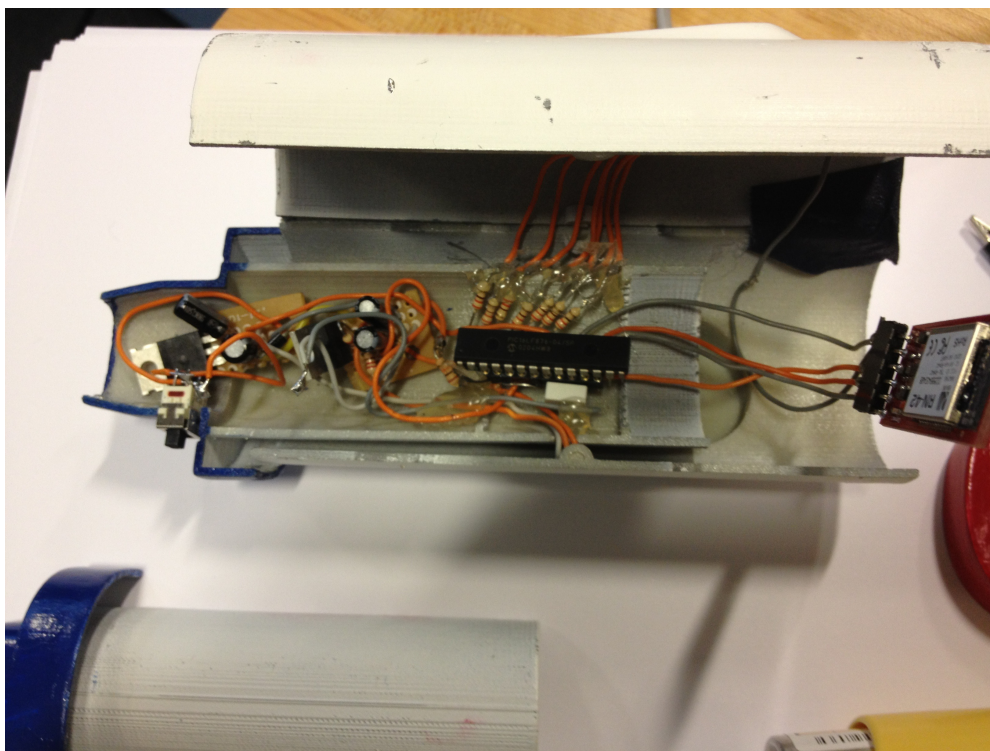
Σημείωση: Μπορούμε να μελετήσουμε το σχεδιάγραμμα ολόκληρου του κυκλώματος της συσκευής στην εικόνα 5.5-Α του παραρτήματος Α.



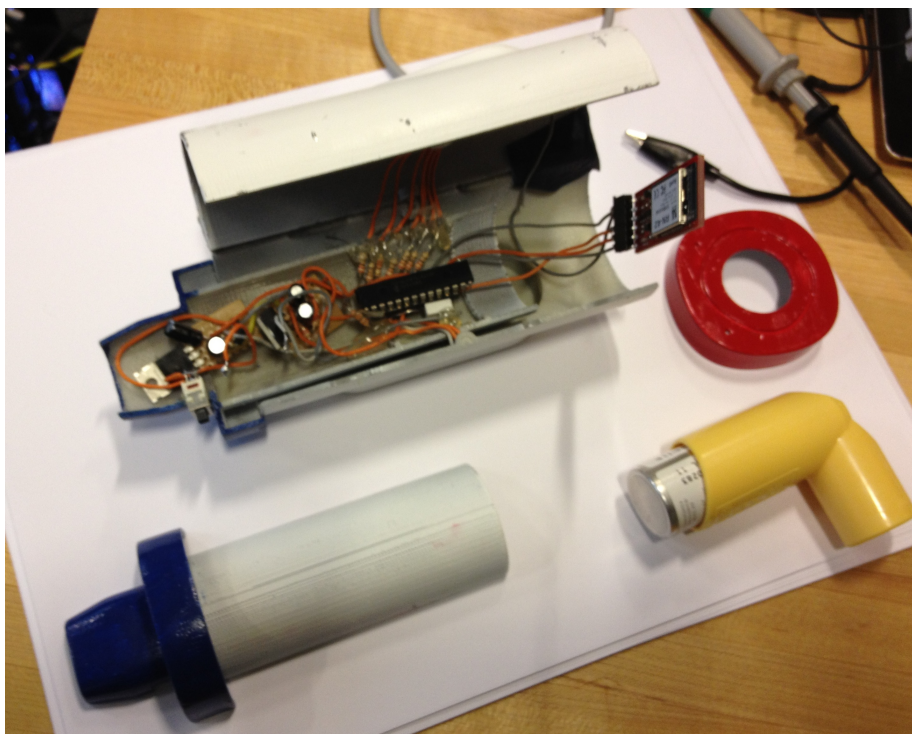
Εικόνα 5.5-3: Σχεδιάγραμμα των πραγματικών διαδρομών από χαλκό που πρόκειται να μείνουν στην κάτωψη της πλακέτας πυριτίου μετά το πέρας της διαδικασίας σμίλευσης της χάλκινης πλακέτας.

5.6 Συναρμολόγηση του προτύπου

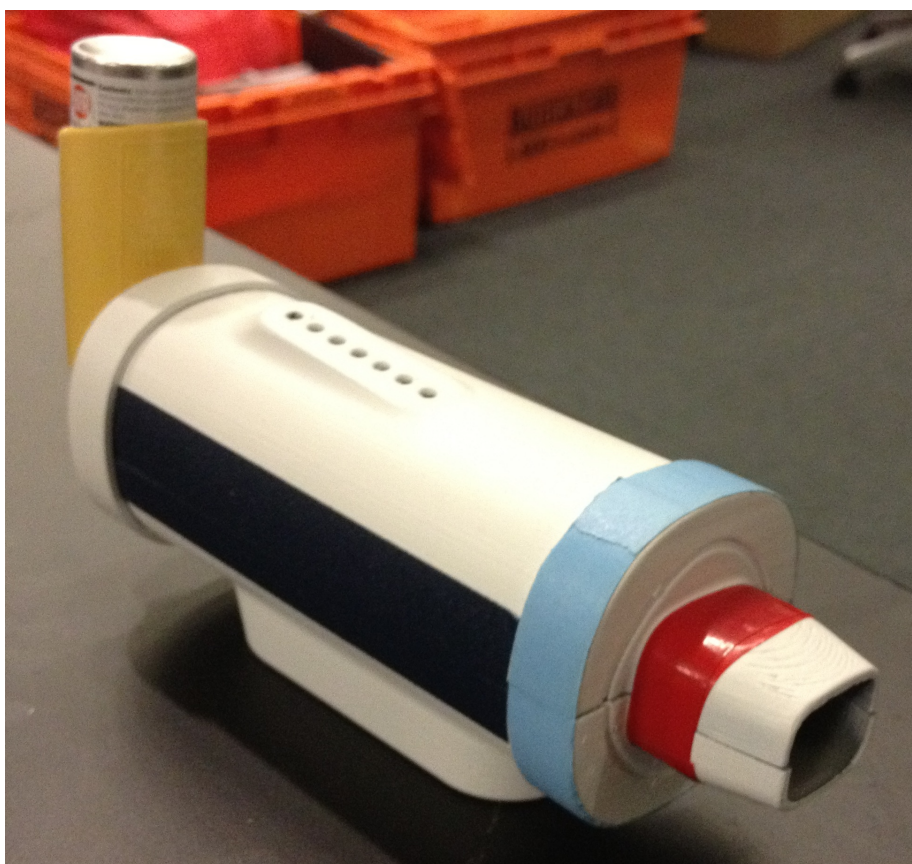
Η διαδικασία της συναρμολόγησης του πρωτοτύπου περιλαμβάνει τη συγκόλληση των ηλεκτρονικών εξαρτημάτων πάνω στο PCB είτε για μικρά κυκλώματα σε διάτρητη πλακέτα πυριτίου. Λόγω έλλειψης χρόνου, κατά τη διάρκεια του διαγωνισμού, η πρωτότυπη συσκευή, συναρμολογήθηκε με τη βοήθεια διάτρητης πλακέτας όπως φαίνεται παρακάτω.



Εικόνα 5.6-1: Το εσωτερικό της πρωτότυπης συσκευής σπιρομέτρησης μετά την προσαρμογή των ζωτικών, για τη λειτουργία σπιρομέτρησης, ηλεκτρονικών εξαρτημάτων. (27/01/2012)



Εικόνα 5.6-2: Το πλαστικό περίβλημα του Chameleon υλοποιήθηκε σε 3D εκτυπωτή, με τέτοιο τρόπο, ώστε να μπορεί να συναρμολογείται και να αποσυναρμολογείται και να υπάρχει εύκολη πρόσβαση στα ηλεκτρονικά του μέρη. (27/01/2012)



Εικόνα 5.6-3: Το Chameleon σπιρόμετρο έτοιμο για παρουσίαση. (27/01/2012)

5.7 Συνολικό κόστος ηλεκτρονικών εξαρτημάτων

Μετά από την συναρμολόγηση της πρωτότυπης συσκευής, είμαστε έτοιμοι να υπολογίσουμε το συνολικό κόστος του πρωτοτύπου που υλοποιήσαμε και το κόστος του ιδανικού πρωτοτύπου όπως θα ήταν η πλήρης μορφή του.

Περιγραφή ηλεκτρονικών και υλικών	Ποσότητα	Κόστος (USD)
Μικροεπεξεργαστής <i>Microchip 16F877</i>	1	2,5
Αισθητήρας ροής αέρα <i>Honeywell HAFBLF0200CAAX</i>	1	90
Αισθητήρας αναγνώρισης χρώματος: <i>Anago ADJD-S311-CR999</i>	1	4,95
LED λαμπτήρες	9	0,09
<i>Piezo-electric Buzzer</i>	1	1
<i>CSR BC417143 Bluetooth 2.0 EDR module</i>	1	8
PCB	1	5
PVC σωλήνας σπιρομέτρησης	1	30
Επαναφορτιζόμενη μπαταρία <i>Li-on 3,7V 2000mAh</i>	1	16,8
USB κύκλωμα επαναφόρτισης	1	9,95
Κύκλωμα κανονικοποίησης τάσης <i>NTE 1904</i>	1	2,4
Λοιπα ηλεκτρονικά (ποκνωτές, αντιστάσεις, PLL)	1	5,6
3D περίβλημα της συσκευής	1	20
<i>ASCEN GMM-U1 GPS module</i>	1	26,4
<i>Microchip 24FC256 EEPROM μνήμη</i>	1	1,95
<i>AT24C32(DS1307) RTC module</i>	1	3,75
	Συνολικό κόστος με βασικά χαρακτηριστικά	196,29
	Συνολικό κόστος με προαιρετικά χαρακτηριστικά	228,39

Πίνακας 5.7-1: Το κόστος του πρωτοτύπου *Chameleon* σε βασική και σε βελτιωμένη έκδοχή δεν μπορεί να ξεπεράσει τα 230 USD, ποσό το οποίο είναι αρκετά χαμηλό και συγκρίσιμο με σύγχρονα σπιρόμετρα που υπάρχουν στο εμπόριο σήμερα.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: ΕΝΑ ΒΕΛΤΙΩΜΕΝΟ ΠΡΩΤΟΤΥΠΟ

Πολλές φορές, όταν θέλουμε να βελτιώσουμε ένα ήδη υπάρχον πρωτότυπο, το στοιχείο εκείνο στο οποίο εστιάζουμε για να καλυτερεύσουμε το προηγούμενο, μας οδηγεί στο να αφήσουμε τα χαρακτηριστικά εκείνα τα οποία δεν έχουν μεγάλη σημασία όσον αφορά τη βελτίωση. Οδηγούμαστε δηλαδή στο επόμενο βήμα για να βελτιώσουμε τα χαρακτηριστικά εκείνα που το προηγούμενο πρωτότυπο μειονεκτεί.

6.1 Μειονεκτήματα του προηγούμενου προτύπου

1) Το Chameleon πρωτότυπο διαθέτει δύο κυκλώματα τροφοδοσίας τα οποία καταναλώνουν αρκετό ρεύμα

Το πρωτότυπο που υλοποιήσαμε έχει το μειονέκτημα ότι καταναλώνει ρεύμα σε δύο κυκλώματα τροφοδοσίας τα οποία αποτελούνται από έναν LM317 και έναν LM7805 voltage regulators. Οπότε οι τάσεις της μπαταρίας η οποία θα πρέπει να τροφοδοτήσει το πρωτότυπο είναι μεγαλύτερες κι από 5 volt που είναι η μέγιστη τάση τροφοδοσίας που ικανοποιεί ολόκληρο το κύκλωμα λειτουργίας του. Έτσι καταναλώνεται επιπλέον ρεύμα στους εξισορροποιητές τάσης ακόμα κι όταν τα υπόλοιπα κυκλώματα δεν χρησιμοποιούνται ή μπαίνουν σε κατάσταση αδράνειας.

2) Διαθέτει πολλά διακριτά ηλεκτρονικά εξαρτήματα

Η χρήση πολλών διακριτών ηλεκτρονικών υποσυστημάτων αυξάνει την πολυπλοκότητα του συστήματος, επιφέρει αύξηση της κατανάλωσης ρεύματος και αύξηση της ανάγκης για διαφορετικές τάσεις λειτουργίας των υποσυστημάτων της όλης συσκευής.

3) Μεγάλο μέγεθος και όγκος

Η ύπαρξη πολλών διακριτών υποσυστημάτων επιβάλλει και αυξημένο μέγεθος στο PCB και συνάμα αύξηση του όγκου ολόκληρης της συσκευής του σπιρομέτρου.

4) Δεν έχουμε τη δυνατότητα επικοινωνίας με «έξυπνες» συσκευές που τρέχουν iOS λειτουργικό σύστημα χωρίς να πληρώσουμε άδεια

Ένα πολύ σημαντικό γεγονός είναι ότι με το υπάρχον Bluetooth module της CSR που χρησιμοποιήσαμε για το πρώτο πρωτότυπο, δεν έχουμε τη δυνατότητα να προβούμε στην ανάπτυξη

εφαρμογής, για λειτουργικό σύστημα iOS της Apple, η οποία να υποστηρίζει το Chameleon σπιρόμετρο που αναπτύξαμε. Θα πρέπει να εγγραφούμε το πρόγραμμα ανάπτυξης Bluetooth περιφερειακών MFi(Made For iPhone) και να καταβάλουμε το ποσό των 20.000 δολαρίων και να προμηθευτούμε ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα της Apple. Επομένως, κανένας που θέλει να αναπτύξει εφαρμογή για iOS για τη συσκευή που υλοποίησε δεν μπορεί να το κάνει αν δεν ανήκει σε κάποια εταιρία, η οποία θα πρέπει να εγγραφεί στο πρόγραμμα MFi και να καταβάλει υψηλό αυτό ποσό για την παροχή της άδειας.

6.2 Τι καινούριο γνωρίζουμε

Όπως αντιλαμβανόμαστε τα κύρια προβλήματα του προηγούμενου πρωτότυπου του Chameleon είναι η σπατάλη ενέργειας, το μέγεθος ολόκληρου του κυκλώματος, η επικοινωνία με Apple έξυπνες συσκευές και η προοπτική ανάπτυξης εφαρμογής για λειτουργικό σύστημα iOS.

Με την εξέλιξη της τεχνολογίας σε θέματα ολοκλήρωσης πλέον δεν είναι ανάγκη να χρησιμοποιούμε ολοκληρωμένα κυκλώματα διαφορετικά για ασύρματη μετάδοση, διαφορετικά για επεξεργασία και διαφορετικά για ψηφιοποίηση αναλογικού σήματος. Η TI(Texas Instruments), γνωστή εταιρίας κατασκευής ολοκληρωμένων κυκλωμάτων γενικού σκοπού, έχει αναπτύξει μια ολοκληρωμένη λύση ασύρματης επικοινωνίας Bluetooth 4.0. Η έκδοση 4.0 είναι ότι πιο σύγχρονο στην ασύρματη επικοινωνία μικρής εμβέλειας ή αλλιώς, προσωπικών δικτύων. Το ολοκληρωμένο κύκλωμα CC2540 είναι η βάση πολλών Bluetooth 4.0 modules που υπάρχουν στην αγορά σήμερα.

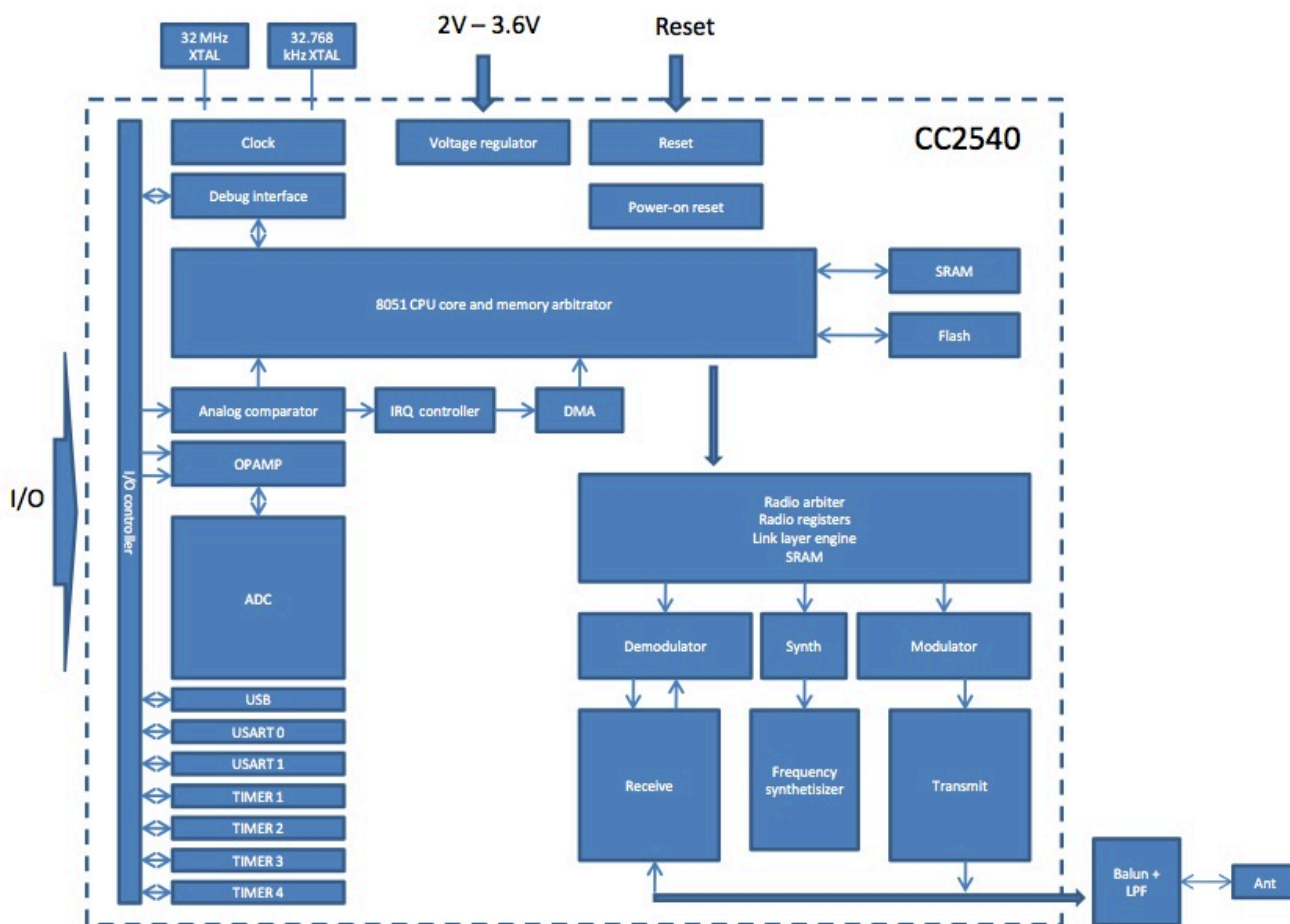


Εικόνα 6.2-1: Texas Instruments CC2540 ολοκληρωμένο τύπου SoC (System on a Chip) το οποίο υποστηρίζει την τέταρτη γενιά του πρωτοκόλλου Bluetooth.

Η Bluegiga είναι μία από αυτές τις εταιρίες που κατασκευάζει Bluetooth λύσεις με chipset της TI. Το Bluegiga BLE112 αποτελεί κορυφαίο υποσύστημα μικροκυματικής ραδιοεπικοινωνίας μέσω Bluetooth 4.0 πρωτοκόλλου. Το νέο πρωτόκολλο Bluetooth 4.0 BLE (Bluetooth Low Energy) είναι αρκετά νέο στην αγορά των φορητών ηλεκτρονικών συσκευών και είναι προσανατολισμένο σε συσκευές που αφορούν την υγεία (π.χ. όργανα γυμναστικής, ασύρματα πιεσόμετρα) και σε

συσκευές μικρού μεγέθους (π.χ. έξυπνα ρολόγια). Αυτό συμβαίνει διότι έχει αναπτυχθεί με γνώμονα την χαμηλή κατανάλωση ενέργειας στην ασύρματη επικοινωνία με πολύ χαμηλή εκπομπή ισχύς για την ασύρματη μετάδοση.

Το Bluegiga BLE112 βασίζεται στο TI CC2540 ολοκληρωμένο το οποίο έχει πολλές δυνατότητες και μπορεί να χρησιμοποιηθεί και αυτόνομα για εφαρμογές με μικρές απαιτήσεις. Το ολοκληρωμένο αυτό ενσωματώνει ψηφιοποιητή αναλογικού σήματος με 8 διαφορετικούς αναλογικούς εισόδους, 2 κανάλια UART/USART, 2 κανάλια SPI, 19 ψηφιακούς εισόδους/εξόδους και ένα κανάλι USB επικοινωνίας. Η κατανάλωσή δεν ξεπερνά τα 27mA και μπορεί να συνδεθεί με παραπάνω από 4 συσκευές ταυτόχρονα, κάτι που το Bluetooth 2.1 EDR δεν είναι δυνατό να κάνει.



Εικόνα 6.2-2: Το block διάγραμμα ροής του CC2540 με τα χαρακτηριστικά του.

6.3 Πως θα αναπτύξουμε νέο πρωτότυπο χωρίς τα μειονεκτήματα του παλαιού

Μελετώντας όλα τα χαρακτηριστικά του νέου αυτού ολοκληρωμένου της TI συμπεραίνουμε απευθείας ότι μπορούμε να λύσουμε τα προβλήματα του πρώτου Chameleon πρωτοτύπου εύκολα. Το Bluegiga BLE112 είναι πρώτα απ' όλα πολύ μικρότερο σε μέγεθος (μήκος 18mm, πλάτος

12mm, ύψος 2,3mm) από ότι το προηγούμενο Bluetooth module που χρησιμοποιήσαμε και μπορούμε να κερδίσουμε σε χώρο σε πρώτη φάση. Επιπροσθέτως, σύμφωνα με τις προδιαγραφές λειτουργίας του μπορούμε πολύ εύκολα να το τροφοδοτήσουμε με μία μπαταρία τύπου coin-cell των 3 volt. Αυτό είναι αρκετά εντυπωσιακό εφόσον θα μπορούμε να αυξήσουμε την αυτονομία της συσκευής μας σε υψηλά επίπεδα σε σχέση με την αυτονομία της προηγούμενης υλοποίησης του Chameleon.



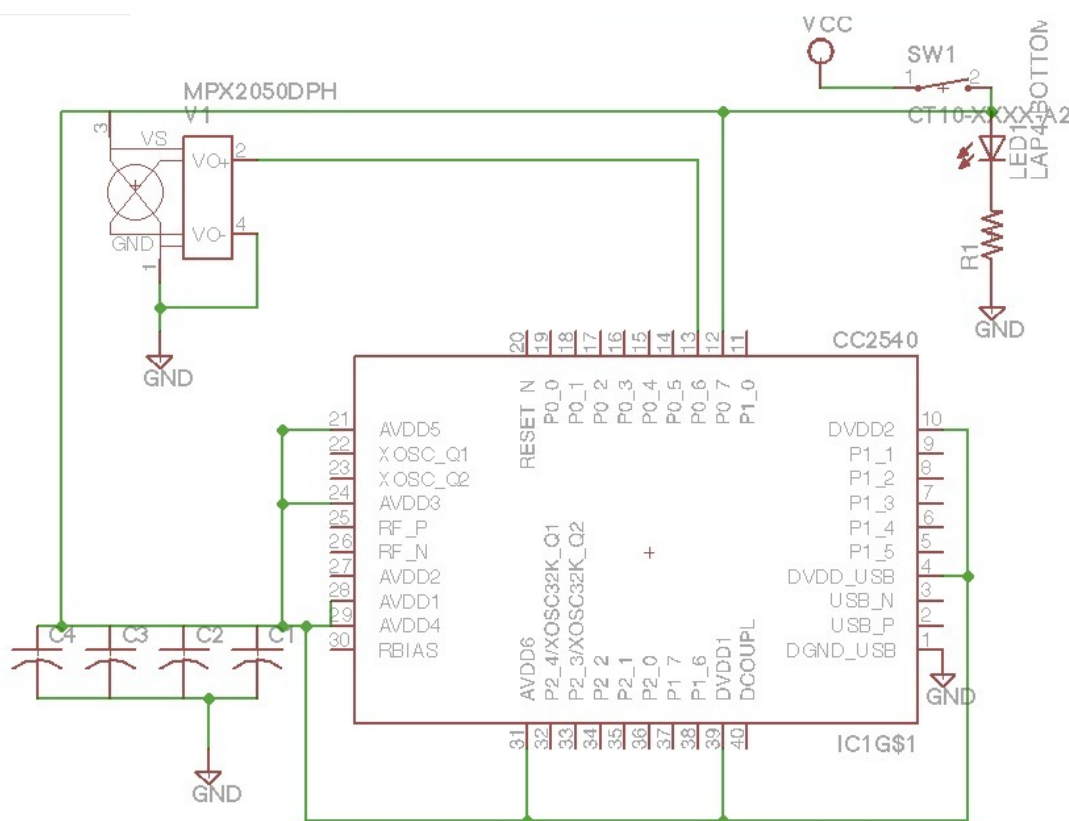
Εικόνα 6.3-1: Bluegiga BLE112 module με μέγεθος συγκρίσιμο με μια μπαταρία ρολογιού coin-cell.

Είναι καλή ιδέα να εκμεταλλευτούμε και τον εσωτερικό ADC (Analog to Digital Converter) μιάς και μας καλύπτει σε εύρος συχνοτήτων δειγματοληψίας. Δεν υπάρχει ανάγκη να χρησιμοποιήσουμε κάποιον δευτερεύον MCU για τη δειγματοληψία του αισθητήρα ροής αέρα. Με αυτόν τον τρόπο μειώνουμε την ανάγκη για επιπλέον ηλεκτρονικά υποσυστήματα και την ανάγκη για τροφοδοσία πολλών εξαρτημάτων. Προφανώς μειώνεται και ανάγκη για πολλά και διαφορετικά κυκλώματα τροφοδοσίας εφόσον μπορούμε όλα τα βασικά εξαρτήματα ενός σπυρομέτρου να τα τροφοδοτήσουμε με μία μπαταρία των 3 volt.

Το τελευταίο και βασικό πρόβλημα που λύνουμε με τη χρήση του BLE112 είναι η δυνατότητα επικοινωνίας με Apple έξυπνες φορητές συσκευές χωρίς την ανάγκη για αδειοδότηση και authentication chip. Δηλαδή μπορούμε να αναπτύξουμε το δικό μας λογισμικό για iOS λειτουργικό σύστημα και να επεκτείνουμε τις δυνατότητες του Chameleon σπυρομέτρου. Αυτό όμως που απαιτείται είναι να αναπτύξουμε και το δικό μας Bluetooth profile το οποίο θα μας παρέχει τις πληροφορίες που θέλουμε στην αντίστοιχη εφαρμογή του iPhone για παράδειγμα.

6.4 Υλοποίηση του νέου πρωτοτύπου

Η υλοποίηση αυτού του πρωτοτύπου περιλαμβάνει την υλοποίηση του κυκλωματικού μέρους και τη συγγραφή κώδικα XML και BGscript ώστε να μεταγλωττίσουμε το πρόγραμμα το οποίο θα αποθηκεύσουμε στη μνήμη του BLE112. Το κύκλωμα υλοποίησης του νέου πρωτοτύπου είναι αρκετά απλό μιάς και το Bluetooth module της Bluegiga αποτελεί SoC και δεν χρειάζεται να υλοποιήσουμε περισσότερα υποσυστήματα για την βασική λειτουργία του σπυρομέτρου. Το παρακάτω διάγραμμα δείχνει το κυκλωματικό μέρος της εφαρμογής μας.



Εικόνα 6.4-1: BLE112 module συνδεδεμένο με τον αισθητήρα ροής αέρα.

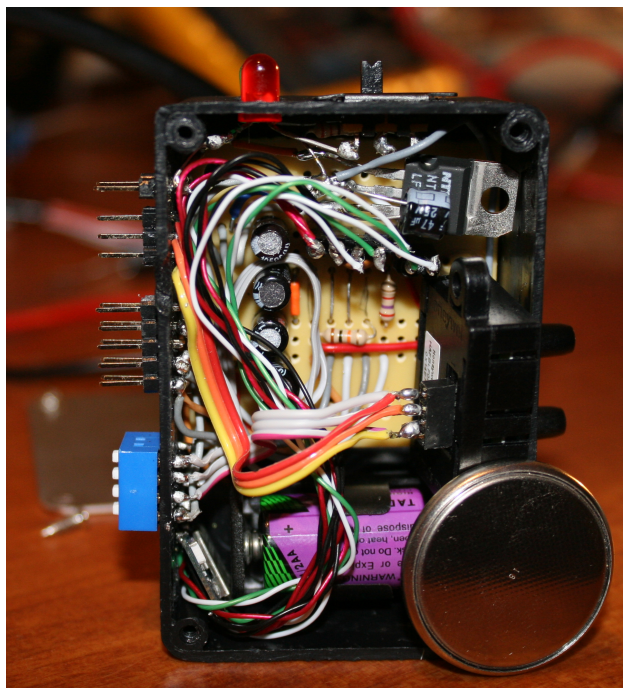
Το BLE112 αποτελεί σε αυτό το πρωτότυπο σπυρομέτρου το βασικότερο ηλεκτρονικό στοιχείο γιατί διαδραματίζει το ρόλο κεντρικού διαχειριστή όλων των υπόλοιπων εξαρτημάτων όπως στην περίπτωση. Τα μόνα ηλεκτρονικά εξαρτήματα σε αυτή την περίπτωση είναι ο αισθητήρας ροής αέρα. Επίσης, για λόγους εργονομίας στο προγραμματισμό του chipset υλοποιήσαμε και το debugging interface στο εξωτερικό της συσκευής, όπως και ένα κύκλωμα τροφοδοσίας από εξωτερική πηγή. Η τελική υλοποίηση του δεύτερου Chameleon πρωτοτύπου φαίνεται στις παρακάτω εικόνες.



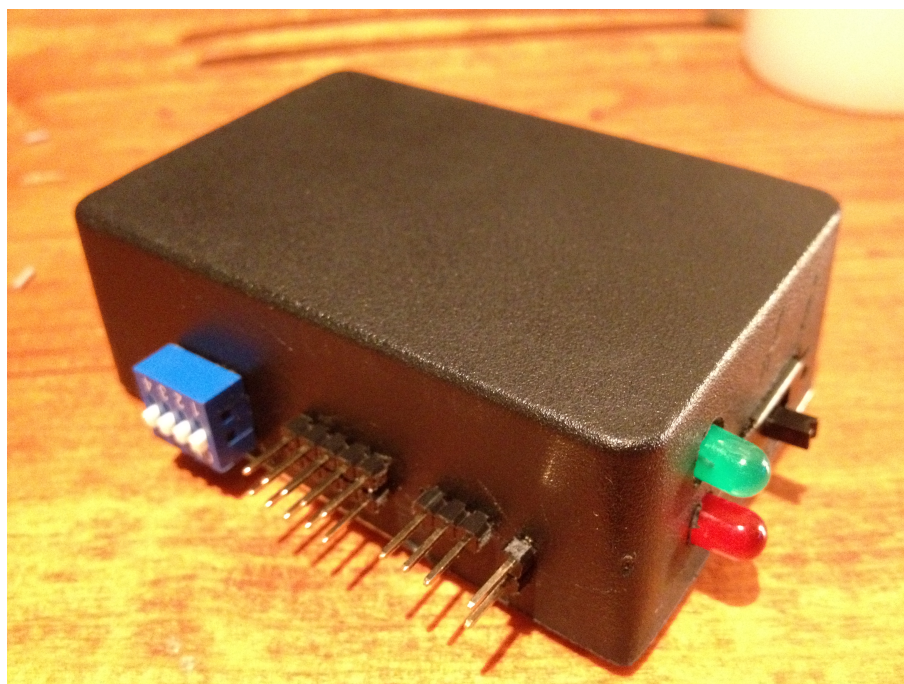
Εικόνα 6.4-2: Το βελτιωμένο, ως προς το μέγεθος και κατανάλωση, νέο πρωτότυπο σπιρόμετρο.



Εικόνα 6.4-3: Ο εξωτερικός σχεδιασμός και η εμφάνιση δεν ήταν ένας από τους στόχους βελτίωσης αυτή τη φορά.



Εικόνα 6.4-4: Η βελτίωση του νέου σπυρομέτρου ως προς το μέγεθος είναι αισθητή.



Εικόνα 6.4-5: Υπάρχουν στα πλαϊνά του τα βασικά interfaces για τη διευκόλυνση κατά τον προγραμματισμό του BLE112.

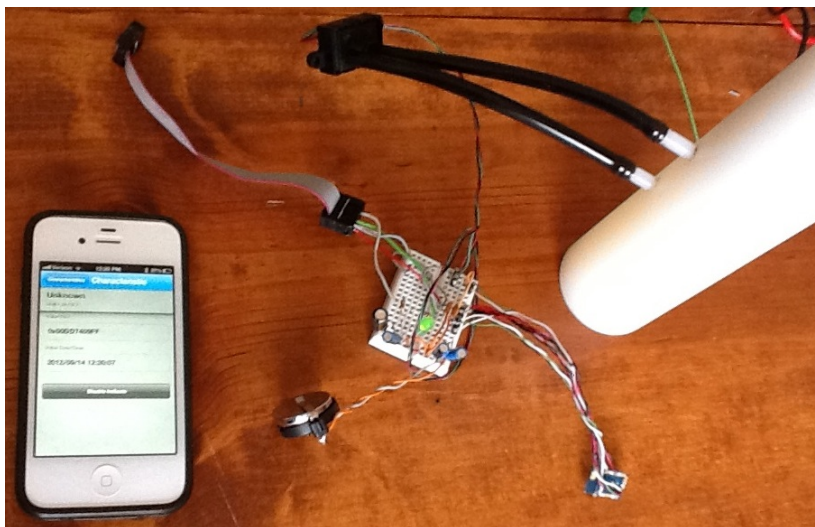
Στο μέρος του προγραμματισμού του CC2540 chipset της TI, το οποίο ελέγχει όλες τις λειτουργίες του BLE112 module, περιλαμβάνεται η συγγραφή κώδικα XML 3 αρχείων και ενός αρχείου BGscript. Το πρώτο αρχείο με όνομα project.xml περιέχει τον κώδικα ο οποίος λέει στον compiler τις Bluegiga ποιά αρχεία και με ποιά σειρά πρέπει να εκτελέσει ώστε να προκύψει στο

τέλος ένα αρχείο .hex το οποίο ύστερα με τη βοήθεια του προγράμματος smarterRF Flash Programmer και του CC Debugger της TI, θα αποθηκευθεί στη μνήμη του CC2540.

Το δεύτερο αρχείο με όνομα hardware.xml περιέχει τον κώδικα που ρυθμίζει βασικές λειτουργίες του BLE112 οι οποίες είναι για παράδειγμα η ρύθμιση των θυρών P0 ως ψηφιακή έξοδος ή είσοδος, η ενεργοποίηση της κατάστασης αδράνειας είτε η ισχύς εκπομπής στην ασύρματη επικοινωνία. Το τρίτο αρχείο gatt.xml περιέχει κώδικα ο οποίος περιγράφει το bluetooth profile που θα φαίνεται τι ακριβώς συσκευή είναι αυτή που εκπέμπει σήμα και περιμένει κάποιος να συνδεθεί. Σε αυτό το αρχείο περιγράφονται τα χαρακτηριστικά της συσκευής που μπορούν να διαβαστούν και να καταχωρηθούν από το χρήστη. Επί παραδείγματι, σε ένα ασύρματο θερμομέτρο το χαρακτηριστικό θερμοκρασία είναι αυτό που μπορεί να διαβάζεται από το συνδεδεμένο κινητό τηλέφωνο και να ανανεώνεται συνεχώς.

Στο BGscript αρχείο με κατάληξη .bgs, περιέχεται όλη η λειτουργικότητα του BLE112. Δηλαδή σε αυτό το αρχείο περιγράφεται ακριβώς η λογική για το τι κάνει η συσκευή. Παραδείγματος χάρη, την τιμή που διαβάζει ο ADC από την αναλογική του είσοδο, φαίνεται πως τη διαχειρίζεται με βάση τον κώδικα που είναι γραμμένος.

Ο κώδικας που συγγράφηκε για την υλοποίηση της βασικής λειτουργίας του σπυρομέτρου για το δεύτερο πρωτότυπο, περιγράφεται στο παράρτημα Β. Περιλαμβάνει όλα τα απαραίτητα στάδια για την ενεργοποίηση του ADC , τον καθορισμό της εισόδου από την οποία θα κάνει τη δειγματοληψία καθώς και άλλες λεπτομέρειες όπως η ανάλυση της δειγματοληψίας.



Εικόνα 6.4-6: Πρώτες δοκιμές στο breadboard και δοκιμή συμβατότητας και αποστολής δεδομένων σε εφαρμογή του iPhone 4s.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ

Η προοπτική της εργασίας αυτής ήταν να ερευνηθεί το θέμα στο πως και με πιο σκεπτικό, μπορούμε να αναπτύξουμε μια ιατρική συσκευή σπιρομέτρησης για ασθενείς-παιδιά με κόστος πολύ χαμηλότερο από αυτό των ήδη εμπορικών προϊόντων χωρίς να στερείται την ακρίβεια και την αξιοπιστία τους. Κατά κύριο λόγο, να μπορέσουμε να μάθουμε ποιοί είναι οι παράγοντες εκείνοι που έχουν σημασία και ποιοί όχι σε μια τέτοια εφαρμογή, ώστε να βρούμε διαφορετικούς τρόπους για να μειώσουμε το κόστος της τελικής συσκευής.

Τελικά, το κόστος διατηρήθηκε ικανοποιητικά σε χαμηλά επίπεδα σε σχέση με τα κόστη των σημερινών ιατρικών σπιρομέτρων και έγιναν προσπάθειες για περαιτέρω βελτίωση ορισμένων σημείων όπως η κατανάλωση ενέργειας, το μέγεθος της συσκευής και η συνεργασία του με iOS έξυπνες συσκευές.

Δεδομένου του χρόνου και του εξοπλισμού που ήταν διαθέσιμος όσο αναφορά το πρώτο πρωτότυπο, οι έντονες προσπάθειες από όλη την ομάδα Asthma Management απέφεραν καρπούς. Η ομάδα του Asthma Management απέσπασε τον τίτλο του καλύτερου project για το διαγωνισμό καινοτομία Health and Wellness Innovation 2012 στο τμήμα του MIT Media Lab στις 27 Ιανουαρίου 2012.

Όσο αναφορά το δεύτερο πρωτότυπο, με βάση τον ελάχιστο εξοπλισμό που ήταν διαθέσιμος, επιτεύχθηκε το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα. Οι στόχοι της βελτίωσης επιτευχθήκαν. Είναι γεγονός ότι σπαταλήθηκε πολύς χρόνος και χρήμα σε reverse engineering και hardware analysis σε προϊόντα της αγοράς. Αγοράστηκαν παρόμοιες συσκευές σπιρομέτρησης και προϊόντα bluetooth Apple certified ώστε να εξασφαλισθεί η επικοινωνία με iPhone συσκευή και με Bluetooth 2.1 EDR όχι μόνο με Bluetooth 4.0 LE.

Έγιναν πολλές προσπάθειες για την κατανόηση και πειραματισμό με κώδικα assembly ο οποίος ανακτήθηκε από μικροεπεξεργαστές που υπήρχαν στο εσωτερικό προϊόντων εμπορίου. Το συμπέρασμα ήταν ότι χρειάζεται αρκετός χρόνος και εξοπλισμός για μπορούν τέτοια εγχειρήματα να αποδώσουν στον επιθυμητό βαθμό.

Τέλος, οι μελλοντικές βλέψεις πέρα από αυτή την εργασία είναι να αναπτυχθεί ένα πρωτότυπο σύμφωνα με τους ιδανικούς στόχους που τέθηκαν αρχικά και ένα λογισμικό το οποίο θα τρέχει iOS συσκευές και θα επεκτείνει τις δυνατότητες του σπυρομέτρου πέρα από τα καθιερωμένα. Το πρωτότυπο αυτό και η εφαρμογή λογισμικού θα πρέπει να υλοποιηθεί με τέτοιο τρόπο ώστε να μπορεί να αποδείξει ότι βρίσκεται ένα βήμα πριν την προτυποποίηση και παραγωγή ώστε να γίνει ένα νέο προϊόν στην αγορά της τηλεματικής.

ΓΛΩΣΣΑΡΙ ΟΡΩΝ

inhaler : είναι μία παθητική συσκευή μέσα στην οποία ο ασθενής τοποθετεί το κορτικοστεροειδές φάρμακο και ύστερα το εισπνέει. Οι *inhalers* είναι σχεδιασμένοι ώστε με κάθε πάτημα να απελευθερώνει συγκεκριμένη ποσότητα του φαρμάκου.

spacer: ένα άδειο δοχείο το οποίο το χρησιμοποιούν οι ασθενείς με άσθμα μαζί με τον *inhaler* για να μειώσουν την πίεση του φαρμάκου που εισέρχεται στους πνεύμονές τους.

preventer: είναι ο *inhaler* χρώματος κόκκινο και περιέχει το κορτικοστεροειδές για καθημερινή χρήση.

reliever: είναι ο *inhaler* χρώματος μπλε και περιέχει το κορτικοστεροειδές για έκτακτο περιστατικό.

smartphone: γνωστό ως έξυπνη συσκευή, κινητό τηλέφωνο με λειτουργίες διαδικτύου.

VC : *Vital Capacity*, ιατρικό χαρακτηριστικό απαραίτητο στη διαδικασία της σπιρομέτρησης.

FVC: *Forced Vital Capacity*, ιατρικό χαρακτηριστικό απαραίτητο στη διαδικασία της σπιρομέτρησης.

FEVt: *Forced Expiratory Volume*, ιατρικό χαρακτηριστικό απαραίτητο στη διαδικασία της σπιρομέτρησης.

FEF_x: *Forced Expiratory Flow* , ιατρικό χαρακτηριστικό απαραίτητο στη διαδικασία της σπιρομέτρησης, ιατρικό χαρακτηριστικό απαραίτητο στη διαδικασία της σπιρομέτρησης.

MVV: *Maximal Voluntary Ventilation*, ιατρικό χαρακτηριστικό απαραίτητο στη διαδικασία της σπιρομέτρησης.

PEF: *Peak Expiratory Flow*, ιατρικό χαρακτηριστικό απαραίτητο στη διαδικασία της σπιρομέτρησης.

PEFR: *Peak Expiratory Flow Rate*, ιατρικό χαρακτηριστικό απαραίτητο στη διαδικασία της σπιρομέτρησης.

FIF_x: *Forced Inspiratory Flow* στο x ποσοστό επί της εκατό, ιατρικό χαρακτηριστικό απαραίτητο στη διαδικασία της σπιρομέτρησης.

Peak Flow Meter : συσκευή μέτρησης του ανώτερου επιπέδου ταχύτητας της ροής αέρα.

Air Flow Rate: ταχύτητα Ροής Αέρα.

Air Volume: όγκος αέρα.

Whole body plethysmograph: σπιρόμετρο το οποίο βρίσκεται σε μικρό κλειστό θάλαμο στο οποίο επικρατούν ελεγχόμενες συνθήκες.

Pneumotachometer: πνευμοταχόμετρο, ένα άλλο είδος σπιρομέτρησης, το οποίο δεν αφορά μόνο το άσθμα.

Electronic spirometer: ηλεκτρονικό σπιρόμετρο, συνήθως έτσι χαρακτηρίζονται τα φορητά ψηφιακά σπιρόμετρα με αισθητήρα ροής αέρα.

Incentive spirometer: είναι ένα είδος σπιρομέτρου το οποίο χρησιμοποιείται εκτός από τη μέτρηση της δυνατότητας της εκπνοής ενός ασθενή, αλλά περισσότερο για εξάσκηση των πνευμόνων και της αναπνοής μετά από κάποια συγκεκριμένη εγχείρηση.

MEMS: *Microelectromechanical systems*, μηχανολογικές διατάξεις σε κλίμακα μικρόμετρων και ελέγχονται ή ελέγχουν ηλεκτρικά χαρακτηριστικά.

ATS: *American Thoracic Society*, οργανισμός προτυποποίησης σε θέματα που αφορούν το αναπνευστικό σύστημα και ότι άλλο αφορά τη θωρακική χώρα.

Bluetooth module: ολοκληρωμένο ηλεκτρονικό υποσύστημα που επικοινωνεί μέσω *Bluetooth*.
Bluetooth 4.0 LE :*Bluetooth Low Energy*

PC: *Personal Computer*

LED: *Light Emitted Diode*

GPS: *Global Position System*, σύστημα εντοπισμού γεωγραφικής θέσης με τη βοήθεια δορυφορικού συστήματος.

RTC: *Real Time Clock*, ηλεκτρονικό σύστημα με το οποίο αποθηκεύεται και μετράται η ώρα σε οποιαδήποτε ηλεκτρονική συσκευή που έχει χαρακτηριστικό χρονικής υπενθύμισης.

piezoelectric Buzzer: πιεζο-ηλεκτρικό ηχείο.

USD: *United States Dollar*

I2C: *Inter-Integrated Circuit* , σειριακό πρωτόκολλο επικοινωνίας μεταξύ ηλεκτρονικών υποσυστημάτων

SoC: *System on a Chip*, μικρά ηλεκτρονικά υποσυστήματα ολοκληρωμένα σε ένα και μόνο ολοκληρωμένο κύκλωμα.

UART: *Universal asynchronous receiver/transmitter*, ασύγχρονο σειριακό πρωτόκολλο επικοινωνίας μεταξύ ηλεκτρονικών υποσυστημάτων.

EDR: *Enhanced Data Rate*

AT : *Attention Commands*, σύστημα εντολών για τον προγραμματισμό ηλεκτρονικών υποσυστημάτων που αφορούν ασύρματες τεχνολογίες επικοινωνίας (π.χ. *GPRS module*, *GPS module* και *Bluetooth module*).

NVM: *Non-volatile Memory* είδος μνήμης που δε χρειάζεται ηλεκτρική τάση για να διατηρήσει αποθηκευμένα τα δεδομένα της.

EEPROM: *Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory*, είδος μνήμης που διαγράφεται μόνο με ηλεκτρονικό τρόπο.

uCU - MCU : *Micro Controller Unit*

breadboard: δοκιμαστική πλακέτα

SMD: *Surface Mount Device*

PCB: *Printed Circuit Board*

through-hole technology: είναι η μέθοδος κατασκευής τυπωμένων πλακετών πυριτίου ενός επιπέδου.

MFi: *Made For iPhone*, πρόγραμμα αδειοδότησης της *Apple Inc.* για την ανάπτυξη ηλεκτρονικών περιφερειακών για *iPhone*, *iPod* και *iPad*.

SPI: *Serial Peripheral Interface*, σειριακό πρωτόκολλο επικοινωνίας μεταξύ ηλεκτρονικών υποσυστημάτων.

ADC: *Analog to Digital Converter* ή ψηφιοποιητής, μετατρέπει το αναλογικό ηλεκτρικό σήμα σε ψηφιακό.

XML: *Extensible Markup Language*

BGscript: scripting γλώσσα προγραμματισμού της *BlueGiga*.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. "*Open source, low-cost spirometer*", Tong BME Research and Development Award Summer, 2009, Jeremy Glynn and Andrew Dias, Professor Mitch Tyler, David Van Sickle, PhD
2. "*Standardization of Spirometry*", American Thoracic Society, MEDICAL SECTION .OF THE AMERICAN LUNG ASSKINATION,1994 Update
3. "*Low-Cost Spirometer*", BME 301, University of Wisconsin - Madison May 8, 2009, Jeremy Glynn – Team Leader Jeremy Schaefer – Communicator Andrew Bremer – BSAC Andrew Dias – BWIG, David Van Sickle, PhD, Dept. of Population Health Sciences, Prof. Mitchell Tyler., Dept. of Biomedical Engineering
4. "*PROTOTYPE DEVELOPMENT OF DIGITAL SPIROMETER*", Chii-Wann Lin, Di-Ho Wang, Hao-Chien Wang, Huey-Dong Wu, Center for Biomedical Engineering, College of Medicine, National Taiwan University, Taipei, St. John's & St. Mary's Institute Technology, Dept. of Electronics Engineering, Taipei, Dept. of Internal Medicine, University Hospital of National Taiwan University, E-mail: cwlin@cbme.mc.ntu.edu.tw
5. "*Guideline for Office Spirometry in Adults*", 2004, South African Thoracic Society Standards of Spirometry Committee: E M van Schalkwyk, C Schultz, J R Joubert, N W White
6. "*Pulmonary Function Measurement Using Flow Time Monitor*", Joalin P-K L h V ,Warren J., Warwick', co-author:Leland G. Hamen', DepartmentofPediatrics', BiomedicalEngineeringInstitute", University of Minnesota, Box 368 Mayo, 420 Delaware St SE, Mirneapolis, Minnesota 55455, USA joalin5i.maroon.tc.umn.eduand wrwi00 1E,,tc.umn.edu
7. "*Reduced Package Size for Medical Flow Sensor*", R. W. Gehman, M. G. Murray, and J. W. Speldrich Honeywell, Freeport, IL 61032, Previously Presented at the IMAPS Technical Symposium May 3, 2000
8. <http://www.engr.wisc.edu/bme/bme-tong-awards.html>, 11/08/2012
9. http://homepages.cae.wisc.edu/~bme300/spirometer_s09/, 16/09/2012
10. <http://dlmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Sensors/LightImaging/datasheetCR999.pdf>, 20/07/2012

11. <http://www.sparkfun.com/datasheets/IC/24LC256.pdf>, 14/09/2012
12. http://www.medicinenet.com/asthma/page2.htm#what_is_asthma, 1/09/2012
13. <http://www.phoenixcontrols.com/solutions-healthcare-spaces.htm>, 23/08/2012
14. <http://www.lung.org/lung-disease/asthma/learning-more-about-asthma/symptoms-diagnosis-and-treatment.html>, 7/07/2012
15. <http://www.epa.gov/asthma/school-based.html> 08/09/2012
16. <http://www.cdc.gov/niosh/docs/2012-116/pdfs/2012-116.pdf>, 09/06/2012

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α

1. Ακολουθεί ο κώδικας C του αρχείου `spirometer.c` και `MicroC` είναι ο compiler που τον υποστηρίζει.

```
unsigned int rawdata , i;
unsigned long percentage ;
unsigned short digit, digit1 , digit10 ,digit100 ;
unsigned short mask1(unsigned short num);

unsigned int voltage , value, airflow;

unsigned ADC_Read(unsigned short channel);

unsigned int current_duty1;

void Tone1() {
    Sound_Play(659, 50);    // Frequency = 659Hz, duration = 250ms
}

void Tone2() {
    Sound_Play(698, 50);    // Frequency = 698Hz, duration = 250ms
}

void Tone3() {
    Sound_Play(784, 50);    // Frequency = 784Hz, duration = 250ms
}

void Tone4() {              // Tone A
    Sound_Play(880, 50);
}

void Tone5() {              // Tone C
    Sound_Play(1046, 50);
}

void Tone6() {              // Tone E
    Sound_Play(1318, 50);
}

void Tone7() {              // Tone A
    Sound_Play(1450, 50);
}

void Tone8() {              // Tone C
    Sound_Play(1570, 50);
}

void Tone9() {              // Tone E
    Sound_Play(1600, 50);
}

void main() {

    ADCON0 = 0b10000101;
    ADCON1 = 0b10001101;
    TRISA = 0xFF;
    TRISB =0;
    TRISC = 0b10000000;
```

```

UART1_Init(9600);           // Initialize UART module at 9600 bps
Delay_ms(100);             // Wait for UART module to stabilize

Sound_Init(&PORTC, 3);
//Sound_Play(880, 1000);

while (1) {

    rawdata = ADC_Read(0); // Get 10-bit results of AD conversion
    voltage=(((rawdata)/1023.0)*5*1000); //Voltage is in mV
    percentage = (voltage-2000)/5; // percentage flow value

    digit = percentage % 10u;
    digit1 = mask1(digit);
    digit = (char)(percentage / 10u) % 10u;
    digit10 = mask1(digit);

    GO_DONE_bit = 0 ;

    if (percentage >= 30) {

        UART1_Write(10);
        UART1_Write(13);
        UART1_Write_Text(" you blow ");
        UART1_Write(digit1);
        UART1_Write(digit10);

        UART1_Write_Text("%");

        PORTB=0b10000000;

        if ((percentage >= 35) && (percentage < 40)) {

            PORTB=0b11000000;
            Tone1();
        }
        else if ((percentage >= 50) && (percentage < 60)) {

            PORTB=0b11100000;
            Tone2();
        }
        else if ((percentage >= 60) && (percentage < 70)) {

            PORTB=0b11110000;
            Tone3();
        }
        else if ((percentage >= 70) && (percentage < 80)) {

            PORTB=0b11111000;
            Tone4();
        }
        else if ((percentage >= 80) && (percentage < 90)) {
            PORTB=0b11111100;
            Tone5();
        }
        else if ((percentage >= 90) && (percentage < 100)) {

            PORTB=0b11111110;
            Tone6();
        }

    }
    Delay_ms(150);
    GO_DONE_bit = 1 ;
}
}

```


2. Ακολουθεί ο κώδικας C του αρχείου mask1.c και MicroC είναι ο compiler που τον υποστηρίζει.

```
unsigned short mask1(unsigned short num) {
```

```
switch (num) {
```

```
case 0 : return 48;
```

```
case 1 : return 49;
```

```
case 2 : return 50;
```

```
case 3 : return 51;
```

```
case 4 : return 52;
```

```
case 5 : return 53;
```

```
case 6 : return 54;
```

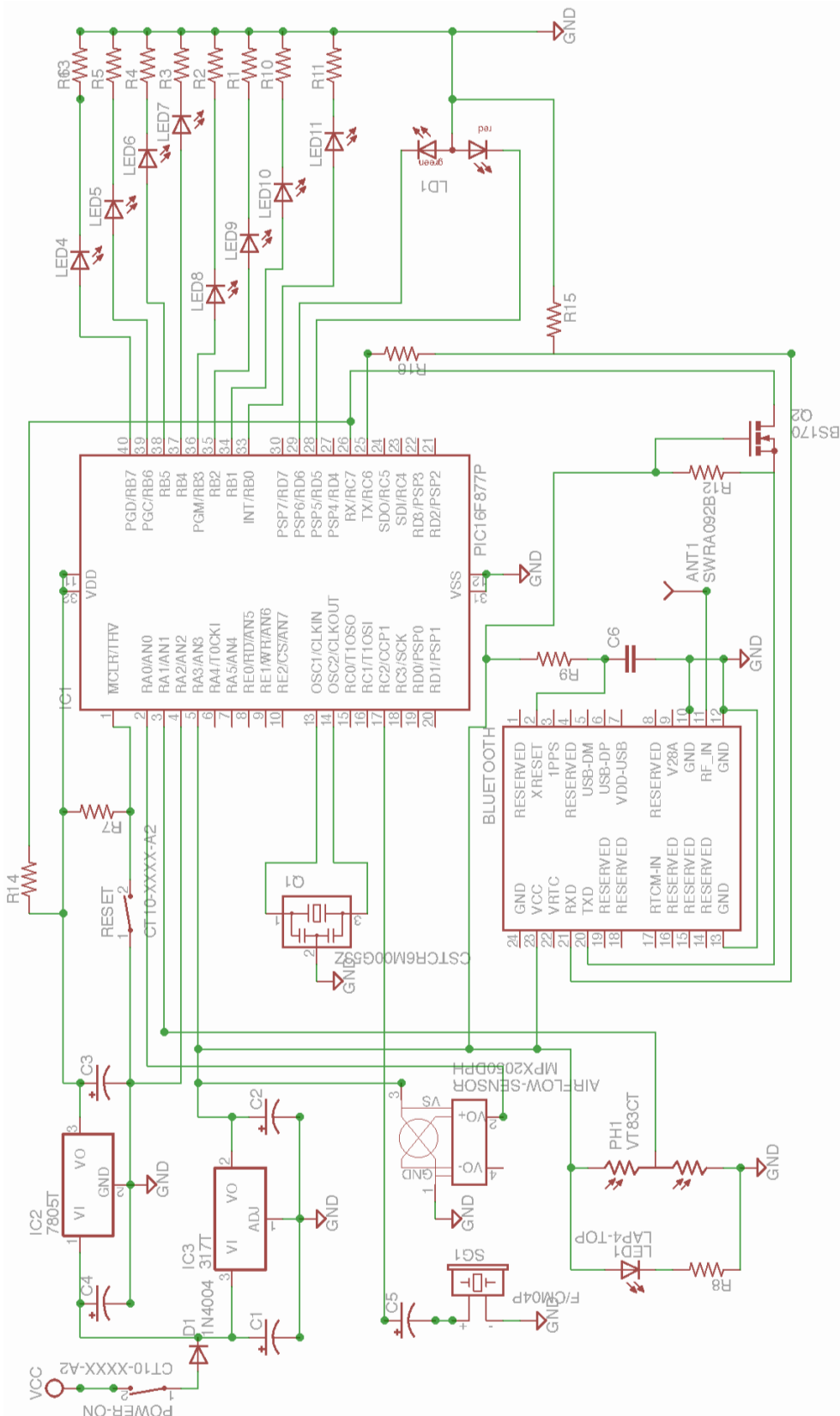
```
case 7 : return 55;
```

```
case 8 : return 56;
```

```
case 9 : return 57;
```

```
}
```

```
}
```



Εικόνα 5.5-Α: Σχεδιάγραμμα όλων των ηλεκτρονικών του πρωτοτύπου

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β

1. Κώδικας XML του αρχείου project.xml υποστηρίζεται από τον BG compiler

```
<?xml version="1.0" encoding="UTF-8" ?>
<project>
<gatt in="gatt.xml"/>
<hardware in="hardware.xml"/>
<script in="spiro.bgs"/>
<image out="Firmware.hex"/>
</project>
```

2. Κώδικας XML του αρχείου hardware.xml υποστηρίζεται από τον BG compiler

```
<?xml version="1.0" encoding="UTF-8" ?>
<hardware>
  <sleeposc enable="true" ppm="30" />
  <slow_clock enable="true"/>
  <sleep enable="false"/>
  <script enable="true"/>
  <txpower power="15" bias="5"/>
  <usb enable="false" />
</hardware>
```

3. Κώδικας XML του αρχείου gatt.xml υποστηρίζεται από τον BG compiler

```
<?xml version="1.0" encoding="UTF-8" ?>
<configuration>
<service uuid="1800">
<description>Generic Access Profile</description>
<characteristic uuid="2a00">
<properties read="true" const="true"></properties>
<value>Modifas Spirometer</value>
<description>Bluetooth Low Energy Spirometer</description>
</characteristic>

<characteristic uuid="2a01">
<properties read="true" const="true"/>
```

```
<description>generic airflow pressure appearance</description>
<value type="hex">4142</value>
</characteristic>
</service>
```

```
<service type="primary" uuid="180A" id="manufacturer" >
<description>manufacturer info</description>
<characteristic uuid="2A25">
<description>Serial number</description>
<properties read="true" const="true"/>
<value type="hex">110780c0ffeef0ad</value>
</characteristic>
```

```
<characteristic uuid="2A24">
<description>Modelnumber</description>
<properties read="true" const="true"/>
<value>SP876v1</value>
</characteristic>
```

```
<characteristic uuid="2A29">
<description>Manufacturer Name </description>
<properties read="true" const="true"/>
<value>Modifas Engineering</value>
</characteristic>
</service>
```

```
<service uuid=" F9266FD7EF074500DEB6BD74F13620F9">
<description>BLE shield</description>
<characteristic uuid="38117F3C-28AB4718AB95172B363F2AE0">
<description>Low Energy Spirometer</description>
<properties read="true" const="true"></properties>
<value>Modifometer</value>
</characteristic>
</service>
```

```
<service uuid="180f">
<description>Battery life service</description>
<include id="manufacturer"/>
<characteristic uuid="21E1" id="xgatt_battery_level">
<description>battery level</description>
```

```
<properties read="true" notify="true"/>
<value length="2" type="hex">4345</value>
</characteristic>
</service>

<service uuid="11E2">
<description>Air Flow service</description>
<include id="manufacturer"/>
<characteristic uuid="11E0" id="xgatt_airflow_level">
<description>Air Flow measurement</description>
<properties indicate="true"/>
<value type="hex">0000000000</value>
</characteristic>
</service>

</configuration>
```

4. Κώδικας BGscript του αρχείου spiro.bgs υποστηρίζεται από τον BG compiler

```
dim tmp(10)
dim airflow
dim airflow1
dim offset

event system_boot(major ,minor ,patch ,build ,ll_version ,protocol_version ,hw)
    call gap_set_mode(2,2)
    call sm_set_bondable_mode(1)
    call hardware_set_soft_timer(32000,0,0)
end

event hardware_soft_timer(handle)
    #first read battery level
    call hardware_adc_read(6,1,1)
end

event hardware_adc_result(input,value)
    #battery level reading received, store to gatt and read potentiometer level
```

```
if input = 6 then

    airflow1=value/16
    airflow=303*airflow1 - 500
    tmp(0:1)=0
    tmp(1:4)=float(airflow, -1)
    call attributes_write(xgatt_airflow_level,0,5,tmp(0:5))
end if
end

event connection_disconnected(handle,result)
    call gap_set_mode(gap_general_discoverable,gap_undirected_connectable)
end
```