



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ

«Προηγμένα Συστήματα και Μέθοδοι στη Βιοϊατρική Τεχνολογία»

ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΥΠΟΣΤΗΡΙΞΗΣ ΑΝΑΠΝΟΗΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ARDUINO

ΣΤΥΛΙΑΝΟΣ ΜΑΡΟΥΛΗΣ

Αριθμός Μητρώου: **1907**

Επιβλέπων Καθηγητής

ΠΑΝΤΕΛΗΣ ΑΣΒΕΣΤΑΣ, ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

Αθήνα 26/09/2022

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

ΑΣΒΕΣΤΑΣ ΠΑΝΤΕΛΕΗΜΩΝ

ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

ΓΚΛΩΤΣΟΣ ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ

ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

ΚΩΣΤΟΠΟΥΛΟΣ ΣΥΠΡΙΔΩΝ

ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο υπογράφων **ΣΤΥΛΙΑΝΟΣ ΜΑΡΟΥΛΗΣ** του **ΓΕΡΑΣΙΜΟΥ**, με αριθμό μητρώου **1907** φοιτητής του Τμήματος **ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ** της Σχολής **ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ** του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

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

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

Ημερομηνία

26/9/2022

Ο Δηλών



Περίληψη

Ο χώρος της ιατρικής εξελίσσεται και αναπτύσσεται ραγδαία από τα παλαιά χρόνια έως και σήμερα. Ο λόγος της ανάπτυξης αυτής είναι η ανάγκη των νοσοκομείων να καλύψουν τις απαιτήσεις της υγειονομικής ζήτησης.

Ένα σύγχρονο νοσοκομείο αποτελείται από πολλά τμήματα και πολλές ειδικότητες. Πλέον, η ιατρική περίθαλψη έχει «ψηφιοποιηθεί» με τέτοιο τρόπο που κάθε υπόθεση ασθενούς μπορεί να αξιολογηθεί και έπειτα να σταλεί στο σωστό τμήμα για την αποκατάσταση της υγείας του. Σε ένα νοσοκομείο, οι ιατρικές διαδικασίες που μπορούν να εφαρμοστούν για την αποκατάσταση αυτή μπορεί να είναι είτε απλές (απλή εξέταση, χορήγηση φαρμάκων κ.α.) όπως και πιο σημαντικές (Χειρουργεία, Μονάδες Εντατικής Θεραπείας, Μονάδες Αυξημένης Φροντίδας, κ.α.). Στις σημαντικές αυτές περιπτώσεις, είναι απαραίτητο να υπάρχει ένα σύνολο μηχανημάτων υποστήριξης του ασθενή οι οποίες επιβάλλεται να είναι σε άριστη κατάσταση και έτοιμοι να εφαρμοστούν άμεσα και αποτελεσματικά. Ένα πολύ βασικό μηχάνημα το οποίο αποτελεί την «καρδιά» του εξοπλισμού αυτού, είναι ο αναπνευστήρας.

Ο αναπνευστήρας είναι ένα μηχάνημα το οποίο είναι φτιαγμένο με τέτοιο τρόπο ώστε να μπορεί να συνδυάσει ιατρικό αέρα και καθαρό οξυγόνο με τέτοιο τρόπο ώστε να υποστηρίξει έναν ασθενή σε περίπτωση που αδυνατεί να αναπνεύσει από μόνος του. Αυτό μπορεί να συμβεί σε ασθενή ο οποίος έχει δεχθεί μέθη για την πραγματοποίηση ενός χειρουργείου, ασθενής με αναπνευστικά προβλήματα, ασθενής με πρόβλημα στις κυψελίδες των πνευμόνων του κ.ο.κ. . Κάθε αναπνευστήρας μπορεί να κάνει μία πληθώρα λειτουργιών για την επίτευξη του σκοπού του. Συγκεκριμένα, ένας αναπνευστήρας μπορεί να ελέγξει τον ρυθμό αναπνοών (Respiratory Rate – RR), τον όγκο εισπνοής (Tidal Volume – V_T), την υποστήριξη πίεσης (Pressure Support), τον υπολειπόμενο αέρα κατά την εκπνοή (PEEP) και άλλες λειτουργίες. Ο συνδυασμός τους κατά την εφαρμογή σε ασθενή, βοηθάει στην στήριξη της αναπνευστικής διαδικασίας για την διατήρηση του ασθενή εν ζωή.

Ο στόχος αυτής της διπλωματικής εργασίας είναι η κατασκευή εξ ολοκλήρου ενός αναπνευστήρα με συγκεκριμένες βασικές δυνατότητες στήριξης ενός ασθενή με τον συνδυασμό μίας Αμπού, ηλεκτρονικών - μηχανικών μερών, μίας βασικής πλακέτας Arduino Uno και απλά δομικά υλικά.

Λέξεις κλειδιά: Arduino UNO , Τεχνητός Αναπνευστήρας , Ambu

Abstract

The field of medicine is evolving and developing rapidly from ancient times until today. The reason for this development is the need for hospitals to meet the demands of healthcare demand.

A modern hospital consists of many departments and many specialties. Now, medical care has been "digitalized" in such a way that each patient case can be assessed and then sent to the right department for rehabilitation. In a hospital, the medical procedures that can be applied for this rehabilitation can be simple (simple examination, administration of drugs, etc.) as well as more important (Surgeries, Intensive Care Units, Advanced Care Units, etc.). Each ventilator can perform a multitude of functions to achieve its purpose. Specifically, a ventilator can control Respiratory Rate (RR), Tidal Volume (VT), Pressure Support, Expiratory Remaining Air (PEEP) and other functions. Their combination when applied to a patient helps to support the respiratory process to keep the patient alive.

A ventilator is a machine that is made in such a way that it can combine medical air and pure oxygen in such a way as to support a patient in case he is unable to breathe on his own. This can happen to a patient who has been intoxicated for a surgery, a patient with breathing problems, a patient with a problem with the alveoli of the lungs, and so on. Each ventilator can perform a multitude of functions to achieve its purpose. Specifically, a ventilator can control Respiratory Rate (RR), Tidal Volume (VT), Pressure Support, Expiratory Remaining Air (PEEP) and other functions. Their combination when applied to a patient helps to support the respiratory process to keep the patient alive.

The aim of this thesis is to build a ventilator with specific basic capabilities to support a patient entirely by combining an Abu, electronic - mechanical parts, an Arduino Uno basic board and simple building materials.

Keywords: Arduino UNO , Homemade Ventilator , Ambu

Ευχαριστίες:

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τους καθηγητές του μεταπτυχιακού τμήματος που συνετέλεσαν στην βελτίωση της ακαδημαϊκής μου γνώσης και ειδικότερα τον κ. Ασβεστά για την διευθέτηση της διπλωματικής εργασίας καθώς και για την τάχιστα ανταπόκριση του.

Πίνακας περιεχομένων

| | |
|--|----|
| Περίληψη..... | 4 |
| Abstract | 5 |
| 1. Θεωρητικό μέρος – Μέρος Α’ | 10 |
| 1.1 Ιστορική αναδρομή | 10 |
| 1.2 Ανθρώπινη ανατομία και εξήγηση αναπνοής..... | 14 |
| 1.3 Συστήματα αναπνευστήρων σήμερα | 17 |
| 1.4 Λειτουργίες αναπνευστήρων | 20 |
| 1.4.1 Κορεσμός οξυγόνου (FiO ₂)..... | 20 |
| 1.4.2. Μέγιστος και συνολικός αναπνεόμενος όγκος..... | 21 |
| 1.4.3. Αναπνευστικός ρυθμός | 22 |
| 1.4.4. Ροή αέρα και χρόνος εισπνοής – εκπνοής | 22 |
| 1.4.5. PEEP/CPAP | 24 |
| 1.4.6. P _{limit} – Όριο πίεσης | 24 |
| 1.4.7 P _{SUPPORT} – Υποστηρικτική Πίεση..... | 25 |
| 1.5 Ασφαλιστικές παράμετροι αναπνευστήρα | 28 |
| 1.6 Βασική αρχή αναπνευστήρων..... | 30 |
| 1.7 Χειροκίνητος προληπτικός αναπνευστήρας - Ambu..... | 38 |
| 2. Πρακτικό μέρος – Μέρος Β’ | 41 |
| 2.1 Μεθοδολογία | 41 |
| 2.1.1. Στόχος | 41 |
| 2.1.2. Ανάγκες και υλικά | 41 |
| 2.1.3 Κώδικας εκτέλεσης κινήσεων..... | 44 |
| 2.1.4. Αποτέλεσμα..... | 51 |
| 2.1.5 Συζήτηση και συμπεράσματα | 52 |
| 3. Βιβλιογραφία..... | 53 |

| | |
|--|-------------------------------------|
| Εικόνα 1 - Iron Lung (Πηγή: https://www.sciencemuseum.org.uk/objects-and-stories/medicine/iron-lung#:~:text=The%20'iron%20lung'%2C%20as,in%20use%20in%20the%20USA.)..... | 10 |
| Εικόνα 2 - Αρχή Λειτουργίας Αναπνευστήρα Iron Lung (Πηγή: https://www.sciencemuseum.org.uk/objects-and-stories/medicine/iron-lung#:~:text=The%20'iron%20lung'%2C%20as,in%20use%20in%20the%20USA.)..... | 11 |
| Εικόνα 3 - Αναπνευστήρας Both (Πηγή: https://www.samhs.org.au/Virtual%20Museum/Medicine/Bothurinlung/bothironlung-netley.html) | 12 |
| Εικόνα 4 - Σύστημα αεροφόρου οδού (Πηγή: http://ebooks.edu.gr/ebooks/v/html/8547/2666/Biologia_A-Lykeiou_html-empl/index5.html)..... | 14 |
| Εικόνα 5 - Κινησιολογία εισπνοής (Πηγή: http://ebooks.edu.gr/ebooks/v/html/8547/2666/Biologia_A-Lykeiou_html-empl/index5.html)..... | Error! Bookmark not defined. |
| Εικόνα 6 - Κινησιολογία εκπνοής (Πηγή: http://ebooks.edu.gr/ebooks/v/html/8547/2666/Biologia_A-Lykeiou_html-empl/index5.html)..... | Error! Bookmark not defined. |
| Εικόνα 7 - Όγκοι εντός των πνευμόνων (Πηγή: http://ebooks.edu.gr/ebooks/v/html/8547/2666/Biologia_A-Lykeiou_html-empl/index5.html)..... | 16 |
| Εικόνα 8 - Μη επεμβατική και επεμβατική λύση υποστήριξης αναπνοής (Πηγή: https://spectrum.ieee.org/diy-ventilators-for-covid19-could-be-a-vital-stopgap) | 18 |
| Εικόνα 9 - Πάνελ επιλογών του αναπνευστήρα e360 της Newport (Medtronic)..... | 19 |
| Εικόνα 10 - Επιλογή κορεσμού οξυγόνου στο μείγμα αερίου που αποδίδεται στον ασθενή | 21 |
| Εικόνα 11- Μέγιστος αναπνεόμενος όγκος (mL) | 22 |
| Εικόνα 12 - Αναπνεόμενος ρυθμός (RR) | Error! Bookmark not defined. |
| Εικόνα 13 - Επιλογή ροής (V) και χρόνου καθυστέρησης μεταξύ αναπνοής και εκπνοής (ti) | 23 |
| Εικόνα 14 - PEEP (Θετική Τελική Εμπνευστική Πίεση | 24 |
| Εικόνα 15 - P_{limit} / Όριο πίεσης | 25 |
| Εικόνα 16 - $P_{SUPPORT}$, Λειτουργία ενίσχυσης αναπνοής..... | 26 |
| Εικόνα 17 - Λειτουργίες αναπνευστήρα | 28 |
| Εικόνα 18 - Οθόνη συναγερμών..... | 29 |
| Εικόνα 19 - Υποδοχές αέρα, οξυγόνου και αρνητικής πίεσης σε κλίνες μονάδων νοσοκομείου (Πηγή: https://www.dreamstime.com/photos-images/medical-gases.html) . | 30 |
| Εικόνα 20 - Υποδοχή αέρα και οξυγόνου σε υποδοχές με φίλτρα και υδατοπαγίδες (Πηγή: https://pdfcoffee.com/newport-ser360-revd-pdf-free.html)..... | 31 |
| Εικόνα 21 - Μπλοκ διάγραμμα λειτουργίας αναπνευστήρα..... | 32 |
| Εικόνα 22 - Κύκλωμα ασθενούς (Πηγή: https://a1props.com/product/ventilator-circuit-tubing/) | 33 |
| Εικόνα 23 - Φίλτρο εξαγωγής αέρα (Πηγή: https://www.4mdmedical.com/filter-for-the-expiratory-bacterial-840-ventilator-1-bx.html)..... | 34 |

| | |
|---|-------------------------------------|
| Εικόνα 24 - Φίλτρο εισπνοής (Πηγή: https://www.tri-anim.com/th/ventilation/filters/d-flex-inspiratory-bacteria-filters/p/group002964) | 35 |
| Εικόνα 25 - Σύνδεση κυκλώματος ασθενή με φίλτρο εισπνοής , εκπνοής και υγραντήρα (εξωτερική συσκευή - δεν αποτελεί κομμάτι του αναπνευστήρα) (Πηγή: https://www.ifixit.com/Guide/Puritan+Bennett+840+Expiratory+Filter+Replacement/133839)..... | 36 |
| Εικόνα 26 - Βαλβίδα εκπνοής..... | 37 |
| Εικόνα 27 - Αισθητήρας ροής εκπνοής | 38 |
| Εικόνα 28 - Μηχανισμός της Αμπού (Πηγή: https://www.semanticscholar.org/paper/From-Mouth-to-Mouth-to-Bag-Valve-Mask-Ventilation%3A-Khoury-Hugonnot/1e67bc6dc4c938ebf109f5dbce3ad3d4c2438d20/figure/0)..... | 39 |
| Εικόνα 29 - Μηχανισμός βαλβίδας Αμπού (Πηγή: https://www.semanticscholar.org/paper/From-Mouth-to-Mouth-to-Bag-Valve-Mask-Ventilation%3A-Khoury-Hugonnot/1e67bc6dc4c938ebf109f5dbce3ad3d4c2438d20/figure/2)..... | 40 |
| Εικόνα 30 - Εμπρόσθια όψη | Error! Bookmark not defined. |
| Εικόνα 31 - Πλαϊνή όψη | Error! Bookmark not defined. |
| Εικόνα 32 - Κατασκευή χωρίς τα μηχανικά μέρη και τα ηλεκτρονικά στοιχεία. | 42 |
| Εικόνα 33 - Arduino UNO μαζί με πλακέτα οθόνης και χειρισμού | 43 |
| Εικόνα 34 - Κινητήρας τύπου Servo Motor | Error! Bookmark not defined. |
| Εικόνα 35 - Οδοντωτός κανόνας - μετάδοση κίνησης | Error! Bookmark not defined. |
| Εικόνα 36 - Τροφοδοτικό ενεργοποίησης του κινητήρα τύπου Servo | Error! Bookmark not defined. |

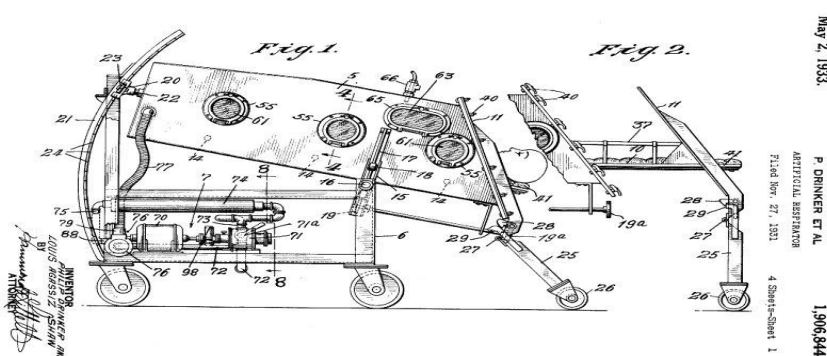
1. Θεωρητικό μέρος – Μέρος Α΄

1.1 Ιστορική αναδρομή

Στον χώρο της ιατρικής υπάρχουν πολλά αναπτύγματα για την επίτευξη του καλύτερου αποτελέσματος σε μία επέμβαση, θεραπεία κ.ο.κ. . Τέτοιες μπορεί να είναι αναπτύξεις των ιατρικών μας γνώσεων που μας επιτρέπουν να δράσουμε βαθύτερα και αποτελεσματικότερα, καθώς και τεχνολογικά αναπτύγματα τα οποία κάνουν την διαδικασία πιο ασφαλή, αποτελεσματική και πολλές φορές ανώδυνη.

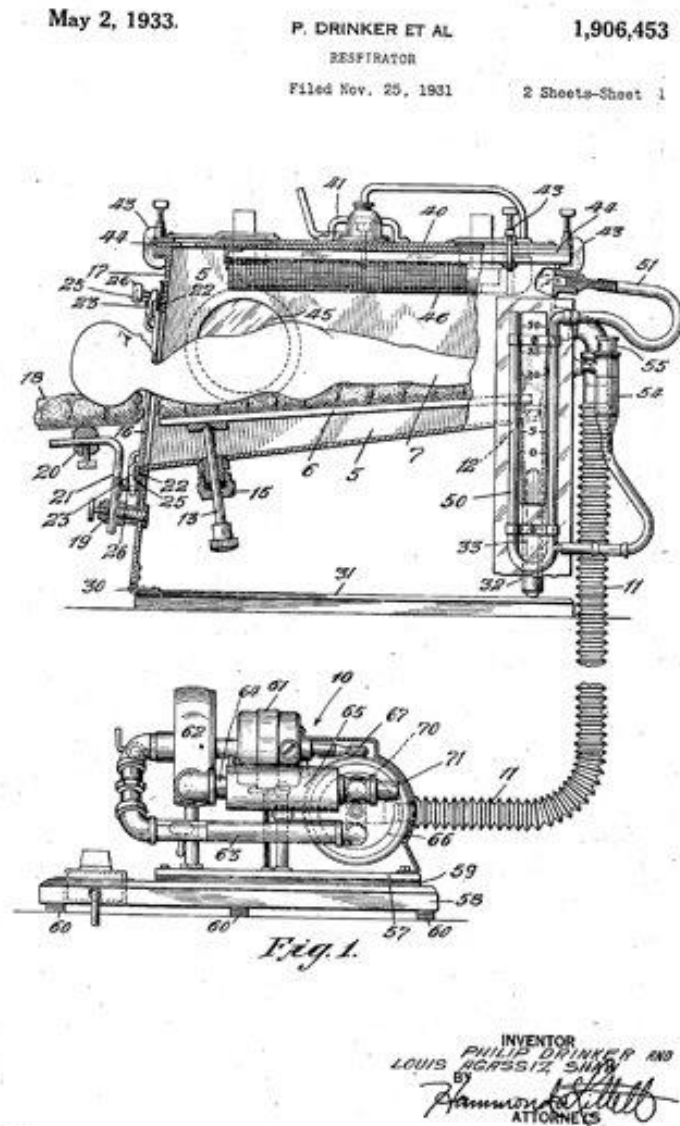
Ο πρώτος αναπνευστήρας που εφευρέθηκε ονομαζόταν «Σιδερένιος Πνεύμονας»^[3] (στα Αγγλικά “Iron Lung”)^[4] ο οποίος αποτελούσε μία μη-επεμβατική λύση αρνητικής πίεσης που χρησιμοποιήθηκε κατά τις γνωστές πανδημίες του εικοστού αιώνα. Ένας βασικός λόγος ο οποίος αποτέλεσε την εκρηκτική ζήτηση των αναπνευστήρων στον χώρο των νοσοκομείων και ευρύτερα, της ιατρικής ήταν η ανάγκη τους κατά την αναισθησία του ασθενή για οποιαδήποτε επέμβαση. Το 1949, ο Αμερικανός εφευρέτης βιοϊατρικών συσκευών, John Haven Emerson, δημιούργησε ένα μηχάνημα καταστολής του ασθενή με αναισθησιολογικό παράγοντα όπου ταυτόχρονα έδινε αναπνοές για την συντήρηση του παράγοντα αυτού στον οργανισμό του ασθενή αλλά και την συντήρηση του ασθενή στην εύρυθμη επιβίωση του κατά την θεραπεία. Έτσι, έναν χρόνο μετά η ανάγκη παραγωγής και ανάπτυξης συσκευών αναπνευστήρων ανέβηκε ραγδαία καθώς αποδείχθηκε πως ήταν χρήσιμοι για την θεραπεία των ασθενών οι οποίοι είχαν ασθένεια καθώς και η υποστήριξη των ασθενών με αναισθησιολογικό παράγοντα οι οποίοι αδυνατούσαν να αναπνεύσουν από μόνοι τους.

Ο σιδερένιος πνεύμονας είναι ένα είδος αναπνευστήρα αρνητικής πίεσης(Εικόνα 1).



Εικόνα 1 - Iron Lung (Πηγή: <https://www.sciencemuseum.org.uk/objects-and-stories/medicine/iron-lung#:~:text=The%20'iron%20lung'%2C%20as,in%20use%20in%20the%20USA.>)

Το όνομα που δόθηκε εμπνεύστηκε από την όψη του. Πρόκειται για έναν μεγάλο κλειστό σιδερένιο κύλινδρο όπου ο ασθενής βρισκόταν εντός του προκειμένου να δεχθεί την θεραπεία του. Στην ουσία, ο αναπνευστήρας αυτός είχε μεταβολές της πίεσης εντός του χώρου του, δημιουργώντας έτσι την κίνηση των πνευμόνων του ασθενή ώστε να εισπνέει αέρα όταν ο αναπνευστήρας είχε αρνητική πίεση και να εκπνέει αέρα όταν αυτός είχε θετική πίεση (Εικόνα 2).



Εικόνα 2 - Αρχή Λειτουργίας Αναπνευστήρα Iron Lung (Πηγή: <https://www.sciencemuseum.org.uk/objects-and-stories/medicine/iron-lung#:~:text=The%20'iron%20lung'%2C%20as,in%20use%20in%20the%20USA.>)

Κατά το 1930, υπήρχαν περίπου χίλιοι (1000) τέτοιοι στην Αμερική για την καταπολέμηση της πανδημίας πολιομυελίτιδας (polio). Η πολιομυελίτιδα είχε ένα σοβαρό σύμπτωμα στον ασθενή, το οποίο ήταν η παράλυση του. Η παράλυση δυσκολεύει ή καταργεί την διαδικασία της αναπνοής του ανθρώπινου οργανισμού, κάνοντας έτσι την κατάσταση της υγείας του

εξαιρετικά κρίσιμη. Η εφεύρεση του έγινε από τον Philip Drinker και Louis Agassiz Shaw στο Πανεπιστήμιο του Harvard.

Αν και η εφεύρεση αυτή αποτελεί την αρχή των αναπνευστήρων και την λύση του τότε προβλήματος, έφερε δικά του προβλήματα κυρίως για την νοσηλεία του ασθενή. Μερικά τέτοια παραδείγματα αποτελούν τα παρακάτω:

- Δυσλειτουργίες της ροής του αίματος λόγω των εξωτερικών συνολικών πιέσεων,
- Απαραίτητη ενδοφλέβια τροφοδοσία γλυκόζης,
- Έπρεπε να μπαίνουν με κάποιον τρόπο για την εισαγωγή, εξαγωγή ή αντικατάσταση καθετήρων, και
- Ατελείωτες ρυθμίσεις και προσαρμογές στον οργανισμό του ασθενή και του εξοπλισμού.

Όλα αυτά δυσχεραίνουν την χρήση του εξοπλισμού αυτού καθώς και το κόστος κατασκευής δεν ήταν αρκετά φιλικό για την αγορά. Κατά το ξέσπασμα της πολιομυελίτιδας στην Αυστραλία, ήταν γνωστό πως ο σιδερένιος πνεύμονας βοηθάει αρκετά στην αντιμετώπιση των προβλημάτων που η πανδημία αυτή επιφέρει στον άνθρωπο. Όμως, ήταν αδύνατο για την τότε οικονομία της Αυστραλίας να αντιμετωπίσει αυτή την αγορά για την αγορά αυτών των συσκευών. Έτσι, το Νότιο τμήμα υγείας της Αυστραλίας ζήτησε από τον Edward Both να εφεύρει κάτι παρόμοιο αλλά φθηνότερο ώστε να προβούν σε αγορά. Έτσι, ο ίδιος σχεδίασε τον αναπνευστήρα Both (**Both Respirator**) (Εικόνα 3).



Εικόνα 3 - Αναπνευστήρας Both (Πηγή:

<https://www.samhs.org.au/Virtual%20Museum/Medicine/Bothinlung/bothironlung-netley.html>)

Ο αναπνευστήρας αυτός αποτελούσε καλύτερη επιλογή για την αγορά καθώς ήταν φτιαγμένος από ξύλο, μειώνοντας έτσι κατά πολύ το κόστος παραγωγής του, αλλά επίσης ήταν πολύ πιο εύκολος να κατασκευαστεί και να μεταφερθεί. Αναφορές της αγοράς λένε πως πολλές φορές, οι αναπνευστήρες Both τέθηκαν σε χρήση ακόμα και μία ώρα μετά την παραγωγή τους. Παρασκευάστηκαν περίπου χίλιοι εφτακόσιοι (1,700) και γινόντουσαν δωρεές στα νοσοκομεία για την κάλυψη της τότε υγειονομικής κρίσης.

Ο Σιδερένιος Πνεύμονας ήταν μία λύση διαφορετική για τον κάθε ασθενή. Συγκεκριμένα, ανάλογα το ποσοστό της καταστροφής της πολιομυελίτιδας στους πνεύμονες και το νευρικό σύστημα του ασθενή, η θεραπεία μπορεί να κράταγε εβδομάδες, μήνες ακόμα και ισόβια χρήση του αναπνευστήρα αυτού, δημιουργώντας έτσι δυσκολίες στον ασθενή για την συνέχεια της ζωής του. Κατά την χρήση του, οι ασθενείς είχαν ψυχολογική ατονία λόγω της απαγόρευσης των ελεύθερων τους κινήσεων χάρη στην κατασκευή του αναπνευστήρα αυτού. Το κεφάλι του ασθενή ήταν το μόνο άκρο που ήταν εκτός του αναπνευστήρα και αυτό ήταν τοποθετημένο σε κάθετη στάση με κατεύθυνση προς τα επάνω. Έτσι, προκειμένου ο ασθενής να μην κουράζεται με την ίδια εικόνα, χρησιμοποιούσαν καθρέφτη σε γωνία 45 μοιρών προκειμένου να μπορεί ο ασθενής να παρακολουθεί και μία παραπάνω γωνία του περιβάλλοντος από αυτή που θα μπορούσε να παρακολουθήσει.

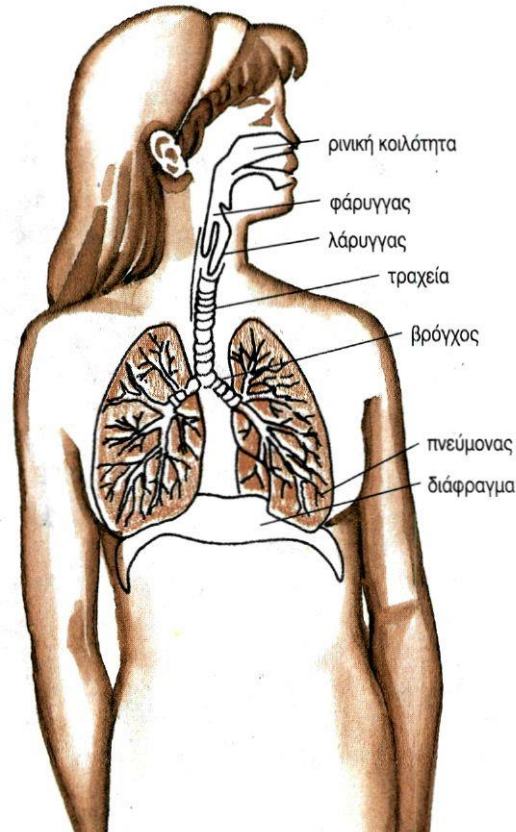
Κατά την αποθεραπεία του ασθενή από την χρήση αυτού του αναπνευστήρα, σταδιακά μείωναν την χρήση του για την ενίσχυση του μυϊκού συστήματος του ασθενή για να δημιουργήσει τις δικές του αναπνοές στον οργανισμό του. Η τεχνική αυτή για την συγκεκριμένη τεχνολογική γνώση όμως αποτελούσε μεγάλο κίνδυνο για την υγεία του ασθενή καθώς δεν υπήρχαν ασφαλιστικοί παράγοντες που θα μπορούσαν να σώσουν τυχόν δυσκολίες που θα μπορούσε να αντιμετωπίσει ο ασθενής. Συγκεκριμένα, η ασθενής πολιομυελίτιδας και χρήστης του σιδερένιου πνεύμονα, Kenneth Kingery αναφέρει:

«Έπρεπε να τεντώσω κάθε μυϊκή ίνα του μυ μου προκειμένου να επιτευχθεί η αναπνοή μικρού ποσοστού αέρα από το περιβάλλον. Και υπήρχε ένας αβοήθητος τρόμος στο μυαλό μου, εάν θα έκλειναν την δεξαμενή στην ώρα της.»

Πλέον, η τεχνολογία έχει αναπτυχθεί σε πολύ μεγάλο βαθμό δίνοντας έτσι τρομερά βήματα στην καταπολέμηση τέτοιων προβλημάτων που ανέπτυξε ο αναπνευστήρας αυτός. Οι μοντέρνοι αναπνευστήρες είναι εντατικοί και βρίσκονται στο πλάι του ασθενή χωρίς να χρειαστεί ο ασθενής να βρίσκεται εντός ενός άβολου χώρου κλειδωμένος και χωρίς την ελευθερία κινήσεων του. Χρησιμοποιούνται ως επεμβατικοί και μη επεμβατικοί, φορτισμένοι με ηλεκτρονικά συστήματα ελέγχου ροών, όγκων και πιέσεων, ασφαλιστικές δικλείδες για την ασφάλεια του ασθενή, θεραπευτικά προγράμματα για την ανάκτηση της δύναμης των πνευμόνων του ασθενή και πολλά ακόμα που κάνουν την χρήση τους να είναι εξαιρετικά εύκολη και χρήσιμη τη σήμερον ημέρα. Πλέον, αναπνευστήρες βρίσκονται σε μονάδες εντατικής θεραπείας, μονάδες αυξημένης φροντίδας, χειρουργεία και σε διάφορα άλλα σημεία όπως αθλητικούς χώρους, ελικόπτερα, οχήματα του ΕΚΑΒ και άλλα.

1.2 Ανθρώπινη ανατομία και εξήγηση αναπνοής

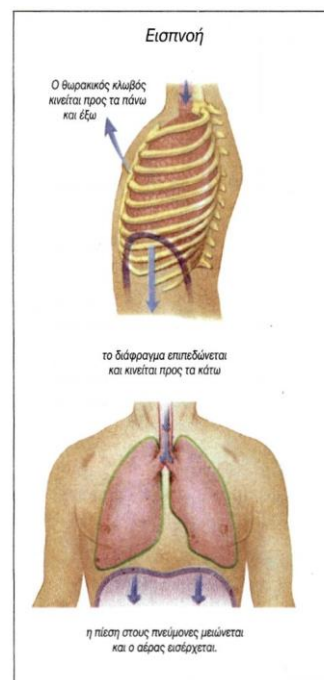
Η αναπνοή αποτελεί έναν βασικό, αυτόματο μηχανισμό ο οποίος απαρτίζει μία από τις βασικές μας λειτουργίες μέσα στην μέρα προκειμένου να μπορούμε να επιβιώσουμε. Συγκεκριμένα, το σύνολο των υποσυστημάτων της μύτης, τον φάρυγγα, τον λάρυγγα, της τραχείας, του βρογχικού δέντρου και των πνευμόνων αποτελούν το σύστημα της αεροφόρου οδού (Εικόνα 1). Η κατεύθυνση του αέρα ξεκινάει από την **ρινική κοιλότητα**, μέρος της μύτης η οποία χωρίζεται μέσω του ρινικού διαφράγματος σε δύο ρινικούς θαλάμους. Σε κάθε ρινικό τμήμα, το άνω μέρος αποτελεί οσφρητικό βλεννογόνο ενώ το υπόλοιπο καλύπτεται με αναπνευστικό βλεννογόνο ο οποίος απαρτίζεται κυρίως από αγγεία, επιθηλιακά κύτταρα, τα οποία έχουν βλεφαρίδες καθώς και κύτταρα που παράγουν βλέννα. Με τον συνδυασμό αυτόν, ο εισερχόμενος αέρας **θερμαίνεται** με την βοήθεια των αγγείων, **φιλτράρεται** με την βοήθεια των βλεφαρίδων και **υγραίνεται** από την βλέννα και έτσι περνάει στον φάρυγγα. ^[2]



Εικόνα 4 - Σύστημα αεροφόρου οδού (Πηγή: http://ebooks.edu.gr/ebooks/v/html/8547/2666/Biologia_A-Lykeiou_html-empl/index5.html)

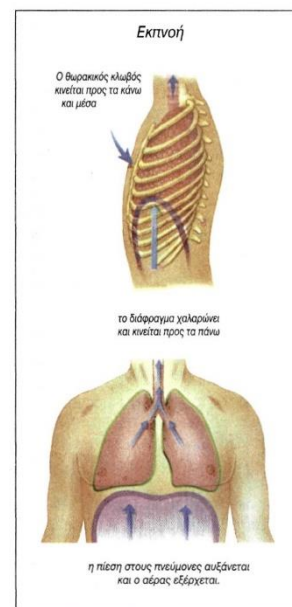
Η αναπνοή βασίζεται στην κινησιολογία της θωρακικής και κοιλιακής περιοχής. Συγκεκριμένα, κατά την αναπνοή, ο θωρακικός κλωβός κάνει κίνηση με κατεύθυνση προς τα πάνω και έξω του σώματος. Έτσι, το διάφραγμα κινείται προς τα κάτω και μειώνεται η πίεση στο εσωτερικό των πνευμόνων με αποτέλεσμα να εισέρχεται ο αέρας εντός (Εικόνα 5). Κατά την εκπνοή, ο θωρακικός κλωβός κινείται προς τα εντός του σώματος και προς τα κάτω. Έτσι, το διάφραγμα χαλαρώνει και κινείται προς τα επάνω με αποτέλεσμα να αυξάνεται η πίεση στους πνεύμονες και να εξέρχεται ο εισπνεόμενος αέρας. Έτσι κλείνει ο κινησιολογικός κύκλος του σώματος για την επίτευξη της εισαγωγής και εξαγωγής του αέρα εντός των πνευμόνων του οργανισμού μας (Εικόνα 6).

Ο εγκέφαλος ευθύνεται για την μεταβολή ειδικών παραμέτρων που έχουν να κάνουν με ακούσιες και εκούσιες λειτουργίες που λαμβάνουν μέρος στον ανθρώπινο οργανισμό κατά την λειτουργία του. Ακούσιες κινήσεις ονομάζονται οι κινήσεις ή λειτουργίες οι οποίες είναι ασυνείδητες και μη ελεγχόμενες από τον οργανισμό. Αντιθέτως, εκούσιες ονομάζονται οι κινήσεις ή λειτουργίες οι οποίες είναι συνειδητές από τον οργανισμό μας. Υπάρχουν πολλά είδη κινήσεων ή λειτουργιών που ανήκουν σε μία από αυτές τις κατηγορίες. Για παράδειγμα, η κίνηση του εντέρου είναι μία ακούσια κίνηση (ο άνθρωπος δεν έχει τον έλεγχο αυτής της διαδικασίας). Όμως, η κάμψη του χεριού μας, η κίνηση των άκρων μας προκειμένου να επιτευχθεί η κίνηση του σώματος μας, αποτελούν εκούσιες κινήσεις τις οποίες προκαλεί ο άνθρωπος. Η αναπνοή αποτελεί μία από εκείνες τις λειτουργίες οι οποίες ανήκουν τόσο στις ακούσιες όσο και στις εκούσιες κινήσεις.



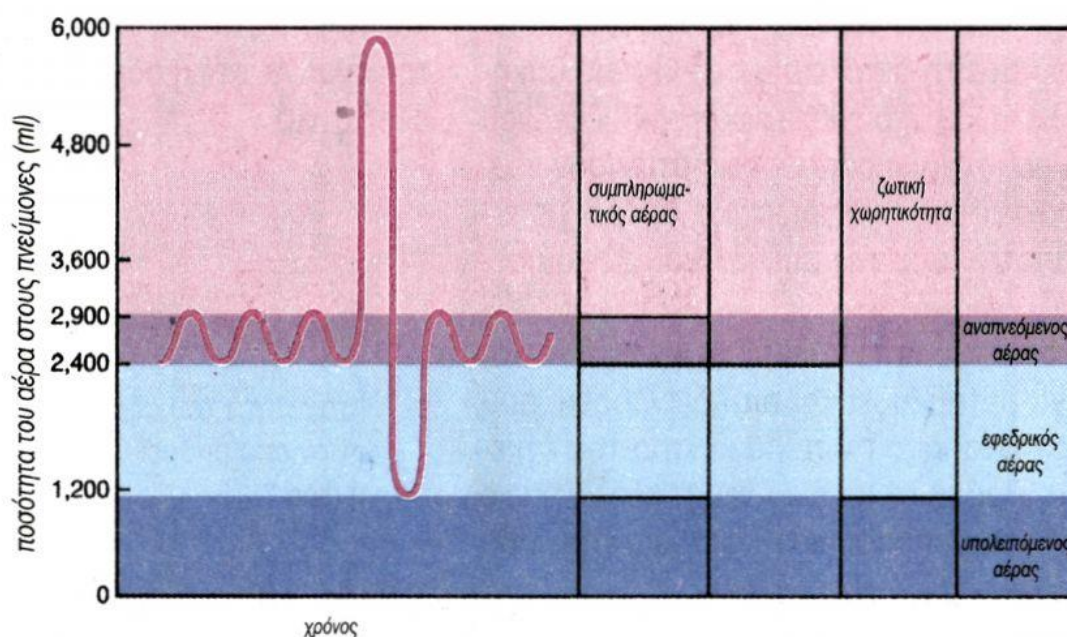
Εικόνα 5 - Κινησιολογία εισπνοής (Πηγή: http://ebooks.edu.gr/ebooks/v/html/8547/2666/Biologia_A-Lykeiou_html-empl/index5.html)

Η αναπνοή αποτελεί μία λειτουργία για την συντήρηση της ζωής σε κάθε στάδιο και τύπο οργανισμού στον κόσμο. Έτσι γίνεται η βασική ανταλλαγή αερίων στον οργανισμό (οξυγόνο και διοξείδιο του άνθρακα) και επιτυγχάνεται αυτός ο σκοπός. Όμως, μπορεί κανείς να παρατηρήσει πως η αναπνοή μπορεί να είναι τόσο ελεγχόμενη όσο και μη ελεγχόμενη. Για παράδειγμα, μπορούμε αυτή τη στιγμή να αναπνεύσουμε επιτηδευμένα ορίζοντας τόσο τον όγκο και την πίεση αναπνοής και εκπνοής, το διάστημα αναμονής μεταξύ της ολοκλήρωσης της αναπνοής και της αρχής της εκπνοής, το διάστημα αναπνοής ή της εκπνοής και τον ρυθμό αναπνοής και εκπνοής. Ταυτόχρονα, όταν περπατάμε, όταν ασκούμε, όταν διαβάζουμε και όταν δουλεύουμε, η αναπνοή γίνεται αυτόματα χωρίς εμείς να το σκεφτόμαστε για να ορίσουμε τις παραπάνω παραμέτρους που αναφέραμε. Κύριος «επεξεργαστής» αυτών των στοιχείων αποτελεί ο εγκέφαλος μας ο οποίος είναι συνδεδεμένος άμεσα με κάθε μας όργανο μέσω των νευρικών κυττάρων και των νευρικών απολήξεων. Αυτά αποτελούν τα «καλώδια» μεταφοράς της πληροφορίας.



Εικόνα 6 - Κινησιολογία εκπνοής (Πηγή: http://ebooks.edu.gr/ebooks/v/html/8547/2666/Biologia_A-Lykeiou_html-empl/index5.html)

Οι πνεύμονες αποτελούν δύο «ασκούς» οι οποίοι δέχονται τον αέρα και ανταλλάσσουν το οξυγόνο με το διοξείδιο του άνθρακα που υπάρχει στις κυψελίδες στα τοιχώματα τους. Εάν φανταστούμε το σύστημα του πνεύμονα σαν τους δύο ασκούς που αναφέραμε επάνω, τότε μπορούμε να καταλάβουμε πως το σύστημα αυτό έχει μία πολύ βασική παράμετρο η οποία είναι ο όγκος (Εικόνα 7). Γενικά, υπάρχει η συνολική ποσότητα αέρα στους πνεύμονες ο οποίος αποτελείται από την **ζωτική χωρητικότητα**, τον **αναπνεόμενο αέρα**, τον **συμπληρωματικό αέρα**, τον **εφεδρικό αέρα** και τον **υπολειπόμενο αέρα**.



Εικόνα 7 - Όγκοι εντός των πνευμόνων (Πηγή: http://ebooks.edu.gr/ebooks/v/html/8547/2666/Biologia_A-Lykeiou_html-empl/index5.html)

Σε μία καθημερινότητα όπου οι παλμοί μας είναι σε φυσιολογικό επίπεδο και το σώμα είναι σε κατάσταση ηρεμίας με χαμηλό αναπνευστικό ρυθμό, η κυματομορφή του κύκλου της αναπνοής είναι ο **αναπνεόμενος αέρας**. Σε έναν μέσο ενήλικα άνθρωπο, αυτός ο όγκος κυμαίνεται από 2,400 ml κατά την εκπνοή (η ποσότητα του αέρα που μένει εντός των πνευμόνων μας μετά την εκπνοή) και κοντά στα 2,900 ml αέρα (η ποσότητα του αέρα που μένει εντός των πνευμόνων μας μετά την αναπνοή). Αυτό μας δίνει μία πληροφορία πως μία αναπνοή είναι γύρω στα 500 ml αέρα σε κατάσταση ηρεμίας και των παραπάνω συνθηκών που αναφέραμε προηγουμένως.

Το μέγιστο του όγκου που μπορεί να φτάσει ένας μέσος ενήλικας ανθρώπινος οργανισμός υπολογίζεται περίπου στα 6,000 ml. Αυτό το διάστημα ονομάζεται

συμπληρωματικός αέρας και επιτυγχάνεται όταν εκούσια ο ανθρώπινος οργανισμός προσπαθεί να φτάσει το μέγιστο όγκο των πνευμόνων του με την συνεχόμενη αναπνοή του.

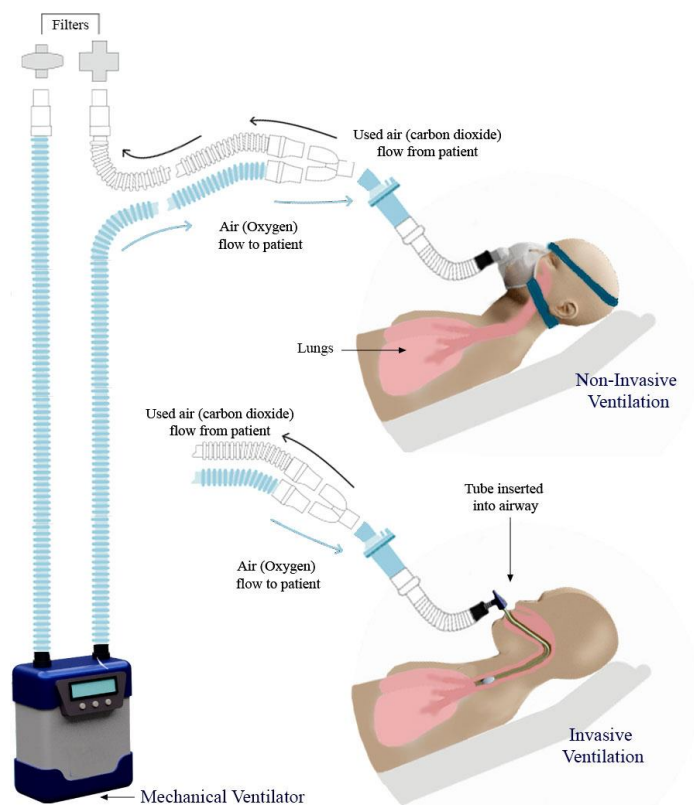
Στην περίπτωση που ο ανθρώπινος οργανισμός εκούσια αποφασίσει να «αδειάσει» τους πνεύμονες του από τον αέρα που υπάρχει εντός, μπορεί να φτάσει περίπου στα 1,200 ml (ο αέρας που θα απομείνει εντός των πνευμόνων του ανθρώπινου οργανισμού – όχι ο υπολειπόμενος) ο οποίος ονομάζεται **εφεδρικός αέρας**.

Σε κάθε περίπτωση, εντός των πνευμόνων υπάρχει μία ποσότητα αέρα (περίπου στα 1200 ml) ο οποίος αποτελεί τον **υπολειπόμενο αέρα** και είναι υπεύθυνος στο να μην ακουμπήσουν τα τοιχώματα των πνευμόνων μεταξύ τους το οποίο θα αποτελούσε καταστροφικό αποτέλεσμα. Εντός των πνευμόνων υπάρχει υγρασία και χωρίς τον υπολειπόμενο όγκο, τα τοιχώματα θα κολλούσαν μεταξύ τους δημιουργώντας έτσι μία ελκτική δύναμη και θα «τσαλάκωνε» τους πνεύμονες του ανθρώπινου οργανισμού.

1.3 Συστήματα αναπνευστήρων σήμερα

Καθώς οι υγειονομικές ανάγκες ανά τον κόσμο αλλάζουν ραγδαία, ο ρυθμός ανάπτυξης της τεχνολογίας στον ιατρικό χώρο έχει κάνει σημαντικά βήματα για την υποστήριξη των αναγκών της. Η διαφορά των αναπνευστήρων του τότε σε σχέση με του σήμερα έχουν τρομερές αλλαγές οι οποίες μπορούν να αποδώσουν από μόνες τους τις διαφορές και τα τωρινά πλεονεκτήματά τους. Ένα από τα πιο βασικά παραδείγματα αποτελεί η διάταξη τους. Ο σιδερένιος πνεύμονας αποτελεί μία διάταξη η οποία χρειάζεται τον ασθενή εντός του μηχανήματος προκειμένου να ελέγξει την αναπνοή του. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τον εγκλεισμό του ασθενή για λίγες ημέρες, εβδομάδες, μήνες αλλά ίσως και για όλη του την ζωή ανάλογα το περιστατικό. Αυτό αποτελεί από μόνο του έναν πολύ δύσκολο παράγοντα καθώς είναι πολύ δύσκολο τόσο για τον ασθενή όσο και για το προσωπικό να διατηρεί τον ασθενή αυτόν.

Στα σημερινά συστήματα, ο έλεγχος της αναπνοής πραγματοποιείται είτε από μάσκα είτε από τον επεμβατικό τρόπο, δηλαδή την εισχώρηση του ειδικού σωλήνα εντός του λάρυγγα από τη στοματική κοιλότητα. Στην περίπτωση της μάσκας, αποτελεί μία μη-επεμβατική λύση για τον ασθενή όπου μπορεί να δέχεται τον έλεγχο των αναπνοών ή την τροφοδοσία μείγματος αέρα-οξυγόνου για την εύρυθμη διατήρηση του. Σε άλλες περιπτώσεις όπως απόλυτης καταστολής, συνηθίζεται να επιλέγεται η επεμβατική λύση καθώς αποτελεί έναν πιο αποτελεσματικό τρόπο για τον έλεγχο αναπνοής των ασθενών (Εικόνα 8).



Εικόνα 8 - Μη επεμβατική και επεμβατική λύση υποστήριξης αναπνοής (Πηγή: <https://spectrum.ieee.org/diy-ventilators-for-covid19-could-be-a-vital-stopgap>)

Κατά την υποστηριζόμενη αναπνοή από μηχανήμα για αρκετό καιρό, ο ασθενής αρχίζει να αντιμετωπίζει προβλήματα ως προς την ικανότητα του να αναπνέει εκούσια. Με την υποστήριξη της αναπνοής από μηχανήμα, ο οργανισμός ξεχνάει να συντηρεί αυτή την ανάγκη και έτσι αποδυναμώνονται οι μύες που λαμβάνουν μέρος στην εκτέλεση της εισπνοής και εκπνοής. Έτσι, χάνεται η δυνατότητα του ασθενή να αυτοσυντηρηθεί. Αυτό είναι αρκετά επικίνδυνο ζήτημα καθώς μπορεί να καταλήξει σε μοιραίο αποτέλεσμα. Κατά την χρήση του σιδερένιου πνεύμονα, όταν οι γιατροί έκριναν πως ο ασθενής είναι έτοιμος να μεταβεί στην επόμενη φάση του, δηλαδή να αρχίσει να εκπαιδεύεται να ξεκινήσει ξανά την εκούσια και έπειτα ακούσια αναπνοή του, έπρεπε να ανοίγουν και να κλείνουν τον χώρο που φιλοξενούσε τον ασθενή, χάνοντας έτσι την εσωτερική πίεση που δημιουργούσε στον ασθενή για την επίτευξη του κύκλου, με ρίσκο το εάν μπορέσει ο ασθενής να αναπνεύσει ή όχι. Με άλλα λόγια, ο ασθενής δοκιμαζόταν άμεσα κάνοντας εξάσκηση χωρίς καμία βοήθεια υποστηρικτικής αναπνοής από το μηχανήμα με φόβο την άπνοια. Προκειμένου να κατανοήσει ο αναγνώστης την δυσκολία της διαδικασίας αυτής, θα μπορούσαμε να το παρομοιάσουμε με έναν μέσο άνθρωπο να προσπαθεί να σηκώσει το βάρος ενός μικρού αυτοκινήτου.

Πλέον, οι αναπνευστήρες είναι πολύ πιο βοηθητικοί και έχουν φύγει από την παλιά νοοτροπία της λύσης του προβλήματος που δημιουργούσε η τότε πανδημία. Η σημασία του σήμερα είναι η λύση του προβλήματος αλλά και η θεραπεία του ασθενή έως ότου να μπορεί να στηρίξει τις ανάγκες του οργανισμού του χωρίς κάποια άλλη βοήθεια. Στα παρακάτω παραδείγματα θα φαίνεται το βασικό πάνελ του εμπορικού αναπνευστήρα της εταιρείας **Newport** της ευρύτερης εταιρείας **Medtronic**, με όνομα μοντέλου **e360** (Εικόνα 9).



Εικόνα 9 - Πάνελ επιλογών του αναπνευστήρα e360 της Newport (Medtronic)

Οι σημερινοί αναπνευστήρες είναι «οπλισμένοι» με πάρα πολλές δυνατότητες οι οποίες είναι πολύ χρήσιμες στην θεραπεία ενός ασθενούς. Ξεκινώντας με τον τρόπο όπου γίνεται η υποστήριξη της αναπνοής, διαφέρει εξολοκλήρου σε σχέση με εκείνους που είχαμε παλιά. Πλέον, με την χρήση μίας μάσκας ή με την επεμβατική μέθοδο έχουμε τον ασθενή ελεύθερο στο υπόλοιπο του σώμα, βοηθώντας τον ασθενή να μπορεί να κουνηθεί είτε μόνος του είτε με την βοήθεια του ιατρικού προσωπικού για την βοήθεια των μυών και του δέρματος του, να μπορεί το ιατρικό προσωπικό να λειτουργεί χωρίς κάποιον περιορισμό και να αλλάζει σακούλες αποβλήτων κ.λ.π. . Εκτός αυτού, οι αναπνευστήρες σήμερα είναι προγραμματισμένοι να έχουν συναγερούς που έχουν να κάνουν με τον ασθενή, με το κύκλωμα που είναι συνδεδεμένο από τον αναπνευστήρα στον ασθενή αλλά ακόμα και για το ίδιο το μηχάνημα βοηθώντας έτσι το προσωπικό που προσέχει τον ασθενή να είναι πολύ πιο συγκεντρωμένο και να σώσουν καταστάσεις. Για παράδειγμα, σε περίπτωση που κάποιος αφαιρέσει κατά λάθος το κύκλωμα του ασθενή, ο αναπνευστήρας το αντιλαμβάνεται λόγω

της αλλαγής της πίεσης και ενεργοποιεί οπτικό και ηχητικό συναγερμό για να προειδοποιήσει το προσωπικό ώστε να μεταβεί στο σημείο και να λειτουργήσει αναλόγως. Ακόμη, οι αναπνευστήρες διαθέτουν πλέον ψηφιακές οδηγίες χρήσεις που προσπαθούν να δώσουν στον χρήστη τη δυνατότητα να τον χρησιμοποιεί και ας μην είχε προηγουμένως ιδιαίτερη προϋπηρεσία με αναπνευστήρες. Επίσης, οι σημερινοί αναπνευστήρες διαθέτουν ηλεκτρονικά λογισμικά και εξαρτήματα που ο συνδυασμός τους μας δίνει μία ασφαλέστερη χρήση. Κάθε νέος αναπνευστήρας μας παρέχει ένα μενού με τα όρια τα οποία θέλει ο χρήστης να δώσει για την θεραπεία ενός ασθενούς. Εντός αυτού του μενού, μπορούμε να ελέγξουμε πολλές παραμέτρους, ακόμη και παραμέτρους ζωτικής σημασίας για τον ασθενή όπως είναι η άπνοια. Στην περίπτωση που ο ασθενής σταματήσει να αναπνέει, ο αναπνευστήρας περιμένει κάποια δευτερόλεπτα ορισμένα από τον χρήστη (αναμονή ανταπόκρισης συστήματος από τον ασθενή) και ενεργοποιεί την υποστήριξη του όταν το χρονικό διάστημα αυτό περάσει (Backup Ventilation).

1.4 Λειτουργίες αναπνευστήρων

Στο εσωτερικό ενός αναπνευστήρα μπορούμε να διακρίνουμε ειδικές διατάξεις οι οποίες είναι υπεύθυνες να εκτελέσουν κάθε λειτουργία που έχει οριστεί από τον χρήστη. Συγκεκριμένα, ο χρήστης μπορεί να ελέγξει ποσότητες όγκου, πίεσης, υπολειπόμενου αέρα εντός των πνευμόνων, αναπνευστικού ρυθμού και πολλά ακόμη προκειμένου να επιτευχθεί η θεραπεία του ασθενούς. Στο σημείο αυτό είναι χρήσιμο να αναφέρουμε τις λειτουργίες που παρέχει ένας σημερινός μέσος αναπνευστήρας για να μπορέσουμε να πάμε παρακάτω.

1.4.1 Κορεσμός οξυγόνου (FiO₂)

Ξεκινώντας με την πρώτη και βασική επιλογή, την επιλογή **κορεσμού του οξυγόνου (FiO₂)** στο μείγμα που αποδίδεται στον ασθενή (Εικόνα 10). Αυτή η ρύθμιση αποτελεί μία επιλογή για τον χρήστη να μπορέσει να προσδιορίσει με ακρίβεια $\pm 2\%$ (συνήθως) το ποσοστό καθαρού οξυγόνου που έρχεται στο μείγμα αερίου. Η οξυγονώση είναι μία σημαντική διαδικασία που πραγματοποιείται στον πνεύμονα μας. Βασίζεται στις κυψελίδες των πνευμόνων και κατά πόσο αυτές είναι ικανές να απορροφήσουν το οξυγόνο που είναι στον αέρα. Σε περιπτώσεις που ο ασθενής αδυνατεί να οξυγονώσει εύκολα τον οργανισμό του, αυξάνεται αυτή η επιλογή προκειμένου να αποδοθεί μεγαλύτερη ποσότητα οξυγόνου, με αποτέλεσμα να έχει την δυνατότητα να εκμεταλλευτεί περισσότερα άτομα οξυγόνου στην διαδικασία αυτή.



Εικόνα 10 - Επιλογή κορεσμού οξυγόνου στο μείγμα αερίου που αποδίδεται στον ασθενή

Η μέτρηση του ποσοστού του οξυγόνου πραγματοποιείται από έναν ειδικό αισθητήρα οξυγόνου που τοποθετείται στο κομμάτι που αποδίδεται ο αερισμός του ασθενή. Συνήθως όμως, η ρύθμιση αυτού δεν έχει να κάνει με τον ίδιο τον αισθητήρα αλλά με άλλο ειδικό εξάρτημα που αποτελεί την καρδιά του αναπνευστήρα ο οποίος είναι ρυθμισμένος με τέτοιο τρόπο ώστε να αποδίδει συγκεκριμένες ποσότητες ανάλογα την επιλογή του χρήστη.

1.4.2. Μέγιστος και συνολικός αναπνεόμενος όγκος

Επόμενη χρήσιμη επιλογή που θα πρέπει να εξηγήσουμε, αποτελεί το V_T ή αλλιώς, **μέγιστος και συνολικός αναπνεόμενος όγκος**. Εκεί ο χρήστης ρυθμίζει την ποσότητα του όγκου του μείγματος που θα δεχθεί ο ασθενής στους πνεύμονες του μετρούμενη σε mL (Εικόνα 11). Η επιλογή αυτή διαφέρει ανάλογα την ηλικία του χρήστη, τα κιλά του και το ύψος του. Για την καλύτερη μέτρηση αυτών των παραμέτρων, υπάρχει μία παράμετρος που λέγεται **Ideal Body Weight (IBW)**. Η παράμετρος αυτή, ρυθμίζεται από τον χρήστη ο οποίος καλείται να γράψει τα κιλά του ασθενή προκειμένου ο αναπνευστήρας να φτιάξει μόνος του τις ρυθμίσεις του μείγματος που πρέπει να αποδοθεί στον ασθενή ^[4].



Εικόνα 11- Μέγιστος αναπνεόμενος όγκος (mL)

Αυτός ο τύπος διαφέρει από εταιρεία σε εταιρεία, δεν αποτελεί έναν σταθερό τύπο καθώς κάθε εταιρεία διαφέρει στην κατασκευή του αναπνευστήρα εσωτερικά σαν διάταξη αλλά και τα στοιχεία τους είναι κατασκευασμένα από διαφορετικές κατασκευάστριες εταιρείες με διαφορετικές ανοχές.

1.4.3. Αναπνευστικός ρυθμός

Στην ρύθμιση αυτή ο χρήστης έχει την επιλογή να επιλέξει τον αναπνευστικό ρυθμό που θα θέλει να εφαρμόσει στον ασθενή. Με άλλα λόγια, αποτελεί την συχνότητα των κύκλων αναπνοών που εφαρμόζεται στον ασθενή ανά λεπτό. Καλείται **Αναπνευστικός Ρυθμός (Respiratory Rate | RR | f)** και αποτελεί βασική παράμετρο καθώς ευθύνεται για διάφορους άλλους έμμεσους παράγοντες που επηρεάζουν την κατάσταση υγείας του ασθενούς (Εικόνα 12).



Εικόνα 12- Αναπνεόμενος ρυθμός (RR)

1.4.4. Ροή αέρα και χρόνος εισπνοής – εκπνοής

Η ρύθμιση της ροής αποτελεί μία παράμετρο που έχει άμεση σχέση με τον χρόνο αναπνοής. Συγκεκριμένα, η ροή μετρείται σε λίτρα ανά λεπτό και αναφέρεται στο πόση ποσότητα όγκου θα επιτρέψει να διαχέεται στον ασθενή ανά λεπτό. Για παράδειγμα, εάν ο

χρήστης ρυθμίζει τον συνολικό αναπνεόμενο όγκο ίσο με 500 ml και τη ροή του αέρα (Flow) στα 45 λίτρα ανά λεπτό, τότε η αναπνοή θα έχει έναν συγκεκριμένο χρόνο που θα λαμβάνει χώρα. Για τιμές του V λιγότερες από 45, η αναπνοή θα κρατήσει περισσότερο ενώ για τιμές μεγαλύτερες του 45, η αναπνοή θα γίνεται πολύ πιο άμεσα (Εικόνα 13).

Στο ίδιο πεδίο (για τον συγκεκριμένο αναπνευστήρα) μπορούμε να βρούμε την επιλογή για την καθυστέρηση που μπορεί να θέλει να ρυθμίσει ο χρήστης μεταξύ αναπνοής και εκπνοής. Σε περίπτωση όπου η τιμή αυτή είναι ίση με το 0, ο αναπνευστήρας μόλις τελειώσει την αναπνοή ξεκινάει απευθείας την εκπνοή. Αντιθέτως, εάν η τιμή αυτή είναι ρυθμισμένη στα 2 δευτερόλεπτα (seconds), τότε η αναμονή μεταξύ της λήξης της αναπνοής και της αρχής της εκπνοής είναι στα 2 δευτερόλεπτα. Αυτή η ρύθμιση αποτελεί βασική παράμετρο για την θεραπεία του ασθενή καθώς δίνει περισσότερο χρόνο στους πνεύμονες του ασθενή για την εύρυθμη ανταλλαγή αερίων (Εικόνα 13).



Εικόνα 13 - Επιλογή ροής (V) και χρόνου καθυστέρησης μεταξύ αναπνοής και εκπνοής (t_i)

1.4.5. PEEP/CPAP

Η παράμετρος **PEEP (Positive End-Expiratory Pressure)** ή αλλιώς **Θετική Τελική Εκπνευστική Πίεση** είναι ο αέρας που υπάρχει στους πνεύμονες προκειμένου να μην γίνει ο όγκος τους ίσος με μηδέν. Στην περίπτωση που ο όγκος γίνει ίσος με το μηδέν, υπάρχει αρκετός κίνδυνος για τον ασθενή καθώς τα εσωτερικά τοιχώματα του αναπνευστήρα ακουμπάνε μεταξύ τους και μπορεί να τους καταστρέψει. Για αυτόν τον λόγο, υπάρχει ένας θετικός υπολειπόμενος όγκος ο οποίος δεν μπορεί να ελεγχθεί από τον οργανισμό. Όταν όμως ο οργανισμός είναι αδύναμος να συντηρηθεί από μόνος του λόγω αδυναμίας ή λόγω μέθης, ο αέρας αυτός μπορεί να αποβληθεί από το σώμα. Το ίδιο συμβαίνει με την χρήση του αναπνευστήρα κατά την μέθη του ασθενή. Έτσι, μπορούμε να διακρίνουμε την επιλογή **PEEP/CPAP** στη πρόσοψη του αναπνευστήρα η οποία είναι υπεύθυνη για αυτόν τον ρόλο (Εικόνα 14). Ο όγκος αυτός δεν επηρεάζεται από τον όγκο που έχει ορίσει ο ιατρός να λαμβάνει ανά αναπνοή ο ασθενής. Αντιθέτως, ο αναπνευστήρας δημιουργεί μία «επιθυμητή διαρροή» για να δίνει ένα μείγμα αερίου στον ασθενή.



Εικόνα 14 - PEEP (Θετική Τελική Εμπνευστική Πίεση)

1.4.6. Plimit – Όριο πίεσης

Αυτή η κατηγορία αναφέρεται στην λειτουργία πίεσης του αναπνευστήρα και όχι όγκου. Το όριο της πίεσης ορίζει το P_{peak} που σημαίνει την μέγιστη πίεση που θα αποδώσει ο αναπνευστήρας στον ασθενή. Για παράδειγμα, στην περίπτωση που λειτουργούμε τον αναπνευστήρα σε λειτουργία πίεσης με $P_{limit} = 30 \text{ cmH}_2\text{O}$, τότε το P_{peak} θα είναι κοντά στα $31 \text{ cmH}_2\text{O}$ και έπειτα θα σταθεροποιηθεί στο 30 μέχρι να αποδοθεί η απαραίτητη πίεση εντός των πνευμόνων. Η επιλογή υπάρχει στο κεντρικό πάνελ του αναπνευστήρα και φαίνεται στην παρακάτω εικόνα (Εικόνα 15).



Εικόνα 15 - P_{limit} / Όριο πίεσης

1.4.7 $P_{SUPPORT}$ – Υποστηρικτική Πίεση

Η λειτουργία αυτή αναφέρεται εξίσου στην στήριξη του ασθενή ως προς την απόδοση πίεσης στα πνευμόνια του. Να σημειώσουμε εδώ πως ο λόγος ύπαρξης δύο διαφορετικών λειτουργιών (πίεσης και όγκου) στον αναπνευστήρα είναι άμεσα συνδεδεμένη με τον τρόπο όπου θέλουν να εφαρμόσουν την θεραπεία στον ασθενή οι ιατροί. Επιτυγχάνονται διαφορετικοί στόχοι με την πίεση και διαφορετικοί με τον όγκο (Εικόνα 16). Η ρύθμιση αυτή αποτελεί την ενίσχυση της προσπάθειας του ασθενή σε περίπτωση που προσπαθήσει να εκτελέσει αναπνοή. Αποτελεί μία βοηθητική λειτουργία ώστε να κρατάει ξεκούραστο τον ασθενή κατά την προσπάθεια του να εκτελέσει ξανά την αναπνοή του μόνος του.



Εικόνα 16 - $P_{SUPPORT}$, Λειτουργία ενίσχυσης αναπνοής

Πέραν όμως αυτών των παραμέτρων, μπορούμε να διακρίνουμε κι άλλα κουμπιά τα οποία εφαρμόζουν άλλες λειτουργίες. Για παράδειγμα, στα αριστερά του αναπνευστήρα μπορούμε να διακρίνουμε τα εξής (Εικόνα 17):

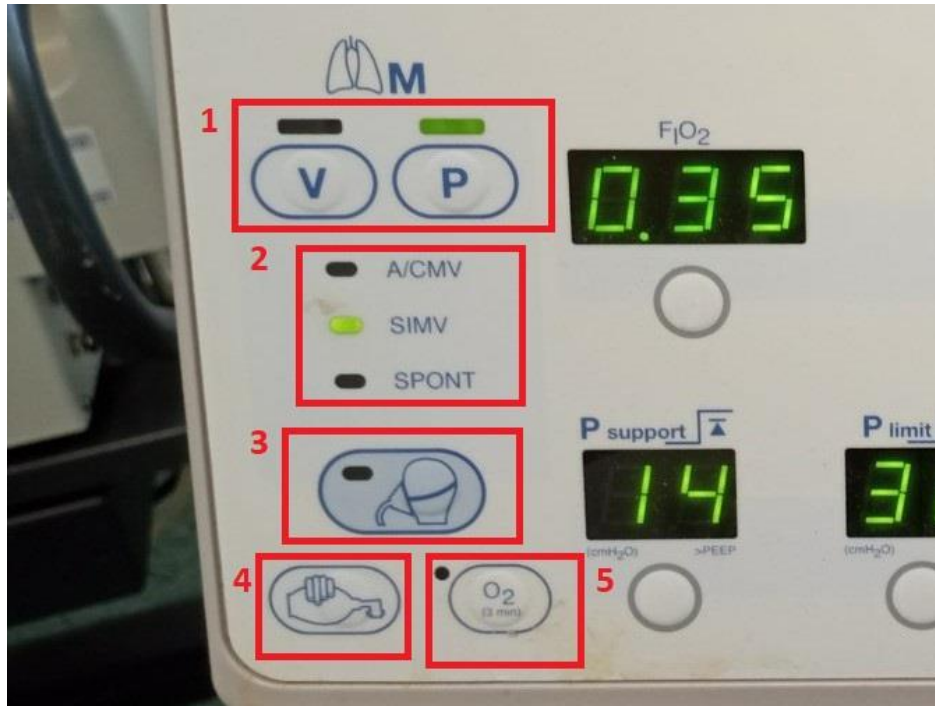
- 1) Επιλογή λειτουργίας (όγκος ή πίεση),
- 2) Επιλογή ελέγχου (A/CMV , SIMV & SPONT),
- 3) Επιλογή μάσκας ή επεμβατικής οδού,
- 4) Επιτηδευμένη αναπνοή από τον ιατρό και,
- 5) Εφαρμογή οξυγόνου σε ποσοστό 100% για τρία (3) λεπτά.

Στην περίπτωση της επιλογής λειτουργίας, όπως αναφέραμε και παραπάνω, μπορούμε να επιλέξουμε την απόδοση όγκου ή πίεσης στον ασθενή. Αυτό έχει να κάνει με την κρίση του ιατρού ανάλογα το περιστατικό. Κατά την επιλογή μίας από τις δύο λειτουργίες, κάποιες από τις βασικές παραμέτρους στο κεντρικό πάνελ κλειδώνουν ενώ άλλες ξεκλειδώνουν για να δείξει στον χρήστη ποιες από αυτές έχουν ιδιαίτερο ρόλο κατά την λειτουργία τους και ποιες όχι.

Έπειτα, η επιλογή ελέγχου αποτελεί μία πολύ ενδιαφέρουσα επιλογή καθώς εξυπηρετεί στην βοήθεια (assistance) του ασθενή κατά την εκτέλεση της αναπνοής. Στην

πραγματικότητα, χωρίζονται σε τρία (3) στάδια για να βοηθήσει ο αναπνευστήρας τον ασθενή να μπορέσει να αναπνεύσει ξανά από μόνος του. Έτσι, έχουμε τις εξής κατηγορίες ελέγχου:

- I) A/CMV = Ο έλεγχος αναπνοής – εκπνοής ανήκει εξ ολοκλήρου στον αναπνευστήρα και όχι στον ασθενή. Αυτό σημαίνει πως ο αναπνευστήρας διαχειρίζεται όλες τις παραμέτρους για την επίτευξη της αναπνοής του ασθενή και όχι ο ίδιος ο ασθενής. Για παράδειγμα, ένας ασθενής ο οποίος βρίσκεται σε πλήρη καταστολή, είναι ανίκανος να εκτελέσει τον κύκλο της αναπνοής. Έτσι, ο ιατρός τοποθετεί τον αναπνευστήρα σε αυτή τη λειτουργία προκειμένου να εκτελέσει τις αναπνοές για τις ανάγκες του σώματος του.
- II) SIMV = Ο έλεγχος αυτός αποτελεί μία μέση λύση. Ο αναπνευστήρας έχει τον έλεγχο παραπάνω περίπου από το μισό. Ο αναπνευστήρας αποδίδει αναπνοές αλλά είναι έτοιμος να διαχειριστεί ερεθίσματα από τον ασθενή. Στην περίπτωση που νιώσει μία διαφορά πίεσης (ανάσα ή εκπνοή) τότε υπακούει σε αυτά και εκτελεί την κίνηση που επιθυμεί ο ασθενής να κάνει. Για παράδειγμα, ένας ασθενής ο οποίος βρίσκεται σε κατάσταση ανάρρωσης και είναι ξύπνιος, μπορεί να μπει στην λειτουργία αυτή και με την παρακολούθηση του ιατρικού προσωπικού να εκτελεί κινήσεις αναπνοής για εξάσκηση των μυών του. Έτσι, ο αναπνευστήρας του αποδίδει αναπνοές έως ότου είναι έτοιμος να κάνει τις δικές του προσπάθειες για τον χρόνο που μπορεί και έπειτα, αφού δεν έχει άλλες δυνάμεις, ο αναπνευστήρας να συνεχίσει την ροή του για να κλείνει ο κύκλος της αναπνοής χωρίς κάποιο πρόβλημα.
- III) Τέλος, έχουμε την λειτουργία SPONT η οποία αφαιρεί τον άμεσο έλεγχο του αναπνευστήρα χωρίς όμως αυτό να σημαίνει πως τον καθιστά άχρηστο. Στο στάδιο αυτό, ο αναπνευστήρας δεν αποσυνδέεται από τον ασθενή. Αντιθέτως παραμένει συνδεδεμένος και «παρατηρεί» τον ασθενή. Ο τρόπος που μπορεί ένας αναπνευστήρας να «παρατηρήσει» έναν ασθενή γίνεται μέσω των ηλεκτρονικών κυκλωμάτων και αισθητήρων. Σε αυτό το στάδιο ο ασθενής κρίνεται πιο έτοιμος στο να μπορεί να επαναλαμβάνει την προσπάθεια των αναπνοών με έναν συνεχή ρυθμό. Στην περίπτωση που ο αναπνευστήρας «νιώσει» παλμό, αποδίδει αναπνοή και αφήνει την εκτέλεση της εκπνοής στον ασθενή. Αυτή η λειτουργία εφαρμόζεται μόνο σε ασθενείς που αναφέρθηκαν παραπάνω και ποτέ σε υπό καταστολή ασθενείς.



Εικόνα 17 - Λειτουργίες αναπνευστήρα

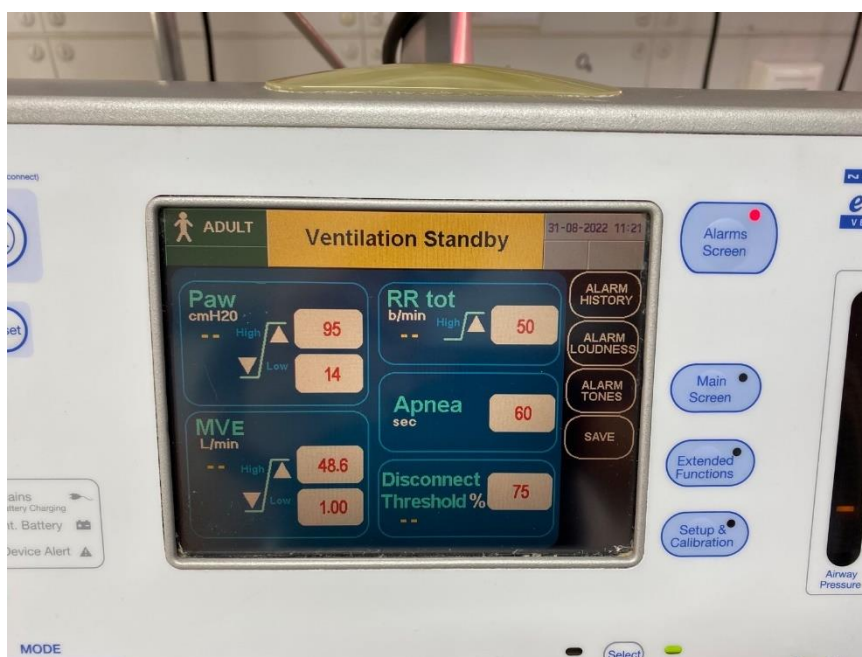
1.5 Ασφαλιστικές παράμετροι αναπνευστήρα

Οι αναπνευστήρες τη σήμερον ημέρα παρέχουν ασφαλιστικούς παράγοντες τόσο για τον ασθενή όσο και για το ιατρικό προσωπικό. Πρώτα από όλα, στο κεντρικό μενού τους, πριν την διασωλήνωση του ασθενούς για την εφαρμογή αναπνοών, το προσωπικό έχει την δυνατότητα να ελέγξει την σήμανση συναγερμού για μία πληθώρα τιμών που έχουν να κάνουν με την εύρυθμη αναπνοή του ασθενή (Εικόνα 18). Για παράδειγμα, έχουμε τις εξής παραμέτρους που μπορούμε να ελέγξουμε:

- **RR_{High Alarm} & RR_{Low Alarm}** = Ο συναγερμός αυτός έχει να κάνει με τον ρυθμό των αναπνοών που έχει εφαρμοστεί στον ασθενή. Εάν υπάρξει κάποια διαταραχή σε αυτήν την επιλογή, ο αναπνευστήρας θα αποδώσει τόσο ηχητικό όσο και οπτικό συναγερμό για να επισημάνει την κατάσταση στο ιατρικό προσωπικό.
- **MVE_{Alarm}** = Η ποσότητα αυτή ορίζεται ως ο όγκος που εισπνέεται ή εκπνέεται από έναν ασθενή ανά λεπτό. Αυτό σημαίνει πως εάν ο χρήστης έχει βάλει πολλά ή λίγα ml εισπνοής στην επιλογή V_T , τότε είναι πολύ πιθανόν αυτός ο συναγερμός να ενεργοποιηθεί οπτικά και ηχητικά για να ειδοποιήσει το ιατρικό προσωπικό να επιδιορθώσει την κατάσταση.
- **PAW** = Ο συναγερμός αυτός έχει άμεσα να κάνει με την πίεση που αναπτύσσει ο ασθενής στην κύρια αναπνευστική οδό λόγω της εφαρμογής του αναπνευστήρα σε

αυτόν. Μία βασική παράμετρος που επηρεάζει το PAW είναι η παράμετρος PEEP που αναφέραμε παραπάνω. Το PEEP επηρεάζει την πίεση της κυρίας αναπνευστικής οδού καθώς δημιουργεί συνεχόμενα την ροή αέρα για την συντήρηση σταθερού όγκου στους πνεύμονες του ασθενή κατά την εκπνοή. Επίσης, σε περίπτωση διαρροής του συστήματος, χτυπάει το χαμηλό όριο του PAW σαν ένδειξη απουσίας πίεσης στο κύκλωμα.

- **Apnea** = Η άπνοια είναι ένας συναγερμός που παίρνει μέρος περισσότερο στις λειτουργίες του SIMV και SPONT που αναφέρθηκαν παραπάνω. Η άπνοια ορίζεται όταν ο ασθενής δεν εμφανίζει σημάδια αναπνοής. Οι αναπνευστήρες έχουν την επιλογή να αναπαριστούν την αναπνοή σε κυματομορφές πίεσης, όγκου και λοιπών στοιχείων συναρτήσει του χρόνου. Σε περίπτωση που ο ασθενής σταματήσει να εισπνέει, η γραφική παράσταση είναι κατά μήκος του χρόνου κοντά στο μηδέν. Για παράδειγμα, ένας ασθενής ο οποίος είναι υπό παρακολούθηση και το ιατρικό προσωπικό έχει αποφασίσει να του εφαρμόσει το πρόγραμμα SPONT, δηλαδή να προσπαθεί ο ίδιος να εκτελεί τις αναπνοές, στην περίπτωση που κάποια στιγμή αδυνατεί να κάνει από μόνος του αναπνοή, ο συναγερμός της άπνοιας μετράει αντίστροφα σε μονάδα χρόνου και ενεργοποιείται μόλις αυτός ο χρόνος περάσει προκειμένου να ειδοποιηθεί το προσωπικό πως ο ασθενής αδυνατεί να εκτελέσει τον κύκλο της αναπνοής. Βέβαια, η ασφάλεια δεν φτάνει μέχρι εκεί. Στην περίπτωση αυτή, ο αναπνευστήρας είναι από μόνος του προγραμματισμένος να παρέχει στον ασθενή την λεγόμενη «Υποστηριζόμενη αναπνοή» (Backup Ventilation). Όταν ο αναπνευστήρας εντοπίσει πως ο ασθενής δεν μπορεί να αναπνεύσει, ενεργοποιείται η «Υποστηριζόμενη Αναπνοή» για να σωθεί ο ασθενής.



Εικόνα 18 - Οθόνη συναγερμών

1.6 Βασική αρχή αναπνευστήρων

Οι αναπνευστήρες που τοποθετούνται στις εγκαταστάσεις των νοσοκομείων έχουν κάποιες απαιτήσεις από τον χώρο τους. Τόσο το σύστημα υγείας όσο και ο ίδιος ο αναπνευστήρας έχουν ανάγκες και απαιτήσεις για την σωστή και εύρυθμη συνύπαρξη μεταξύ τους. Το σύστημα υγείας ζητάει από τον κατασκευαστή πιστοποιήσεις ασφαλείας και ακριβείας για την λειτουργία του αναπνευστήρα προτού τοποθετηθεί σε ασθενή προκειμένου να αποφευχθεί κάθε είδος ατυχήματος ή και δυστυχήματος. Ο αναπνευστήρας από την άλλη, «ζητάει» από το νοσοκομείο εγκαταστάσεις ιατρικού αέρα και καθαρού οξυγόνου (με πιστοποιήσεις ασφαλείας, μετρήσεων και ορίων καθώς και καθαρότητας). Για παράδειγμα, το οξυγόνο θα πρέπει να είναι καθαρό οξυγόνο σε καθαρό ποσοστό για να είναι εγκεκριμένο για την σωστή χρήση του. Επίσης, θα πρέπει να είναι ελεγμένο το σύστημα εσωτερικά να μην υπάρχει υγρασία ή ροή νερού όπως και διαρροή ρεύματος καθώς και τα δύο σενάρια αποτελούν εφιαλτικά σενάρια. Εντός των μονάδων των νοσοκομείων, μπορούμε να διακρίνουμε υποδοχές (Εικόνα 19) αέρα, οξυγόνου και vacuum (αρνητικής πίεσης για αναρρόφηση) .



Εικόνα 19 - Υποδοχές αέρα, οξυγόνου και αρνητικής πίεσης σε κλίνες μονάδων νοσοκομείου (Πηγή: <https://www.dreamstime.com/photos-images/medical-gases.html>)

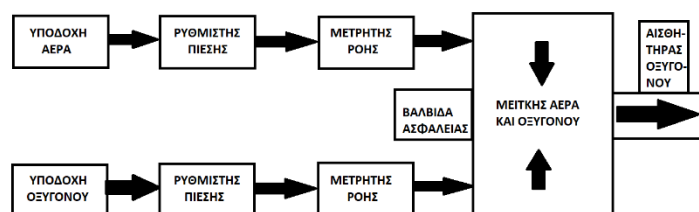
Ο αναπνευστήρας χρειάζεται μόνο δύο παροχές και αυτές είναι του οξυγόνου και αέρα. Κάθε σωλήνας και κάθε παροχή έχει συγκεκριμένο βύσμα όπου δεν μπορεί να τοποθετηθεί σε άλλη υποδοχή. Δηλαδή, δεν μπορούμε να τοποθετήσουμε τον σωλήνα του οξυγόνου στην υποδοχή του αέρα. Το οξυγόνο έχει πάντα λευκό συμπαγές χρώμα. Ο αέρας έχει λευκό χρώμα με μαύρη λωρίδα. Εντός των αναπνευστήρων, η τοποθέτηση είναι συνήθως αναγραμμαμένη επάνω στα μηχανικά μέρη (πχ “AIR” , “OXYGEN”). Παρά το γεγονός ότι απαιτούμε παροχές χωρίς υγρασία, θα πρέπει να προφυλάσσουμε τον εξοπλισμό μας από τυχόν ατυχήματα της παροχής. Για αυτόν τον λόγο, οι περισσότεροι αναπνευστήρες παρέχουν φίλτρο που αποτρέπει την είσοδο νερού εντός του κυκλώματος του. Στην περίπτωση που το νερό περνούσε εντός του αναπνευστήρα θα ήταν επικίνδυνο τόσο για τον ασθενή όσο και για τον αναπνευστήρα. Οι άλλη πλευρά των σωλήνων τοποθετούνται στον αναπνευστήρα από την πίσω πλευρά του (Εικόνα 20).



Εικόνα 20 - Υποδοχή αέρα και οξυγόνου σε υποδοχές με φίλτρα και υδατοπαγίδες (Πηγή: <https://pdfcoffee.com/newport-ser360-revd-pdf-free.html>)

Στη συγκεκριμένη εικόνα, ο αέρας τοποθετείται στα δεξιά και το οξυγόνο τοποθετείται αριστερά. Τα μπολ που φαίνονται στην εικόνα είναι οι λεγόμενες υδατοπαγίδες, χώροι όπου μπορεί να κρατηθεί υγρασία των παροχών στην περίπτωση που υπάρχει με την επιλογή να αφαιρεθεί από τον χρήστη με πολύ εύκολο τρόπο. Στην περίπτωση που υπάρχει υγρασία εντός των μπολ, ο χρήστης θα πρέπει να πατήσει στο κάτω μέρος μία βαλβίδα για την εξαγωγή του υγρού από τα μπολ.

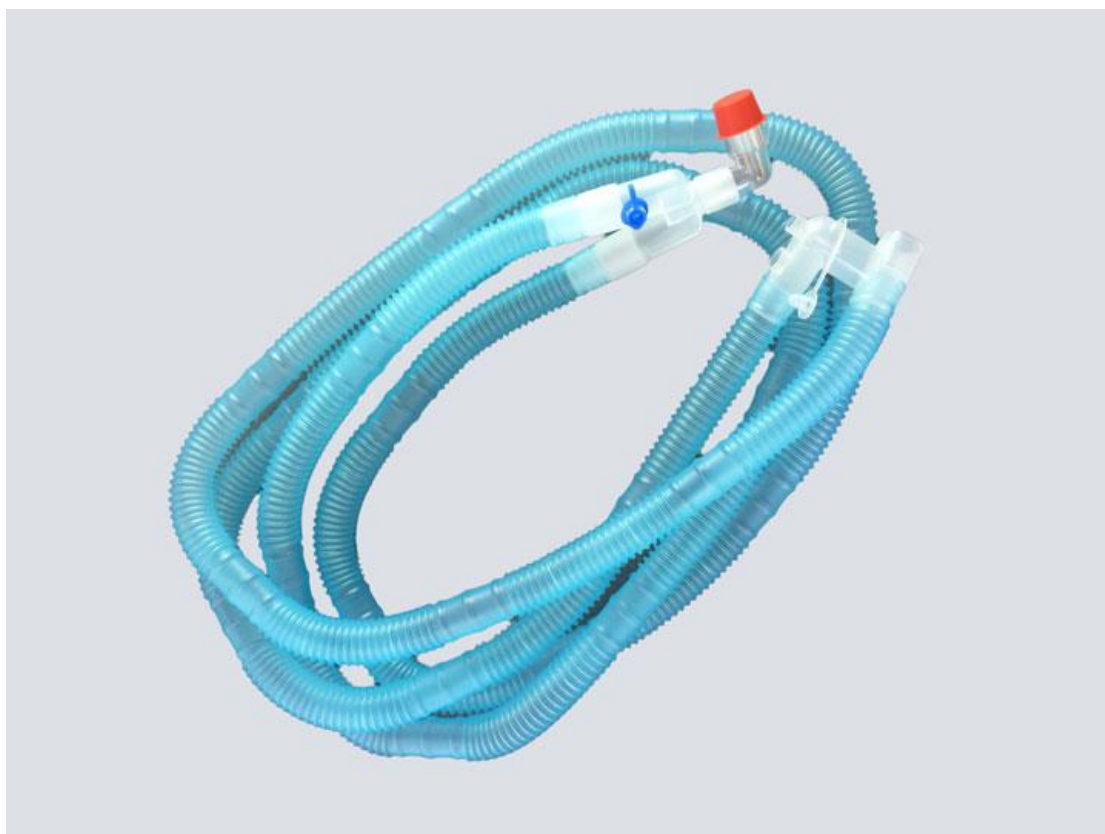
Έπειτα, ο αέρας και το οξυγόνο αρχίζουν να μπαίνουν εντός του αναπνευστήρα για να ξεκινήσει η διαδικασία της αναπνοής για τον ασθενή. Πριν όμως φτάσει στον ασθενή, ο αέρας και το οξυγόνο θα πρέπει να ρυθμιστούν, να μετρηθούν, να οριστούν τα σημεία αναφοράς τους και να αναμειχθούν για να μπορέσουν να είναι έτοιμα για τον ασθενή. Αυτές οι διαδικασίες γίνονται από μηχανικά μέρη που εξομαλύνουν την πίεση σε μικρότερη για να είναι διαχειρίσιμη. Οι εξομαλυντές (ή αλλιώς Regulators) ευθύνονται για την πτώση της πίεσης από την παροχή του νοσοκομείου για την τροφοδοσία του αναπνευστήρα. Συγκεκριμένα, η παροχή των νοσοκομείων θα πρέπει να είναι κοντά στα 55 PSI. Η πίεση που έχει εξομαλυνθεί εντός του αναπνευστήρα είναι κοντά στα 15 PSI. Τέλος, μετά από την επεξεργασία, η τελική πίεση που φτάνει στον ασθενή είναι από 0-80 cmH₂O. Εντός του αναπνευστήρα μπορεί κάποιος να δει πολλά μικρά σωληνάκια τα οποία μεταφέρουν πιέσεις για την μέτρηση πίεσης αναφοράς. Αυτά τα σωληνάκια καταλήγουν σε αισθητήρες οι οποίοι μετράνε και ρυθμίζουν πιέσεις και ροές. Έπειτα, βρίσκονται οι μετρητές ροής οι οποίοι είναι απαραίτητοι για την εύρυθμη λειτουργία του αναπνευστήρα. Χωρίς αυτούς, ο αναπνευστήρας δεν μπορεί να αντιληφθεί τη ποσότητα του αέρα και του οξυγόνου που εισέρχεται στο σύστημα. Τέλος, το μείγμα καταλήγει σε ένα ενιαίο μπλοκ το οποίο αναμιγνύει τον αέρα και το οξυγόνο, ανάλογα το ποσοστό που επιθυμεί ο χρήστης καθώς και τις λειτουργίες του. Πάνω σε αυτό το μπλοκ βρίσκεται και η βαλβίδα ασφαλείας (σε περίπτωση που κάτι συμβεί στον αναπνευστήρα για να μην κινδυνέψει η υγεία του ασθενούς καθώς και ο αισθητήρας οξυγόνου ο οποίος όμως είναι μονάχα αναφορικός και όχι ρυθμιστικός ως προς τη λειτουργία του (Εικόνα 21).



Εικόνα 21 - Μπλοκ διάγραμμα λειτουργίας αναπνευστήρα

Οι πληροφορίες αυτές ισχύουν για την πρώτη φάση του αναπνευστήρα , δηλαδή στο μπλοκ της εισαγωγής του αέρα. Απευθείας μετά τον αισθητήρα οξυγόνου συνδέεται ο ασθενής μέσω ειδικού κυκλώματος (Εικόνα 22). Το κύκλωμα αυτό έχει τρεις θέσεις:

- Την εισαγωγή του αέρα (To Patient),
- Την υποδοχή για τον ασθενή (Y-connector),
- Την εξαγωγή του αέρα (From Patient).



Εικόνα 22 - Κύκλωμα ασθενούς (Πηγή: <https://a1props.com/product/ventilator-circuit-tubing/>)

Σε πολλά κυκλώματα, μπορούμε να διακρίνουμε την πλευρά που είναι η εισαγωγή και τη πλευρά που είναι η εξαγωγή καθώς για την δεύτερη έχει ένα ειδικό μπόλ που ονομάζεται «υδατοπαγίδα». Η συγκεκριμένη παγίδα απευθύνεται στην υγρασία η οποία συγκεντρώνεται από την εκπνοή του ασθενή στο κύκλωμα. Η υγρασία αποτελεί κίνδυνο για τα μεταλλικά μέρη καθώς διαβρώνει τις επιφάνειες και δημιουργεί προβλήματα. Πλην όμως αυτού του μέτρου, οι αναπνευστήρες κατά την εξαγωγή του αέρα στο περιβάλλον, έχουν ήδη τοποθετημένο έναν θερμαντήρα για την αύξηση της θερμοκρασίας του αέρα. Ο λόγος είναι τόσο η εξουδετέρωση της υγρασίας όσο και η εξουδετέρωση των μικροσωματιδίων που ενδέχεται να έχουν περάσει το φίλτρο εξαγωγής.

Κατά την εκπνοή του ασθενούς, ο εκπνεόμενος αέρας εισέρχεται στο μπλοκ της εκπνοής με πρώτη επαφή το φίλτρο μικροσωματιδίων (Εικόνα 23) . Στο συγκεκριμένο σύστημα δεν υπάρχει φίλτρο εκπνοής καθώς διαχειρίζεται διαφορετικά τον εκπνεόμενο αέρα από τον ασθενή. Όμως, άλλοι αναπνευστήρες έχουν το φίλτρο αυτό το οποίο αποτελεί αναλώσιμο. Τα φίλτρα αυτά είναι δύο τύπων :

- Επαναχρησιμοποιούμενα (τα οποία απολυμαίνονται συγκεκριμένες φορές μετά την χρήση),
- Μίας φορές (τα οποία δεν απολυμαίνονται και χρησιμοποιούνται μόνο για έναν ασθενή κάθε φορά).



Εικόνα 23 - Φίλτρο εξαγωγής αέρα (Πηγή: <https://www.4mdmedical.com/filter-for-the-expiratory-bacterial-840-ventilator-1-bx.html>)

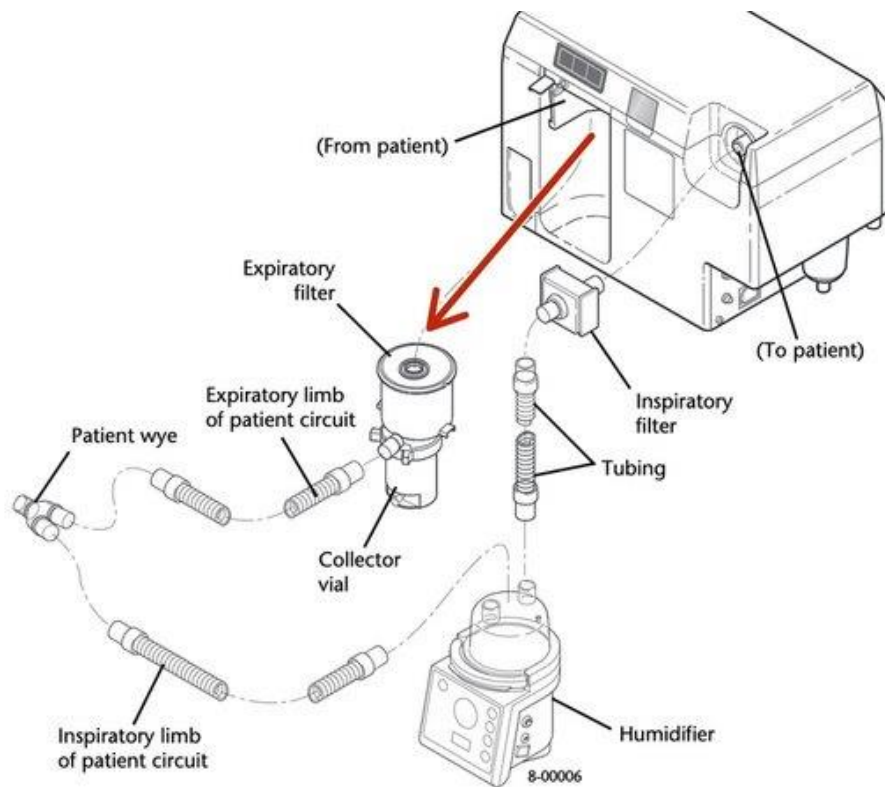
Επιπροσθέτως, υπάρχει φίλτρο εισπνοής το οποίο ελέγχει την ποιότητα του μείγματος που έρχεται από τον αναπνευστήρα στο να μην υπάρχουν μέσα μικροσωματίδια ή και βρωμιές από το κύκλωμα (σκόνη, τρίχες, κ.α.) . Το φίλτρο αυτό τοποθετείται στο μπλοκ εισαγωγής και έχει κατεύθυνση η οποία αναφέρεται στο επάνω μέρος του φίλτρου με την

ένδειξη βέλους (Εικόνα 24). Το φίλτρο αυτό μπορεί να ανεβάσει την αντίσταση του κυκλώματος καθώς εμποδίζει την ροή του αέρα να κινηθεί ομαλά αλλά όμως κρίνεται ως απαραίτητο για την προστασία της αναπνευστικής οδού του ασθενή. Συνήθως, οι τεχνικοί έλεγχοι γίνονται χωρίς αυτό το φίλτρο για να μην υπάρχει αύξηση της πίεσης.



Εικόνα 24 - Φίλτρο εισπνοής (Πηγή: <https://www.tri-anim.com/th/ventilation/filters/d-flex-inspiratory-bacteria-filters/p/group002964>)

Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, ο συγκεκριμένος αναπνευστήρας που αναφερόμαστε δεν έχει φίλτρο εκπνοής καθώς διαχειρίζεται διαφορετικά την εκπνοή του ασθενούς. Συνήθως όμως στους περισσότερους αναπνευστήρες χρησιμοποιείται αυτό το φίλτρο για την κατακράτηση των σωματιδίων του αέρα. Παρακάτω θα μπορούμε να διακρίνουμε καλύτερα την εξωτερική συνδεσμολογία του αναπνευστήρα ως προς τον ασθενή (Εικόνα 25). Από τον αναπνευστήρα προς τον ασθενή διακρίνουμε το φίλτρο εισπνοής το οποίο αποτελεί αναλώσιμο και τοποθετείται ανά ασθενή, ο σωλήνας, ως προαιρετική επιλογή ο υγραντήρας (νεφελοποιητής), σωλήνας και τέλος ο σύνδεσμος ύψιλον που αναφέραμε παραπάνω όπου συνδέεται ο ασθενής. Η έξοδος του αέρα συνεχίζει από την έξοδο του συνδέσμου ύψιλον σε σωλήνα, στο φίλτρο εκπνοής το οποίο όπως αναφέραμε παραπάνω είναι είτε μίας χρήσης ή πολλών το οποίο τοποθετείται εντός του αναπνευστήρα σε τέτοια θέση που είναι διαχειρίσιμο από τον χρήστη.



Εικόνα 25 - Σύνδεση κυκλώματος ασθενή με φίλτρο εισπνοής, εκπνοής και υγραντήρα (εξωτερική συσκευή - δεν αποτελεί κομμάτι του αναπνευστήρα) (Πηγή: <https://www.ifixit.com/Guide/Puritan+Bennett+840+Expiratory+Filter+Replacement/133839>)

Έπειτα, συναντάμε το σύστημα εκπνοής (expiratory valve) που αποτελεί τον έλεγχο της αναπνοής ως προς τον χρόνο μεταξύ αναπνοής και εκπνοής καθώς και της εκτόνωσης του αέρα στο περιβάλλον. Πριν όμως μπούμε βαθύτερα σε αυτό το κομμάτι, θα πρέπει να αναφέρουμε πως πάνω στο σύστημα αυτό είναι τοποθετημένος και ο θερμαντήρας ο οποίος ευθύνεται για την αύξηση της θερμοκρασίας του αέρινου μείγματος που διαχέεται στο περιβάλλον από τον ασθενή για λόγους υγείας. Το θερμαντικό καλύπτει κάποιες ανάγκες που χρειάζονται για την εύρυθμη εκπνοή του ασθενή στο περιβάλλον καθώς ο ασθενής μπορεί να είναι μολυσματικός απέναντι στους γύρω του. Θα μπορούσαμε να σκεφτούμε πως εντός μίας Μονάδας Εντατικής Θεραπείας, οι κλίνες είναι κοντά μεταξύ τους. Αυτό σημαίνει πως η ανταλλαγή αερίων είναι αρκετά κοντινή μεταξύ των ασθενών αλλά και του προσωπικού. Για αυτόν τον λόγο, το θερμαντικό θερμαίνει τον εκπνεόμενο αέρα για να αποφεύγονται τέτοιου είδους προβλήματα.

Έπειτα, συναντάμε έναν μηχανισμό που ονομάζεται «Βαλβίδα εκπνοής». Η βαλβίδα αυτή αποτελεί ένα σημαντικό σύστημα καθώς ρυθμίζει και μετράει τη ροή του ασθενή. Διαχειρίζεται τον όγκο καθώς αποτελεί το στοπ της διαδικασίας της εισπνοής. Όσο η βαλβίδα είναι κλειστή κατά την εισπνοή, τόσο μαζεύεται όγκος ή πίεση στα πνευμόνια του ασθενή. Έπειτα, ρυθμίζει τον χρόνο που θέλει ο χρήστης να κρατήσει ο σταθερός όγκος στα πνευμόνια του ασθενή για να ανοίξει η βαλβίδα και να απελευθερωθεί ο παγιδευμένος αέρας (Εικόνα 26).



Εικόνα 26 - Βαλβίδα εκπνοής

Η βαλβίδα αυτή αποτελεί έναν από τους κυριότερους ρόλους του συστήματος του αναπνευστήρα. Έχει άμεση σύνδεση με το εσωτερικό του αναπνευστήρα καθώς δίνει αναφορικές τιμές αλλά και παίρνει πιέσεις για την επίτευξη της λειτουργία του. Στην άκρη του τοποθετείται ο αισθητήρας ροής ο οποίος ευθύνεται για την τελευταία μέτρηση του όγκου που εκπνέεται από τον ασθενή. Ο αισθητήρας αυτός αποτελεί αναλώσιμο και πολλές φορές τοποθετείται από τον χρήστη και όχι από το τεχνικό προσωπικό. Η λειτουργία του αισθητήρα αυτού γίνεται μέσω θερμών συρμάτων. Εντός του αισθητήρα μπορεί κανείς να διακρίνει δύο πολύ λεπτά νήματα τα οποία όταν λειτουργεί ο αναπνευστήρας αυτά θερμαίνονται σε μία θερμοκρασία αναφοράς. Η ροή του αέρα του μειώνει την θερμοκρασία και έτσι αντλαμβάνεται την ποσότητα του αέρα που τον διαπερνά. Ο αισθητήρας αυτός μπορεί να χρησιμοποιηθεί αρκετές φορές καθώς δεν έχει άμεση επαφή με τον ασθενή και δεν βρίσκεται εντός του κλειστού κυκλώματος (Εικόνα 27).

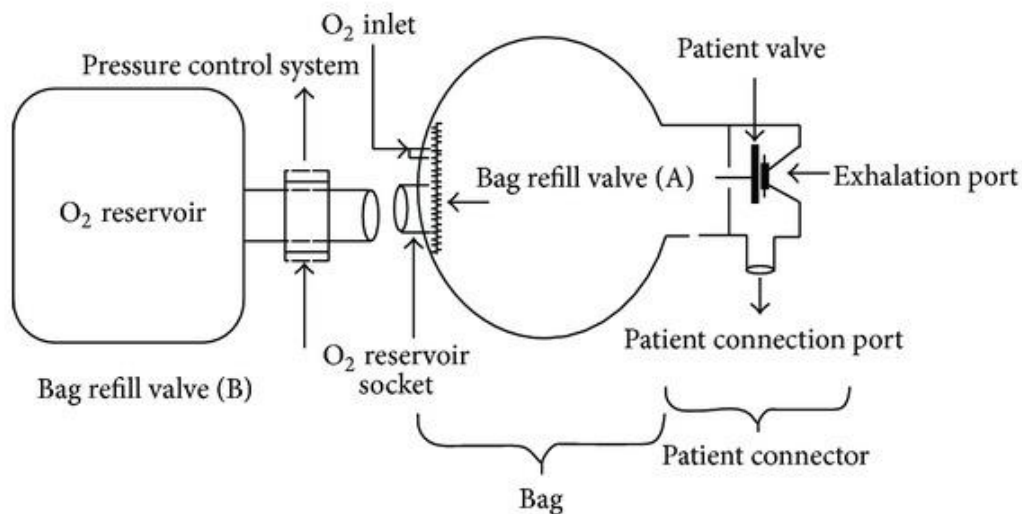


Εικόνα 27 - Αισθητήρας ροής εκπνοής

1.7 Χειροκίνητος προληπτικός αναπνευστήρας - Ambu

Η αμπού αποτελεί μία χειροκίνητη λύση για την επίτευξη της αναπνοής ενός ασθενή ο οποίος αδυνατεί να την εκτελέσει από μόνος του η οποία δημιουργήθηκε το 1953 από τον Γερμανό ιατρό “Hogler Hesse” και τον Δανό, γνωστό αναισθησιολόγο βοηθό του “Henning Ruben” . Η αμπού επιτυγχάνει θετική πίεση στους πνεύμονες του ασθενούς μεταφέροντας του έτσι έναν συγκεκριμένο και ορισμένο όγκο αέρα στα πνευμόνια του. Οι μοντέρνες αμπού είναι ικανές να μεταφέρουν καθαρό οξυγόνο από πηγή οξυγόνου αλλά δεν αποτελούν λύση θεραπείας όπως μπορεί να χαρακτηριστεί ένας αναπνευστήρας. Η αμπού είναι ένα εργαλείο πλήρως χειριζόμενο από ανθρώπινο παράγοντα. Αυτό σημαίνει πως η συχνότητα δεν είναι ιδανική, ο όγκος δεν είναι συνεχόμενος και ίσος πάντα καθώς και άλλες παράμετροι δέχονται μεταβολές. ^[10]

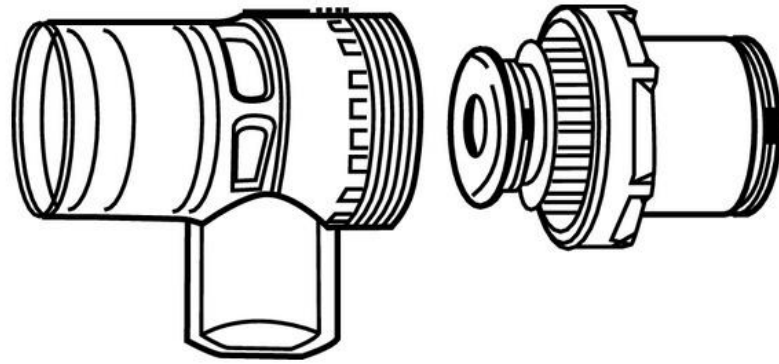
Η λειτουργία της αμπού είναι αρκετά εύκολη στην κατανόηση και απλή στη χρήση. Ο χρήστης ασκεί δύναμη στον ειδικό ασκό με αυτόματη επαναφορά λόγω υλικού ο οποίος ευθύνεται για την μεταφορά του συγκεντρωμένου μείγματος (Αέρα ή αέρα-οξυγόνου) και μέσω ειδικού σωλήνα οδεύει στην αναπνευστική οδό του ασθενή. Πριν υπάρχει προαιρετικά αποθήκευση οξυγόνου και κοντά στην εισπνοή βρίσκεται η βαλβίδα εκπνοής η οποία ανοίγει όταν ο ασθενής αφήσει τον αέρα από τον οργανισμό του (Εικόνα 28).



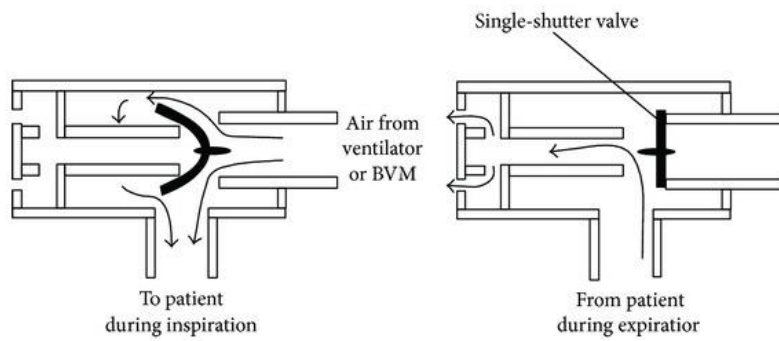
Εικόνα 28 - Μηχανισμός της Αμπού (Πηγή: <https://www.semanticscholar.org/paper/From-Mouth-to-Mouth-to-Bag-Valve-Mask-Ventilation%3A-Khoury-Hugonnot/1e67bc6dc4c938ebf109f5dbce3ad3d4c2438d20/figure/0>)

Η βαλβίδα εκπνοής αποτελεί έναν μηχανισμό υπερβολικά απλό αλλά ταυτόχρονα υπερβολικά έξυπνο καθώς βοηθάει στην διατήρηση της πίεσης του αέρα εντός του κλειστού κυκλώματος και της εκτόνωσης του με μηχανικό τρόπο χωρίς την χρήση κάποιας ηλεκτρικής συσκευής (Εικόνα 29). Η βαλβίδα είναι ένα κομμάτι το οποίο δεν χρήζει συχνής συντήρησης και αυτό βοηθάει στην μακροχρόνια λειτουργία της καθιστώντας τη συσκευή αξιόπιστη στον χρόνο. ^[9]

Η αμπού παράγεται από ειδικό πλαστικό το οποίο βοηθάει στην διατήρηση του στον χρόνο αλλά και στην διατήρηση της μηχανικής του κατάστασης. Υπάρχουν διάφορων λίτρων αμπού καθώς και απλές ή ειδικές. Συνήθως, η αμπού δεν είναι μίας χρήσης καθώς μπορεί ο χρήστης να αλλάξει το στόμιο που θα έχει επαφή ο ασθενής ή να απολυμάνει πολλές φορές το προηγούμενο στόμιο. Μία αμπού κρίνεται πλέον άχρηστη όταν ανοίξει κάποιο σημείο στο κύκλωμα της. Αυτό θα μπορούσε να είναι είτε σκίσιμο στα μαλακά μέρη της αμπού, σπάσιμο σε σκληρό πλαστικό σωλήνα ή δυσλειτουργία της βαλβίδας εκπνοής. Στους σύγχρονους χώρους των νοσοκομείων, οι αμπού αποτελούν έναν μηχανισμό υποστηρικτικό στη περίπτωση που ο βασικός μηχανισμός (αναπνευστήρας) ο οποίος έχει τοποθετηθεί στον ασθενή έχει απροσδόκητη βλάβη, ή που ο ασθενής αντιμετωπίζει προβλήματα όπως ανακοπή όπου είναι ικανή να διακόψει την αναπνοή του ασθενή.



(a)



(b)

Εικόνα 29 - Μηχανισμός βαλβίδας Αμπού (Πηγή: <https://www.semanticscholar.org/paper/From-Mouth-to-Mouth-to-Bag-Valve-Mask-Ventilation%3A-Khoury-Huqonnot/1e67bc6dc4c938ebf109f5dbce3ad3d4c2438d20/figure/2>)

2. Πρακτικό μέρος – Μέρος Β΄

2.1 Μεθοδολογία

2.1.1. Στόχος

Στην παρούσα φάση έχουμε σαν στόχο την επίτευξη αναπνοών μέσω του συνδυασμού των χειροποίητων κατασκευών (κόψιμο ξύλινων επιφανειών και κοπής πλαστικών σωλήνων , ένωση των υλικών αυτών για την στήριξη της βάσης της κατασκευής , σωστή τοποθέτηση της Ambu και δημιουργία του μηχανισμού απόδοσης της κίνησης για την πίεση του ασκού). Ακόμη, στόχος είναι η δημιουργία του κώδικα ο οποίος μπορεί να μεταφράσει τις ανάγκες μας στη κατασκευή που έχουμε φτιάξει.

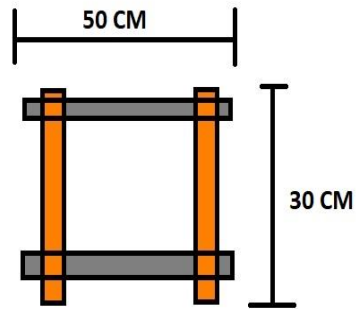
Η ιδέα της συγκεκριμένης διπλωματικής υλοποιείται από την παροχή υλικών τα οποία βρίσκονται εύκολα σε καταστήματα με ξυλεία, είδη υδραυλικής και ηλεκτρονικά είδη για την αγορά του κινητήρα τύπου Servo και υλικά μετάδοσης κίνησης όπως τα γρανάζια και τον οδοντωτό κανόνα. Συνθέτοντας κατάλληλα αυτά τα υλικά μπορούμε να έχουμε ένα σωστό αποτέλεσμα για την επίτευξη της κεντρικής μας ιδέας. Ο αναπνευστήρας θα δοκιμαστεί με την βοήθεια ενός ειδικού μετρητικού εργαλείου, το PTS 2000 της εταιρείας Covidien “Puritan Bennett” το οποίο θα είναι υπεύθυνο για την ακριβή μέτρηση του όγκου που εξάγουμε κατά την κίνηση του κινητήρα και του οδοντωτού κανόνα.

2.1.2. Ανάγκες και υλικά

Στην παρούσα διπλωματική θα αποπειραθούμε να κατασκευάσουμε έναν αναπνευστήρα ο οποίος θα γίνει από διάφορα υλικά τα οποία μπορούμε να τα βρούμε σε καταστήματα με ξύλα, υδραυλικά και ηλεκτρονικά. Συγκεκριμένα, για την επίτευξη της θα χρειαστούμε τα παρακάτω υλικά:

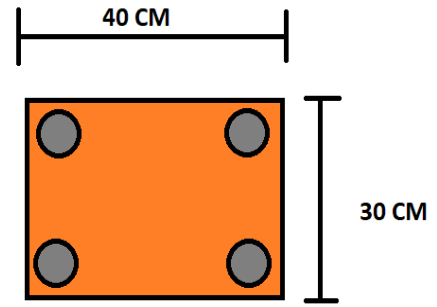
- Πλαστικοί σωλήνες PVC (Στηρίγματα),
- Ξύλα (βάσεις) ,
- Αμπού (η βασική μας αρχή),
- Ηλεκτρονική πλακέτα επεξεργασίας ARDUINO – UNO (Μικροϋπολογιστής),
- Μηχανικά μέρη (γρανάζια, οδοντωτός κανόνας).

Τα παρακάτω είναι τα σχέδια τα οποία ακολουθεί η δομή που δημιουργήθηκε. Θα μπορούμε να διακρίνουμε την εμπρόσθια (Εικόνα 30) και την πλαϊνή όψη(Εικόνα 31).



ΠΛΑΓΙΑ ΟΨΗ

Εικόνα 30 - Πλαϊνή όψη



ΕΜΠΡΟΣΘΙΑ ΟΨΗ

Εικόνα 31 - Εμπρόσθια όψη

\

Η διάταξη της κατασκευής φαίνεται στην παρακάτω εικόνα (Εικόνα 32) όπου η βάση αποτελείται από δύο ξύλινες επιφάνειες, τέσσερις πλαστικούς σωλήνες (αποστάτες μεταξύ ξύλινων επιφανειών), την αμπού (ασκός αναπνευστήρα), μηχανικά μέρη (γρανάζι και οδοντωτός τροχός) και τον μικροϋπολογιστή (Arduino Uno). Η παρακάτω εικόνα αποτελεί την βασική κατασκευή, τον σκελετό της διπλωματικής.



Εικόνα 32 - Κατασκευή χωρίς τα μηχανικά μέρη και τα ηλεκτρονικά στοιχεία.

Ταυτόχρονα, δεν θα μπορούσε να επιτευχθεί κίνηση χωρίς τον «εγκέφαλο», τον κινητήρα και το σύστημα μετάδοσης της κίνησης. Αυτά αποτελούν το Arduino Uno με την τοποθετημένη οθόνη LCD (Εικόνα 33), τον κινητήρα τύπου Servo Motor (Εικόνα 34) και έναν πλαστικό οδοντωτό κανόνα (Εικόνα 35).



Εικόνα 33 - Arduino UNO μαζί με πλακέτα οθόνης και χειρισμού

Τα συστήματα αυτά θα καλυφθούν με ελαφρύ κομμάτι ξύλου προκειμένου να προστατεύονται από δυνάμεις διάτμησης και θραύσης επειδή τα γρανάζια και ο οδοντωτός κανόνας είναι φτιαγμένα από πλαστικό υλικό. Για αυτόν τον λόγο ο οδοντωτός κανόνας θα ενισχυθεί με μεταλλικούς άξονες για την ενίσχυση της αντοχής του.

Η κίνηση του κινητήρα αυτού επιτυγχάνεται με εξωτερική πηγή ρεύματος. Η συνδεσμολογία του κινητήρα αποτελείται από τρία καλώδια με διαφορετικό χρώμα. Συγκεκριμένα, δύο από αυτά συνδέονται στην εξωτερική πηγή για την τροφοδοσία ρεύματος κίνησης και ένα από αυτά συνδέεται με το κλειστό μας κύκλωμα του επεξεργαστή το οποίο δίνει σήμα πότε να ξεκινήσει να κινείται καθώς και το πόσο (το μετράμε σε μοίρες). Για αυτόν τον λόγο θα χρειαστούμε την παρουσία ενός εξωτερικού τροφοδοτικού



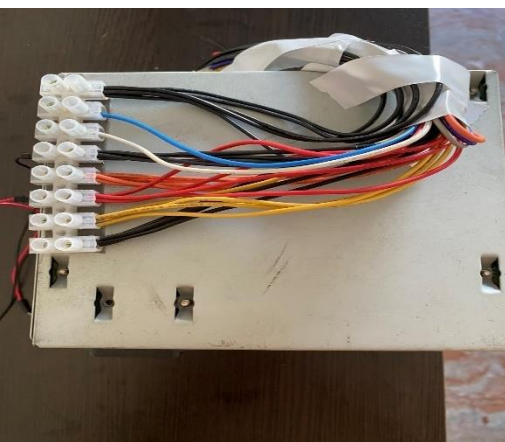
Εικόνα 34- Οδοντωτός κανόνας - μετάδοση κίνησης

με σταθερή τάση στα 5 Volt. Για την παρούσα διπλωματική θα χρησιμοποιήσουμε ένα τροποποιημένο τροφοδοτικό υπολογιστή όπου έχει συγκεκριμένες εξόδους με συγκεκριμένες αναφορικές τάσεις (Εικόνα 36).



Ο οδοντωτός τροχός θα αποτελεί ένα σύστημα με μία κολλημένη σε αυτό ξύλινη επιφάνεια η οποία θα λειτουργεί ως επιφάνεια επαφής με τον ασκό της Αμπού. Σύμφωνα με την απόσταση κίνησης του κανόνα, θα μπορέσουμε να ρυθμίσουμε τον όγκο που θα αποδίδει στο κύκλωμα. Η ταχύτητα του servo κινητήρα μπορεί να αποδοθεί ως ο μέγιστος απορροφούμενος όγκος. Ο ρυθμός αναπνοών μπορεί να οριστεί από την συχνότητα κίνησης του σερβοκινητήρα. Με άλλα λόγια, ο κύκλος χρόνου που ξεκινάει από την θέση μηδέν του κινητήρα μέχρι να επιστρέψει ξανά στο ίδιο σημείο μετά την εκπνοή. Όλα αυτά θα αποτελέσουν ρυθμίσεις που θα μπορεί ο χρήστης να καθορίσει.

Εικόνα 35 - Κινητήρας τύπου Servo Motor



Εικόνα 36 - Τροφοδοτικό ενεργοποίησης του κινητήρα τύπου Servo

2.1.3 Κώδικας εκτέλεσης κινήσεων

Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, χρησιμοποιούμε το Arduino UNO η οποία αποτελεί τον «εγκέφαλο» εκτέλεσης των επιθυμητών μας κινήσεων. Συγκεκριμένα, γράφουμε τον κώδικα στο προγραμματιστικό περιβάλλον του προγράμματος Arduino. Μέσα σε αυτό το περιβάλλον μπορούμε να «μεταφράσουμε» τις ανάγκες μας στον επεξεργαστή Arduino Uno και εκείνο με τη σειρά του να αποδώσει την πληροφορία στα υπόλοιπα εξαρτήματα (Οθόνη και κινητήρα). Ο κώδικας που χρησιμοποιήθηκε για αυτήν την εργασία είναι ο παρακάτω και ταυτόχρονα θα περιγράφεται:

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

Οι δύο συγκεκριμένες αυτές γραμμές είναι υπεύθυνες για την αναγνώριση του συστήματος που έχουμε (Arduino UNO) των εξαρτημάτων που έχουμε προσκολλήσει σε εκείνο. Συγκεκριμένα, εισάγουμε την βιβλιοθήκη LiquidCrystal.h και την Servo.h οι οποίες καθοδηγούν το Arduino να μπορεί να επικοινωνεί με τα συνδεδεμένα αυτά εξαρτήματα (Display και Servo κινητήρα).

```
LiquidCrystal lcd( 8, 9, 4, 5, 6, 7);  
Servo myservo; // create servo object to control a servo  
Servo myservo; // create servo object to control a servo  
// twelve servo objects can be created on most boards  
int pos = 0; // variable to store the servo position
```

Στην παρούσα παράγραφο κώδικα, τοποθετούμε την LCD οθόνη στις υποδοχές της πλακέτας του Arduino δεσμεύοντας τες από άλλες χρήσεις. Έτσι η πλακέτα μας γνωρίζει που να μεταδώσει το σήμα για την LCD οθόνη. Επίσης, δημιουργούμε ένα «αντικείμενο» για τον κινητήρα έτσι ώστε να μπορούμε να τον καλούμε στον κώδικα. Η παράμετρος pos=0 αποτελεί μία μεταβλητή η οποία θα χρησιμοποιείται από τον κώδικα για να αποθηκεύεται η θέση του κινητήρα κατά τις εντολές.

```
void setup() {  
  
  myservo.attach(2); // attaches the servo on pin 9 to the servo object  
  lcd.begin(16, 2);  
  delay(1000);  
  lcd.setCursor(0,0);  
  lcd.print(" STELIOS ");  
  delay(1000);  
  lcd.setCursor(0,1);  
  lcd.print(" MAROULIS ");  
  delay(4000);  
  
  lcd.setCursor(0,0);  
  lcd.print(" WELCOME ");  
  lcd.setCursor(0,1);  
  lcd.print(" ");  
  delay(1500);  
  
  lcd.setCursor(0,0);
```

```
lcd.print("PRESS RIGHT FOR:");  
delay(500);  
lcd.setCursor(0,1);  
lcd.print("HIGH:VOLUME & RR");  
delay(2000);
```

```
lcd.setCursor(0,0);  
lcd.print("PRESS UP FOR: ");  
delay(500);  
lcd.setCursor(0,1);  
lcd.print("LOW:VOLUME & RR ");  
delay(2000);
```

```
lcd.setCursor(0,0);  
lcd.print("PRESS DOWN FOR: ");  
delay(500);  
lcd.setCursor(0,1);  
lcd.print("HIGH PRESSURE ");  
delay(2000);
```

```
lcd.setCursor(0,0);  
lcd.print("PRESS LEFT FOR: ");  
delay(500);  
lcd.setCursor(0,1);  
lcd.print("INFORMATION ");  
delay(2000);
```

```
lcd.setCursor(0,0);  
lcd.print("PRESS RST FOR: ");  
delay(500);  
lcd.setCursor(0,1);  
lcd.print("REPEAT PROCCESS ");  
delay(2000);
```

Στον συγκεκριμένο τομέα κώδικα βρισκόμαστε στο Void Setup το οποίο αποτελεί την αρχικοποίηση του συστήματος μας, Arduino Uno. Εδώ ότι γράφουμε εκτελείται μία φορά από την αρχή του έως το τέλος. Ορίζουμε μεταβλητές που θα χρησιμοποιήσουμε ή και γράφουμε συγκεκριμένες προτάσεις οι οποίες βοηθάνε το σύστημα μας να λειτουργήσει. Συγκεκριμένα, τοποθετήσαμε την πρόταση myservo.attach(2) το οποίο καθοδηγεί το από που θα ελέγχεται ο κινητήρας μας από το σύστημα του Arduino Uno. Συγκεκριμένα, επέλεξα την θέση δύο (2) η οποία είναι στην Digital πλευρά του (PWM). Στην συνέχεια, στέλνουμε σήμα στην οθόνη με την εντολή lcd.begin(16,2) έτσι ώστε να φωτίσουν οι θέσεις και να

λειτουργήσει εύρυθμα η οθόνη. Τέλος, χρησιμοποιούμε τις παρακάτω φράσεις προκειμένου να εμφανίσουμε αυτά που θέλουμε να διατυπώσουμε.

Έπειτα περνάμε στην ενότητα του κώδικα με το void loop. Εδώ ο κώδικας επαναλαμβάνεται συνεχώς και πραγματοποιείται συνεχώς η κίνηση ή η διαδικασία που έχουμε τυπώσει.

```
}  
void loop() {  
  int x;  
  int d;  
  d = 0;  
  x = analogRead (0);
```

Το X ορίζεται ως μία τιμή η οποία δίνει στο σύστημα να καταλάβει ποιο κουμπί πατήθηκε από τα πέντε (5) που διαθέτει. Κάθε κουμπί έχει συγκεκριμένη τιμή και έτσι μπορούμε να το ορίσουμε για να ρυθμίσουμε τις επιλογές μας.

```
delay(1000);  
lcd.setCursor(0,0);  
lcd.print(" STELIOS ");  
delay(1000);  
lcd.setCursor(0,1);  
lcd.print(" MAROULIS ");  
delay(4000);
```

```
lcd.setCursor(0,0);  
lcd.print(" WELCOME ");  
lcd.setCursor(0,1);  
lcd.print(" ");  
delay(1500);
```

```
lcd.setCursor(0,0);  
lcd.print("PRESS RIGHT FOR:");  
delay(500);  
lcd.setCursor(0,1);  
lcd.print("HIGH:VOLUME & RR");  
delay(2000);
```

```
lcd.setCursor(0,0);  
lcd.print("PRESS UP FOR: ");  
delay(500);  
lcd.setCursor(0,1);  
lcd.print("LOW:VOLUME & RR ");
```

```
delay(2000);
```

```
lcd.setCursor(0,0);  
lcd.print("PRESS DOWN FOR: ");  
delay(500);  
lcd.setCursor(0,1);  
lcd.print("HIGH PRESSURE  ");  
delay(2000);
```

```
lcd.setCursor(0,0);  
lcd.print("PRESS LEFT FOR: ");  
delay(500);  
lcd.setCursor(0,1);  
lcd.print("INFORMATION  ");  
delay(2000);
```

```
lcd.setCursor(0,0);  
lcd.print("PRESS RST FOR: ");  
delay(500);  
lcd.setCursor(0,1);  
lcd.print("REPEAT PROCCESS ");  
delay(2000);
```

Παραπάνω εκτελέσαμε μία πλήρη κίνηση. Πρώτα από όλα, ορίσαμε την επιλογή μας με το εάν η τιμή του X είναι μικρότερη του 60. Έτσι το σύστημα καταλαβαίνει πως είναι το κουμπί Right. Έπειτα, ρυθμίζουμε τον κινητήρα να κινηθεί από 0 έως 180 μοίρες με ρυθμό 5 μοίρες. Όσο ανεβάζουμε τον ρυθμό, τόσο πιο γρήγορα θα εκτελεστεί η κίνηση. Επίσης, όσο περισσότερες μοίρες βάζουμε τόσο πιο πολύ όγκο θα επιτύχουμε στην έξοδο του σωλήνα. Η θέση του κινητήρα γράφεται με την εντολή `myservo.write(pos)`. Ο λόγος ύπαρξης αυτής της επιλογής είναι για την γρήγορη και αποτελεσματική εφαρμογή σε ασθενή με προβλήματα άπνοιας.

```
else if (x < 200) {  
  lcd.setCursor(0,0);  
  lcd.print(" YOU PRESSED ");  
  lcd.setCursor(0,1);  
  lcd.print("  Up  ");  
  while ( d = 50){  
    for (pos = 0; pos <= 100; pos += 1) { // goes from 0 degrees to 180 degrees in steps of 1  
degree  
      lcd.setCursor(0,0);  
      lcd.print("          ");  
      lcd.setCursor(0,1);
```



```

lcd.print(" EXPIRATION ");
myservo.write(pos); // tell servo to go to position in variable 'pos'

delay(5); // waits 15 ms for the servo to reach the position
}
for (pos = 100; pos >= 0; pos -= 1) { // goes from 180 degrees to 0 degrees
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print(" INSPIRATION ");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print(" ");
myservo.write(pos); // tell servo to go to position in variable 'pos'

delay(5); // waits 15 ms for the servo to reach the position
d = d + 1;
}
}
}

```

Στην συγκεκριμένη ενότητα αλλάξαμε τις μοίρες και τον ρυθμό. Οι μοίρες ορίστηκαν από 0 έως 100, αυτό σημαίνει μικρότερη απόσταση άρα μικρότερος όγκος καθώς και μικρότερος ρυθμός (μία μοίρα ανά κίνηση) το οποίο σημαίνει πως εκτελείται πιο αργά σε σχέση με την πρώτη επιλογή. Αυτή η επιλογή χρησιμοποιείται για κανονικές περιπτώσεις συντήρησης του ασθενή.

```

else if (x < 400){
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print(" YOU PRESSED ");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print(" Down ");
while ( d = 50){
for (pos = 0; pos <= 180; pos += 1) { // goes from 0 degrees to 180 degrees in steps of 1
degree
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print(" ");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print(" EXPIRATION ");
myservo.write(pos); // tell servo to go to position in variable 'pos'

delay(5); // waits 15 ms for the servo to reach the position
}
for (pos = 180; pos >= 0; pos -= 20) { // goes from 180 degrees to 0 degrees
lcd.setCursor(0,0);

```

```

lcd.print(" INSPIRATION ");
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print(" ");
myservo.write(pos);      // tell servo to go to position in variable 'pos'
delay(5);
d = d + 1;
}
}
}

```

Στην συγκεκριμένη ενότητα έχουμε μέγιστο όγκο, αργή εκπνοή και γρήγορη εισπνοή. Αυτό μπορεί να βοηθήσει σε ασθενείς με παθολογικά προβλήματα εντός των πνευμόνων για να αυξήσει έντονα την πίεση στους πνεύμονες.

```

else if (x < 600){
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print(" MADE BY ");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("STELIOS MAROULIS");
  delay(3000);
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print(" DESIGNED BY ");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print("STELIOS MAROULIS");
  delay(3000);
  lcd.setCursor(0,0);
  lcd.print(" INSTRUCTOR ");
  lcd.setCursor(0,1);
  lcd.print(" P ASVESTAS ");
}

```

Το κουμπί αριστερά μας δίνει πληροφορίες της κατασκευής αυτής όπως το όνομα του υπευθύνου καθηγητή που ανέλαβε την παρούσα διπλωματική εργασία καθώς και του φοιτητή που είναι υπεύθυνος για την υλοποίηση και την εγγραφή της εργασίας αυτής.

```

else if (x < 800){
  lcd.print ("NOT PROGRAMED ");
}
}

```

Τέλος, το κουμπί Select δεν έχει οριστεί να έχει κάποια ενέργεια. Ο λόγος είναι πως δεν χρειάστηκε να υλοποιηθεί κάποιο άλλο είδος αναπνοής το συγκεκριμένο διάστημα.

Ο κώδικας αυτός είναι προγραμματισμένος να αποδίδει συγκεκριμένες ρυθμίσεις οι οποίες εξηγούνται στην εκκίνηση του. Στην αρχή της εκκίνησης του Arduino UNO είναι προγραμματισμένο να δείχνει στην οθόνη τις επιλογές του χρήστη σχετικά με τις ενέργειες που μπορεί να εκτελέσει. Παρακάτω εξηγείται το περιεχόμενο των επιλογών μας και τι εκτελείται κάθε φορά:

- **RST** : Κουμπί reset για να γυρίσει στην πρώτη γραμμή του κώδικα,
- **RIGHT** : Επιλογή δεξιά. Με την επιλογή αυτή έχουμε αυξημένο όγκο (μέγιστες μοίρες περιστροφής) και υψηλό αναπνευστικό ρυθμό (μεγάλη συχνότητα κινήσεων από την αρχική φάση του κανόνα μέχρι την επιστροφή του πάλι σε αυτή.
- **UP** : Επιλογή πάνω. Με την επιλογή αυτή έχουμε χαμηλό όγκο (λιγότερες από το μέγιστο μοίρες περιστροφής) και χαμηλό αναπνευστικό ρυθμό (Χαμηλή συχνότητα κύκλων κίνησης)
- **DOWN** : Επιλογή κάτω. Η επιλογή αυτή αναφέρεται στην απότομη αναπνοή για την επίτευξη μίας μεγαλύτερης στιγμιαίας πίεσης. Δεν λειτουργεί σαν το πρόγραμμα πίεσης των κλασσικών αναπνευστήρων.
- **LEFT** : Επιλογή αριστερή. Στην επιλογή αυτή μπορούμε να δούμε πληροφορίες του συστήματος όπως ποιος είναι υπεύθυνος της εργασίας, ποιος την σχεδίασε και ποιος καθηγητής είναι υπεύθυνος για την παρακολούθηση του θέματος εργασίας, και
- **SELECT** : Επιλογή select. Η επιλογή αυτή δεν έχει οριστεί για κάποια λειτουργία καθώς δεν χρειάστηκε να αποδοθεί κάποια παραπάνω.

2.1.4. Αποτέλεσμα

Το σύστημα αποδεικνύεται πως μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε εφαρμογές νεογνών καθώς ο όγκος που αποδίδει είναι της τάξεως των 10-15 mL το λεπτό. Ο λόγος οφείλεται κυρίως στην σχέση των γранаζιών και το μήκος του κανόνα καθώς ο όγκος εξαρτάται αποκλειστικά από την δύναμη συμπίεσης του ασκού από τον κινητήρα, το μέγεθος του τοποθετημένου γранаζιού σε αυτόν και το μήκος του κανόνα ο οποίος αποτελεί το μέσο κίνησης σε ΥΨ άξονα.

Το εν λόγω σύστημα μετρήθηκε με την βοήθεια εγκεκριμένου εξοπλισμού ο οποίος είναι επαγγελματικός για την μέτρηση όγκων, ποσοστού οξυγόνου και πολλών άλλων παραμέτρων που χρησιμεύουν για την λειτουργία των αναπνευστήρων, το PTS 2000 το οποίο είναι μηχάνημα της εταιρείας Covidien του οίκου της Medtronic. Από το μηχάνημα αυτό βρήκα πως ο μέγιστος όγκος αναπνοής είναι στα 22-25 mL και ο μικρότερος που όρισα στον κώδικα αντιστοιχεί στα 8-12 mL. Οι όγκοι αυτοί είναι όγκοι που μπορούν να εφαρμοστούν σε νεογνικούς ή παιδιατρικούς σκοπούς καθώς η ποσότητα των πνευμόνων των ηλικιών αυτών είναι μικρός. Δεν θα μπορούσε να εφαρμοστεί σε έναν ενήλικα καθώς ο όγκος αυτός είναι αρκετά μικρός για την επίτευξη ενός εύλογου αποτελέσματος.

2.1.5 Συζήτηση και συμπεράσματα

Η κατασκευή προοριζόταν να λειτουργεί Ambu μεγάλης χωρητικότητας και συγκεκριμένα για χρήση ενηλίκων. Λόγω όμως των πλαστικών γранаζιών και του πλαστικού κανόνα, το σύστημα είναι δύσκολο να ανταπεξέλθει σε αυτές τις ανάγκες πίεσης. Παρ' όλα αυτά, είναι δυνατό να επιτύχει μικρούς όγκους οι οποίοι μπορούν να χρησιμοποιηθούν για εφαρμογές σε νεογνά (neonatal). Για την επίτευξη όγκων ενήλικα θα πρέπει να αντικατασταθούν τα γρανάζια από πλαστικά σε μεταλλικά καθώς και την αντικατάσταση του κανόνα από πλαστικό σε μεταλλικό. Επίσης, το σύστημα συγκράτησης του εξοπλισμού θα πρέπει να αντικατασταθεί με μεταλλικό για να μπορεί να δέχεται παραπάνω φορτίο δυνάμεων.

Εν κατακλείδι, η κατασκευή τηρεί τις προϋποθέσεις της και κρίνεται λειτουργική για τον σκοπό της. Ο κώδικας που γράφτηκε σε περιβάλλον του Arduino είναι ολοκληρωμένος και λειτουργικός.

3. Βιβλιογραφία

1. RICHARD LLOYD DAGGETT , “NOT JUST POLIO” , 04/28/2010 , Σελίδες 27-31 , Ενότητα “Taking a Detour” , ISBN 1440198179 .
2. ΙΝΣΤΙΤΟΥΤΟ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ ΚΑΙ ΕΚΔΟΣΕΩΝ «ΔΙΟΦΑΝΤΟΣ» , ΒΙΟΛΟΓΙΑ Α΄ΓΕΝΙΚΟΥ ΛΥΚΕΙΟΥ , 19/04/1999 , ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5^ο «ΑΝΑΠΝΟΗ» , σελίδες: 56-65 .
3. EDMUND J. SASS, GEORGE GOTTFRIED, ENTHONY SOREM EDMUND J. SASS, ANTHONY SOREM, POLIO’S LEGACY: AN ORAL HISTORY , ΣΕΛΙΔΕΣ 44-69 , ISBN: 9780761801443
4. HAMILTON MEDICAL , “CALCULATION OF IBW IN HAMILTON MEDICAL VENTILATORS” , <https://www.hamilton-medical.com/en/E-Learning-and-Education/Knowledge-Base/Knowledge-Base-Detail~2022-01-05~Calculation-of-IBW-in-Hamilton-Medical-ventilators~20a62195-7694-4d28-a604-f039970847db~.html>
5. RIDWAN SHABSIGH , HEALTH CRISIS MANAGEMENT IN ACUTE CARE HOSPITALS , CHAPTER 9 “REHABILITATION” , ISBN : 978-3-030-95805-3
6. YUAN LEI , MEDICAL VENTILATOR SYSTEM BASICS: A CLINICAL GUIDE , CHAPTER 4 “VENTILATOR SYSTEM CONCEPT” , ISBN: 9780198784975
7. NATIONAL HEART, LUNG AND BLOOD INSTITUTE , “WHAT IS A VENTILATOR” , <https://www.nhlbi.nih.gov/health/ventilator#:~:text=Mechanical%20ventilators%20are%20machines%20that,the%20ventilator%20into%20your%20lungs.>
8. MEDTRONIC (COVIDIEN) , “NEWPORT E360 VENTILLATOR WITH ACCESSORIES SERVICE MANUAL” , PAGES: 45-117
9. PMC PUBMED CENTRAL , “FROM MOUTH – TO – MOUTH TO BAG – VALVE – MASK VENTILATION: EVOLUTION AND CHARACTERISTICS OF ACTUAL DEVICES – A REVIEW OF THE LITERATURE” , <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4058195/#:~:text=The%20original%20bag%2Dvalve%2Dmask,by%20their%20company%20%5B10%5D.>
10. MOSBY , MOSBY’S DICTIONARY , CHAPTER A-28 “RESPIRATORY SYSTEM” , ISBN: 978-0-323-22205-1