

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ
ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

«Σχεδίαση και υλοποίηση συσκευής μηχανικού
αναπνευστήρα, υποστηριζόμενου από μικροελεγκτή
Arduino»



Των φοιτητριών
Αγλαΐα - Λήδα Θωμά
Μαρινέλα Τσένε
Αρ. Μητρώου: 512037 και 514142

Επιβλέπων
Άγγελος Γιακουμής
Βαθμίδα: Επ. Καθηγητής

Ημερομηνία 8/9/2022

Τίτλος Π.Ε. Σχεδίαση και υλοποίηση μηχανικού αναπνευστήρα υποστηριζόμενου από μικροελεγκτή
Arduino

Κωδικός Δ.Ε. 20143

Όνοματεπώνυμο φοιτητή/των Αγλαΐα – Λήδα Θωμά & Μαρινέλα Τσένε

Όνοματεπώνυμο εισηγητή Άγγελος Γιακουμής

Ημερομηνία ανάληψης Δ.Ε. 14/10/2021

Ημερομηνία περάτωσης Δ.Ε. 8/9/2022

Βεβαιώνω ότι είμαι ο συγγραφέας αυτής της εργασίας και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, έχω καταγράψει τις όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών, εικόνων και κειμένου, είτε αυτές αναφέρονται ακριβώς είτε παραφρασμένες. Επιπλέον, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία προετοιμάστηκε από εμένα προσωπικά, ειδικά ως πτυχιακή εργασία, στο Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του ΔΙ.ΠΑ.Ε.

Η παρούσα εργασία αποτελεί πνευματική ιδιοκτησία των φοιτητριών Αγλαΐα- Λήδα Θωμά και Μαρινέλα Τσένε που την εκπόνησαν. Στο πλαίσιο της πολιτικής ανοικτής πρόσβασης, ο συγγραφέας/δημιουργός εκχωρεί στο Διεθνές Πανεπιστήμιο της Ελλάδος άδεια χρήσης του δικαιώματος αναπαραγωγής, δανεισμού, παρουσίασης στο κοινό και ψηφιακής διάχυσης της εργασίας διεθνώς, σε ηλεκτρονική μορφή και σε οποιοδήποτε μέσο, για διδακτικούς και ερευνητικούς σκοπούς, άνευ ανταλλάγματος. Η ανοικτή πρόσβαση στο πλήρες κείμενο της εργασίας, δεν σημαίνει καθ' οιονδήποτε τρόπο παραχώρηση δικαιωμάτων διανοητικής ιδιοκτησίας του συγγραφέα/δημιουργού, ούτε επιτρέπει την αναπαραγωγή, αναδημοσίευση, αντιγραφή, πώληση, εμπορική χρήση, διανομή, έκδοση, μεταφόρτωση (downloading), ανάρτηση (uploading), μετάφραση, τροποποίηση με οποιονδήποτε τρόπο, τμηματικά ή περιληπτικά της εργασίας, χωρίς τη ρητή προηγούμενη έγγραφη συναίνεση του συγγραφέα/δημιουργού.

Η έγκριση της πτυχιακής εργασίας από το Τμήμα Μηχανικών Πληροφορικής και Ηλεκτρονικών Συστημάτων του Διεθνούς Πανεπιστημίου της Ελλάδος, δεν υποδηλώνει απαραίτητα και αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα, εκ μέρους του Τμήματος.

*«Αφιερώνεται στην οικογένεια μας
και τους φίλους μας»*

Πρόλογος

Στις αρχές του 2020, στην πόλη Ουχάν διαπιστώθηκε το πρώτο ορφανό κρούσμα κορονοϊού SARS-CoV-2. Οι απόπειρες περιορισμού της νόσου απέτυχαν με αποτέλεσμα στις 30 Ιανουαρίου 2020, ο Παγκόσμιος Οργανισμός Υγείας να ανακοινώσει ότι πρόκειται για Έκτακτη Ανάγκη Δημόσιας Υγείας Διεθνούς Ενδιαφέροντος και στις 11 Μαρτίου ότι αποτελεί πανδημία. Μέχρι σήμερα, έχουν καταγραφεί πάνω από 6.5 εκατομμύρια θάνατοι και 600 εκατομμύρια μολύνσεις. Ο ιός μεταδίδεται μεταξύ των ανθρώπων και προσβάλλει κυρίως το αναπνευστικό σύστημα. Εν μέσω της παγκόσμιας κρίσης που προκάλεσε η πανδημία, τα νοσοκομεία και οι εγκαταστάσεις υγειονομικής περίθαλψης αναφέρουν ελλείψεις σε ζωτικούς εξοπλισμούς. Ως μηχανικοί, είναι και δική μας ευθύνη να καταπολεμήσουμε την έλλειψη, κατασκευάζοντας αυτοσχέδιες υποκατάστατες συσκευές ανοιχτού κώδικα. Μια σημαντική συσκευή για την οποία έχει αυξηθεί η ζήτηση είναι οι αναπνευστήρες για ασθενείς που χρειάζονται βοήθεια με την αναπνοή τους λόγω των αναπνευστικών επιπτώσεων του COVID-19. Ένας αναπνευστήρας αποτελεί ένα μηχάνημα που παρέχει αναπνοές σε έναν ασθενή που είναι σωματικά ανίκανος να αναπνεύσει ή αναπνέει ανεπαρκώς. Είναι φανερό, ότι ένας DIY αναπνευστήρας πιθανόν να μην είναι τόσο αποτελεσματικός όσο ένας αναπνευστήρας ιατρικής ποιότητας, ωστόσο παρέχει την δυνατότητα να λειτουργήσει ως καλό υποκατάστατο σε μια έκτακτη κατάσταση ανάγκης. Για τον λόγο αυτό, επιλέχτηκε η σχεδίαση και υλοποίηση ενός μηχανικού αναπνευστήρα υποστηριζόμενου από μικροελεγκτή Arduino. [20] [21] [68]

Περίληψη

Στη παρούσα πτυχιακή εργασία με θέμα «Σχεδίαση και υλοποίηση συσκευής μηχανικού αναπνευστήρα, υποστηριζόμενου από μικροελεγκτή Arduino», πραγματοποιήθηκε η μελέτη και η κατασκευή ενός μηχανικού αναπνευστήρα, βασιζόμενου στον μηχανισμό αυτοδιατεινόμενου ασκού. Αρχικά, αναφέρεται η λειτουργία του αναπνευστικού συστήματος και των οργάνων που συμβάλλουν στην διαδικασία της αναπνοής. Στην συνέχεια, γίνεται μια λεπτομερής καταγραφή των χαρακτηριστικών και ιδιοτήτων των μηχανικών αναπνευστήρων, με ιδιαίτερη εμβάθυνση στην επιστημονική τους συμβολή και πιο συγκεκριμένα στον κλάδο της ιατρικής. Προχωρώντας στην υλοποίηση της κατασκευής του μηχανικού αναπνευστήρα γίνεται αναφορά των απαραίτητων στοιχείων και μηχανισμών για την λειτουργία του. Βασικό στοιχείο της κατασκευής, είναι ένας διπολικός βηματικός κινητήρας, ενσωματωμένος με έναν τραπεζοειδή κοχλία ο οποίος αντίστοιχα συνδέεται με ένα περικόχλιο. Καθώς, ο άξονας του κινητήρα περιστρέφεται, το περικόχλιο μετακινείται κατά μήκος του τραπεζοειδή κοχλία επιτυγχάνοντας με αυτόν τον τρόπο γραμμική κίνηση. Ο γραμμικός ενεργοποιητής συνδυάζεται με μια βέργα η οποία λειτουργεί ως μοχλός για την συμπίεση του αυτοδιατεινόμενου ασκού. Σε επόμενο στάδιο παρουσιάζονται τα στοιχεία που αποτελούν το ηλεκτρονικό κύκλωμα καθώς και μια αναλυτική περιγραφή της συνδεσμολογίας του. Για την υλοποίηση του ηλεκτρονικού κυκλώματος έγινε χρήση της αναπτυξιακής πλακέτας Arduino, και πιο συγκεκριμένα του Arduino Nano R3 σε συνδυασμό με το Motor Driver L298N για την οδήγηση του βηματικού κινητήρα, ενός πληκτρολογίου 4x4 και μιας οθόνης LCD I2C 20x4 για την εμφάνιση μηνυμάτων. Τέλος προσκομίζεται το ολοκληρωμένο περιβάλλον Arduino IDE και ο κώδικας του προγράμματος στον οποίο συμπεριλήφθηκαν ως σχόλια οι επεξηγήσεις των εντολών.

«Designing and developing a mechanical ventilator device with the support of a microcontroller Arduino»

«Aglaia-Lida Thoma & Marinela Tsene»

Abstract

In the following thesis with the subject “Designing and developing a mechanical ventilator device with the support of a microcontroller Arduino” the study and the development of a mechanical ventilator based on the mechanism of self-expanding bag (Ambu Bag) is presented. In the first section, the function of the respiratory system and the organs that contribute to the respiratory process are mentioned. In the second section, a detailed recording of the characteristics and qualities of the mechanical ventilators is made with the focus on their scientific contribution to the field of medicine. Next, the components and parts of mechanism that set it in function are mentioned. One basic part is a bipolar stepper motor embedded into a trapezoid screw that in turn is connected with a nut. As the axis is rotating, the nut is moving along the trapezoid screw accelerating the linear motion. The linear actuator is combined with a rod that plays the role of a lever for the compression of the expanding-bag. In the next section the parts that make up the electronic circuit are presented as well as the assembly of those parts for the ventilator to function. For the electronic circuit a development board was used and more specifically Arduino Nano R3 in combination with Moto Driver L298N for the functioning of stepper motor, a keyboard 4x4 and a LCD I2C screen 20x4 for the display of messages. In the end, the whole environment of Arduino IDE is presented as well as the code of the program which includes the explanation of the commands in the form of comments.

Ευχαριστίες

Στο σημείο αυτό, θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε πρωτίστως την οικογένεια μας που μας στήριξε ψυχικά και οικονομικά καθ' όλη τη διάρκεια των σπουδών μας και τον επιβλέπων καθηγητή κ. Άγγελο Γιακουμή για την στήριξη και την καθοδήγηση του. Τέλος, ευχαριστούμε όλους τους καθηγητές για τις γνώσεις που μας πρόσφεραν και συνέβαλαν στην ολοκλήρωση της παρούσας πτυχιακής εργασίας.

Περιεχόμενα

Πρόλογος	iv
Περίληψη	v
Abstract	vi
Ευχαριστίες	vii
Περιεχόμενα	viii
Κατάλογος Σχημάτων	x
Κατάλογος Πινάκων	xi
Συνομογραφίες.....	xiii
Κεφάλαιο 1ο: Μηχανικοί Αναπνευστήρες.....	1
1.1 Εισαγωγή.....	1
1.2 Ιστορική αναδρομή	1
1.2.1 Αναπνευστήρες αρνητικής πίεσης.....	1
1.2.2 Αναπνευστήρες θετικής πίεσης.....	3
1.3 Ανατομία αναπνευστικού συστήματος.....	4
1.3.1 Ρινική κοιλότητα	5
1.3.2 Φάρυγγας	6
1.3.3 Λάρυγγας.....	7
1.3.4 Τραχεία.....	7
1.3.5 Βρόγχοι.....	7
1.3.6 Πνεύμονας	8
1.4 Λειτουργία αναπνευστικού Συστήματος	9
1.5 Διαταραχές του ρυθμού αναπνοής.....	10
1.6 Μηχανικός αναπνευστήρας	11
1.7 Χρησιμότητα.....	11
1.8 Κατηγορίες	12
1.9 Μηχανικά χαρακτηριστικά.....	12
1.10 Είδη αναπνευστήρων θετικής πίεσης.....	13
1.10.1 Συνεχής θετική πίεση αεραγωγών	14
1.10.2 Αναπνευστήρες όγκου	14
1.10.3 Αναπνευστήρες πίεσης	14

1.11 Εξαρτήματα μη επεμβατικού μηχανικού αερισμού	15
1.12 Πλεονεκτήματα.....	16
1.13 Μειονεκτήματα	17
1.14 Μηχανική προσέγγιση λειτουργίας αναπνευστικού συστήματος	17
1.15 Ευεन्दότητα πνευμόνων.....	17
1.16 Αντίσταση πνευμόνων.....	18
Κεφάλαιο 2ο: Υλοποίηση κατασκευής.....	20
2.1 Εισαγωγή.....	20
2.2 Ξύλινο κουτί	20
2.3 Μηχανισμός στήριξης βέργας.....	20
2.4 Βέργα αλουμίνιου	21
2.5 Στήριξη βέργα.....	22
2.6 Αυτοδιατενόμενος ασκός	23
2.7 Μάσκα οξυγόνου	24
2.8 Βηματικός κινητήρας	24
2.8.1 Βασικές αρχές λειτουργίας	25
2.8.2 Χαρακτηριστικά.....	26
2.8.3 Τύποι βηματικών κινητήρων.....	27
2.8.4 Μονοπολικό και διπολικό.....	29
2.8.5 Χρησιμότητα.....	30
2.9 Πληκτρολόγιο	32
2.10 Οθόνη LCD IC2.....	33
2.11 Διακόπτης ON/OFF.....	35
2.12 Τροφοδοτικό	36
2.13 Υποδοχή τροφοδοσίας.....	36
2.14 Ηλεκτρονικό κύκλωμα	37
2.15 Μπλοκ διάγραμμα συστήματος	37
Κεφάλαιο 3ο: Ηλεκτρονικό κύκλωμα.....	38
3.1 Εισαγωγή.....	38
3.2 Arduino.....	38
3.2.1 Ιστορική Αναδρομή.....	39
3.2.2 Πλεονεκτήματα	39
3.2.3 Εκδόσεις	40
3.2.3.1 Arduino UNO R3	40
3.2.3.2 Arduino Nano.....	41

3.2.3.3 Arduino Pro Mini	42
3.2.3.4 Arduino Leonardo	42
3.2.3.5 Arduino Micro.....	43
3.2.3.6 Arduino Nano Every.....	44
3.2.3.7 Arduino Mega2560.....	44
3.2.4 Τεχνικά χαρακτηριστικά Arduino Nano.....	45
3.3 Motor Driver.....	47
3.3.1 Motor Driver L298N	49
3.4 CPU Cooler.....	50
3.5 Αντιστάσεις	51
3.6 Πυκνωτές.....	51
3.7 Συνδεσμολογία.....	51
Κεφάλαιο 4ο: Arduino IDE.....	54
4.1 Εισαγωγή.....	54
4.2 Sketches.....	54
4.3 Κώδικας Arduino	64
4.4 Διάγραμμα Ροής.....	68
Κεφάλαιο 5ο: Αλλαγές και Συμπεράσματα	71
5.1 Αλλαγές.....	71
5.2 Συμπεράσματα	71
5.3 Κόστος κατασκευής	71
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	73

Κατάλογος Σχημάτων

Σχήμα 1.1: Αναπνευστήρες αρνητικής πίεσης του 19 ^{ου} αιώνα.....	2
Σχήμα 1.2: Θάλαμος λειτουργίας αρνητικής πίεσης.....	3
Σχήμα 1.3: Ποσοστό θνησιμότητας από πολιομυελίτιδα.....	4
Σχήμα 1.4: Ανατομία αναπνευστικού συστήματος.....	5
Σχήμα 1.5: Ρινική κοιλότητα.....	6
Σχήμα 1.6: Φάρυγγας.....	7
Σχήμα 1.7: Βρόγχοι.....	8
Σχήμα 1.8: Πνεύμονας.....	9
Σχήμα 1.9: Διαγράμματα διαταραχών ρυθμού αναπνοής	11

Σχήμα 1.10: Βασικές διαφορές μεταξύ αναπνευστήρα όγκου και αναπνευστήρα πίεσης	15
Σχήμα 1.11: Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα εξαρτημάτων μη επεμβατικού αερισμού.....	16
Σχήμα 1.12: Υπολογισμός του μέτρου κλίσης της ευενδοτότητας των πνευμόνων.....	19
Σχήμα 2.1: Μηχανισμός στήριξης βέργας.....	20
Σχήμα 2.2: Βέργα αλουμινίου	21
Σχήμα 2.3: Στήριξη βέργας.....	22
Σχήμα 2.4: Αυτοδιατεινόμενος ασκός	23
Σχήμα 2.5: Βηματικός κινητήρας	25
Σχήμα 2.6: ‘One phase on’ Ακολουθία βηματοδότησης για διφασικό κινητήρα.....	25
Σχήμα 2.7: ‘Two phase on’ Ακολουθία βηματοδότησης για διφασικό κινητήρα	26
Σχήμα 2.8: Βηματικός κινητήρας μόνιμου μαγνήτη.....	28
Σχήμα 2.9: Βηματικός κινητήρας μεταβλητής μαγνητικής αντίδρασης	28
Σχήμα 2.10: Υβριδικός βηματικός κινητήρας	29
Σχήμα 2.11: Μονοπολικός και διπολικός βηματικός κινητήρας.....	30
Σχήμα 2.12: Πληκτρολόγιο κατασκευής.....	32
Σχήμα 2.13: Πληκτρολόγιο 4X4.....	33
Σχήμα 2.14: Οθόνη LCD.....	33
Σχήμα 2.15: LCD I2C 20X4.....	34
Σχήμα 2.16: Διακόπτης ON/OFF	35
Σχήμα 2.17: Τροφοδοτικό 12V	36
Σχήμα 2.18: Υποδοχή τροφοδοσίας.....	36
Σχήμα 3.1: Ηλεκτρονικό κύκλωμα	38
Σχήμα 3.2: ArduinoUNO R3.....	40
Σχήμα 3.3: Arduino Nano	41
Σχήμα 3.4: Arduino Pro Mini.....	42
Σχήμα 3.5: Arduino Leonardo.....	42
Σχήμα 3.6: Arduino Micro	43
Σχήμα 3.7: Arduino Nano Every	44
Σχήμα 3.8: ArduinoMega2560	44
Σχήμα 3.9: Τεχνικά χαρακτηριστικά του Arduino Nano	45
Σχήμα 3.10: Κεφαλή ICSP	46
Σχήμα 3.11: H-Bridge.....	48
Σχήμα 3.12: Motor Driver L298N.....	49
Σχήμα 3.13: Περιγραφή L2N8N.....	50
Σχήμα 3.14: CPU Cooler.....	50
Σχήμα 3.15: Ηλεκτρονικό σχέδιο	53
Σχήμα 4.1: Γραμμή εντολών	54
Σχήμα 4.2: Στιγμιότυπο εύρεση θύρας	59
Σχήμα 4.3: Στιγμιότυπο προτιμήσεων προγράμματος.....	61
Σχήμα 4.4: Στιγμιότυπο επιλογής κατάλληλης πλακέτας	62

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 2.1: Τεχνικά χαρακτηριστικά NEMA 23	31
---------------------------------------------------	----

Πίνακας 3.1: Συνδεσμολογία Arduino.....	51
Πίνακας 4.1: Περιγραφή πλήκτρων.....	54
Πίνακας 5.1: Αναλυτικό κόστος κατασκευής	72

Συντομογραφίες

ΔΙΠΑΕ	Διεθνές Πανεπιστήμιο Ελλάδος
Π.Ε.	Πτυχιακή Εργασία
HFJV	High Frequency Jet Ventilation
HFOV	High Frequency Oscillatory Ventilation
CPAP	Continuous Positive Airway Pressure
IPAP	Inspiratory Positive Airway Pressure
EPAP	Expiratory Positive Airway Pressure
AMBU	Ambulatory Manual Breathing Unit
LCD	Liquid Crystal Display
AC	Alternative Current
DC	Direct Current
IoT	Internet Of Things
PWM	Pulse Width Modulation
USB	Universal Serial Bus
TTL	Transistor- Transistor Logic
PCB	Printed Circuit Board
IDE.	Integrated Development Environment
CPU	Central Processing Unit
HID	Human Interface Device
UART	Universal Asynchronous Reception and Transmission
PLC.	Programmable Logic Controller
SDA	Serial Data Line
SCL.	Serial Clock Line
SPI	Serial Peripheral Interface
ICSP	In Circuit Serial Programming
SMD	Surface Mount
TXD	Transmit Data
RXD	Receive Data
LED	Light Emitting Diode
RAM	Random Access Memory
SRAM	Static Random Access Memory

ROM	Read Only Memory
EEPROM.	Erasable Programmable Read Only Memory
AVR	Advanced Virtual RISC microcontroller

Κεφάλαιο 1ο: Μηχανικοί Αναπνευστήρες

1.1 Εισαγωγή

Εν μέσω της παγκόσμιας κρίσης που προκαλείται από την πανδημία του κορονοϊού, τα νοσοκομεία και οι εγκαταστάσεις υγειονομικής περίθαλψης, αντιμετωπίζουν ελλείψεις σε ιατρικούς εξοπλισμούς. Μια σημαντική συσκευή της οποίας έχει αυξηθεί η ζήτηση τους τελευταίους μήνες είναι ο μηχανικός αναπνευστήρας. Ακόμη και καλά εξοπλισμένα νοσοκομεία χρειάστηκε να καταβάλουν μεγάλες προσπάθειες για να αντιμετωπίσουν την αύξηση του αριθμού των ασθενών και την κοινή παροχή αέρα μεταξύ δύο ασθενών.

Στην ιατρική ο όρος μηχανικός αερισμός χρησιμοποιείται για την πλήρη ή μερική παροχή τεχνητού αερισμού. Είναι η πιο χρησιμοποιούμενη τεχνική βραχυπρόθεσμης υποστήριξης της ζωής παγκοσμίως και εφαρμόζεται καθημερινά για ποικίλο φάσμα ενδείξεων, από προγραμματισμένες χειρουργικές επεμβάσεις έως οξεία ανεπάρκεια οργάνων. Κύριος στόχος του είναι η ομαδοποίηση των αερίων του αρτηριακού αίματος παρέχοντας επαρκή αερισμό και οξυγόνωση και η απομάκρυνση της περίσσειας διοξειδίου του άνθρακα στους πνεύμονες. Αυτό μπορεί να γίνει με την εφαρμογή, είτε αρνητικής πίεσης γύρω από το θώρακα (μηχανικός αερισμός αρνητικής πίεσης) είτε θετικής πίεσης μέσα στους αεραγωγούς (μηχανικός αερισμός θετικής πίεσης) υποχρεώνοντας τους πνεύμονες να εκπτυχθούν.

Επομένως για να αντιμετωπιστεί το παγκόσμιο πρόβλημα έλλειψης αναπνευστικού έχουν αναπτυχθεί αρκετές τεχνολογίες οι οποίες προσαρμόζουν μεμονωμένα τις παραμέτρους του συστήματος ώστε να ταιριάζουν με τις απαιτήσεις των ασθενών. Σε αυτές τις εργασίες βασικός παράγοντας είναι ο συγχρονισμός της ανθρώπινης αναπνοής με την συχνότητα αναπνοών που παρέχεται από το μηχανικό σύστημα.

Οι αναπνευστήρες αποτελούν μια επαναστατική τεχνολογία που μπορεί μέσω αυτής να αντιμετωπιστεί η αναπνευστική διαταραχή. Εντούτοις ο μηχανικός αερισμός περιλαμβάνει πολλές επιπλοκές που μπορεί να επιβαρύνουν την υγεία των ασθενών. Εκτός από βαθιά γνώση της φυσιολογίας απαραίτητη είναι και η γνώση της λειτουργίας των αναπνευστήρων η οποία συμβάλλει στην ασφαλέστερη εφαρμογή τους και την κατανόηση της σύγχρονης τεχνολογίας. [18] [60]

1.2 Ιστορική αναδρομή

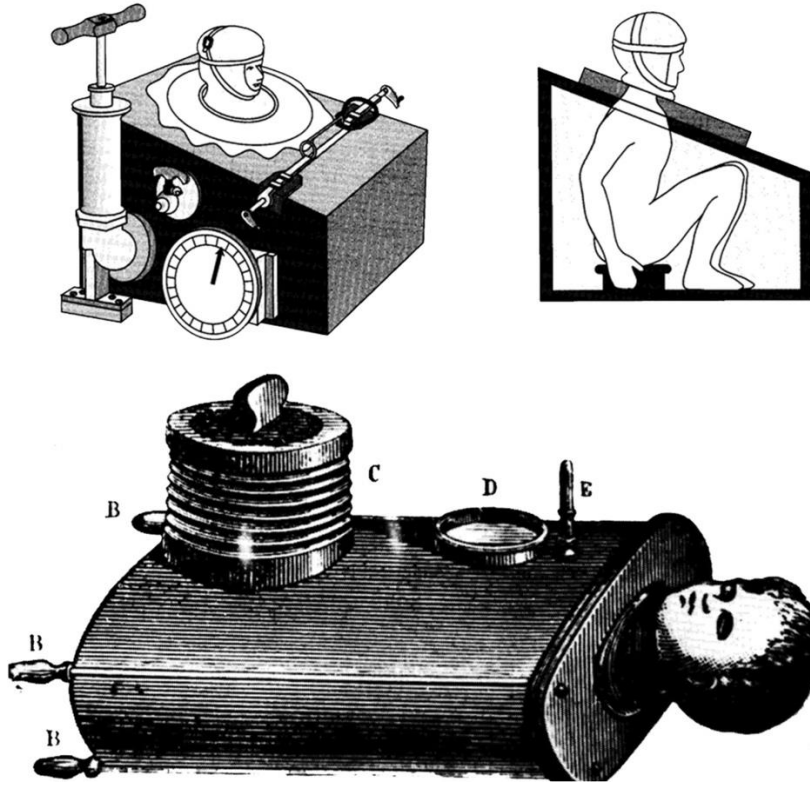
Ο μηχανικός αερισμός διακρίνεται σε δύο μεγάλες κατηγορίες, στους μη επεμβατικούς και επεμβατικούς. Η πρώτη αναφορά για εφαρμογή τεχνητού αεραγωγού ως θεραπευτική μέθοδο σε ζώα προέρχεται από τον Γαληνό τον 2^ο μ.Χ. αιώνα.

1.2.1 Αναπνευστήρες αρνητικής πίεσης

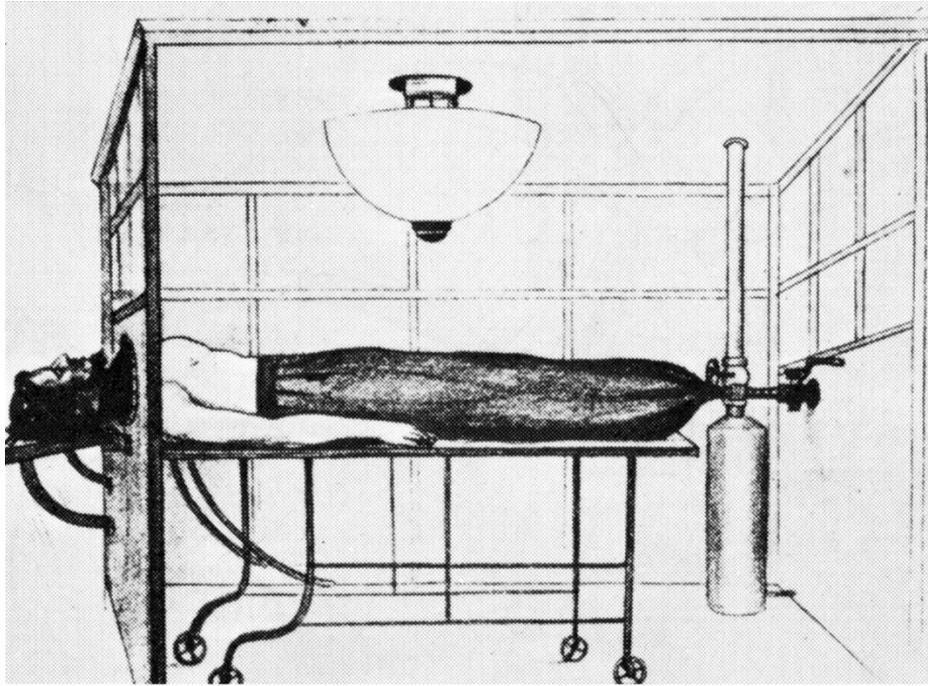
Κατά την διάρκεια του 19^{ου} αιώνα και αρχές του 20^{ου} αιώνα, ο αναπνευστήρας αρνητικής πίεσης ήταν η κύρια συσκευή που χρησιμοποιήθηκε για την παροχή αναπνευστικής βοήθειας. Στην πρώτη περιγραφή που δίνεται, αναφέρεται ως ένας αναπνευστήρας τύπου πλήρους σώματος ή αλλιώς «αναπνευστήρας δεξαμενής» όπως περιεγράφηκε από τον Σκωτσέζο γιατρό John Dalziel το 1838. Ουσιαστικά επρόκειτο για ένα κουτί αεροστεγώς κλεισμένο μέσα στο οποίο κάθονταν ο ασθενής. Η αρνητική πίεση καθορίστηκε με την διαδικασία μη αυτόματης άντλησης αέρα μέσα και έξω από το κουτί. Για την επιτυχημένη παρακολούθηση της έκτασης της αρνητικής πίεσης η συσκευή ήταν εξοπλισμένη με μανόμετρο. Το 1904, ο Sauebrach, δημιούργησε ακόμη έναν θάλαμο λειτουργίας αρνητικής πίεσης. Στον θάλαμο αυτό παρέμενε το σώμα του ασθενούς εκτός από το κεφάλι. Επίσης, ο

Κεφάλαιο 1

θάλαμος ήταν αρκετά μεγάλος ώστε να μπορεί στον ίδιο χρόνο να παρευρεθεί μαζί με τον ασθενή και ο χειρουργός πραγματοποιώντας μια χειρουργική επέμβαση. Το κάτω μέρος του σώματος του ασθενούς βρισκόταν εγκλωβισμένο σε έναν εύκαμπτο σάκο, ώστε να μπορεί να εφαρμοστεί θετική πίεση σε αυτό το μέρος του σώματος προκαλώντας αυτό που αναφέρεται ως «σοκ της δεξαμενής», δηλαδή μια προσπάθεια αποτροπής της συσσώρευσης του αίματος στην κοιλιακή χώρα και τα κάτω άκρα. [46].



Εικόνα 1.1 Αναπνευστήρες αρνητικής πίεσης του 19^{ου} αιώνα [46]



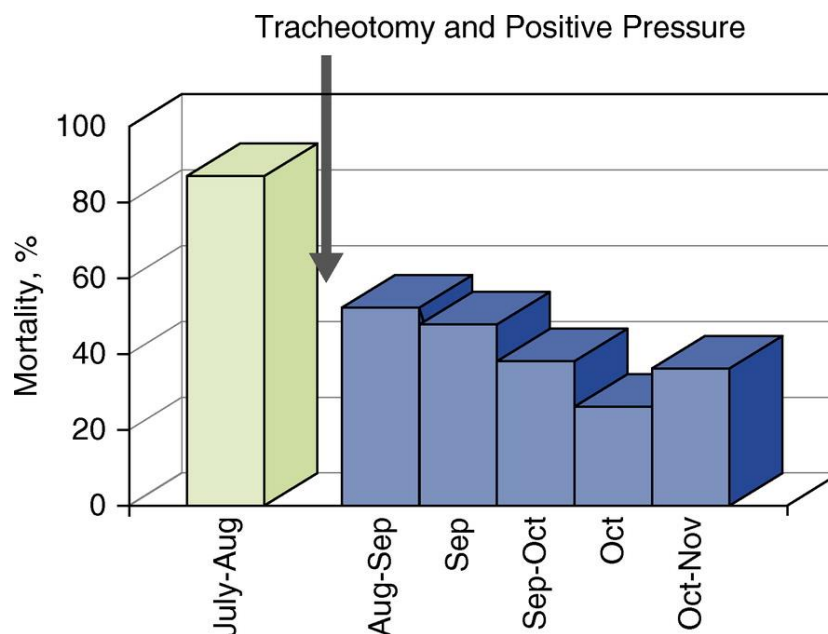
Εικόνα 1.2 Θάλαμος λειτουργίας αρνητικής πίεσης [46]

Ο πρώτος αναπνευστήρας που λειτούργησε με ηλεκτρικό ρεύμα ήταν ο «σιδερένιος πνεύμονας» (ironlung) που δημιουργήθηκε από τον Phillip Drinker το 1928, στην Βοστώνη. Αποτελούνταν από έναν μεταλλικό κύλινδρο, περίπου ενός τόνου, μέσα στο οποίο έμπαινε ξαπλωμένος ο ασθενής και το κεφάλι του προεξείχε μέσα από ένα αεροστεγές ελαστικό σφράγισμα λαϊμού. Το 1931, ο J.H. Emerson, από το Cambridge της Μασαχουσέτης, κατασκεύασε μια πιο απλή, αθόρυβη, ελαφρύτερη και φθηνότερη έκδοση του σιδερένιου πνεύμονα, που είχε την δυνατότητα να λειτουργήσει χειροκίνητα σε περίπτωση διακοπής ρεύματος. Ο Drinker μήνυσε ανεπιτυχώς την παραβίαση του διπλώματος ευρεσιτεχνίας του Emerson και η κατασκευή του Emerson έγινε η κυρίαρχη έκδοση για την αναπνευστική υποστήριξη ασθενών με αναπνευστική παράλυση που προκαλείται από πολιομυελίτιδα, κατασκευάζοντας χιλιάδες από αυτές μεταξύ 1930 και 1960. [9]

1.2.2 Αναπνευστήρες θετικής πίεσης

Το 1951, πραγματοποιήθηκε ένα συνέδριο στην Κοπεγχάγη στο οποίο συμμετείχαν οι περισσότεροι από τους ειδικούς της πολιομυελίτιδας στον κόσμο. Το επόμενο καλοκαίρι, η Κοπεγχάγη βίωσε μια τρομερή επιδημία πολιομυελίτιδας, που πιθανότατα προκλήθηκε από την μεταφορά του ιού της πολιομυελίτιδας στην Κοπεγχάγη κατά την διάρκεια της διάσκεψης του προηγούμενου έτους. Στο αποκορύφωμα της επιδημίας, πενήντα ασθενείς την ημέρα εισήχθησαν στο νοσοκομείο λοιμωδών νοσημάτων Blegdams, πολλοί με παράλυση των αναπνευστικών μυών. Η θνησιμότητα σε αυτούς τους ασθενείς ήταν εξαιρετικά υψηλή (>80%). Εκείνη την εποχή, οι περισσότεροι γιατροί πίστευαν ότι οι ασθενείς πέθαιναν από νεφρική ανεπάρκεια. Αυτό το συμπέρασμα βασίστηκε στα τελικά συμπτώματα υπερβολικής εφίδρωσης και υπέρτασης των ασθενών, μαζί με αυξημένο ολικό CO₂. Ο Bjorn Ibsen, ένας αναισθησιολόγος που είχε εκπαιδευτεί στην Βοστώνη στο εργαστήριο Beecher's, συνειδητοποίησε ότι αυτά τα συμπτώματα δεν προκλήθηκαν από νεφρική ανεπάρκεια αλλά από αναπνευστική ανεπάρκεια. Ως εκ τούτου, συνέστησε τραχειοτομία και αναπνευστική υποστήριξη με θετική πίεση. Ο Lassen, ο οποίος ήταν επικεφαλής γιατρός του νοσοκομείου, αρχικά απέρριψε αυτήν

την προσέγγιση αλλά σύντομα υποχώρησε όταν ο Ibsen απέδειξε την αποτελεσματικότητά της. Η θνησιμότητα μειώθηκε δραματικά από 87% σε περίπου 40% σχεδόν κατά την διάρκεια της νύχτας. Η παροχή περιθαλψής σε όλους αυτούς τους ασθενείς ήταν ένα μείζον υλικοτεχνικό πρόβλημα, καθώς δεν υπήρχαν αναπνευστήρες θετικής πίεσης και οι ασθενείς έπρεπε να είναι σε «χειροσακούλες». Στο απόγειο της επιδημίας σε εβδομήντα ασθενείς πραγματοποιούνταν χειροκίνητος αερισμός. Συνολικά, περίπου 1.500 μαθητές παρείχαν χειροκίνητη αναπνευστική υποστήριξη για 165.000 ώρες. Μια προσέγγιση στην υλικοτεχνική πρόκληση ήταν η φροντίδα όλων αυτών των ασθενών σε μια τοποθεσία. Παρόλα αυτά, σε σύντομο χρονικό διάστημα, έγιναν διαθέσιμες αρκετές αυτόματες μηχανές που αντικατέστησαν την χρησιμότητα των μαθητών. Δύο από αυτούς τους αναπνευστήρες παραμένουν ακόμη ευρέως γνωστοί σε όλον τον κόσμο. Οι νέες αυτές τεχνικές επικράτησαν σε όλη την Ευρώπη και σε κάποια μέρη στον υπόλοιπο κόσμο, εν αντιθέσει με τις Ηνωμένες Πολιτείες της Αμερικής, οι οποίες δεν εκμεταλλεύτηκαν τις νέες μεθόδους και παρέμειναν στην χρήση αναπνευστήρων πλήρους σώματος μέχρι τα μέσα του 1960. [47] [59]



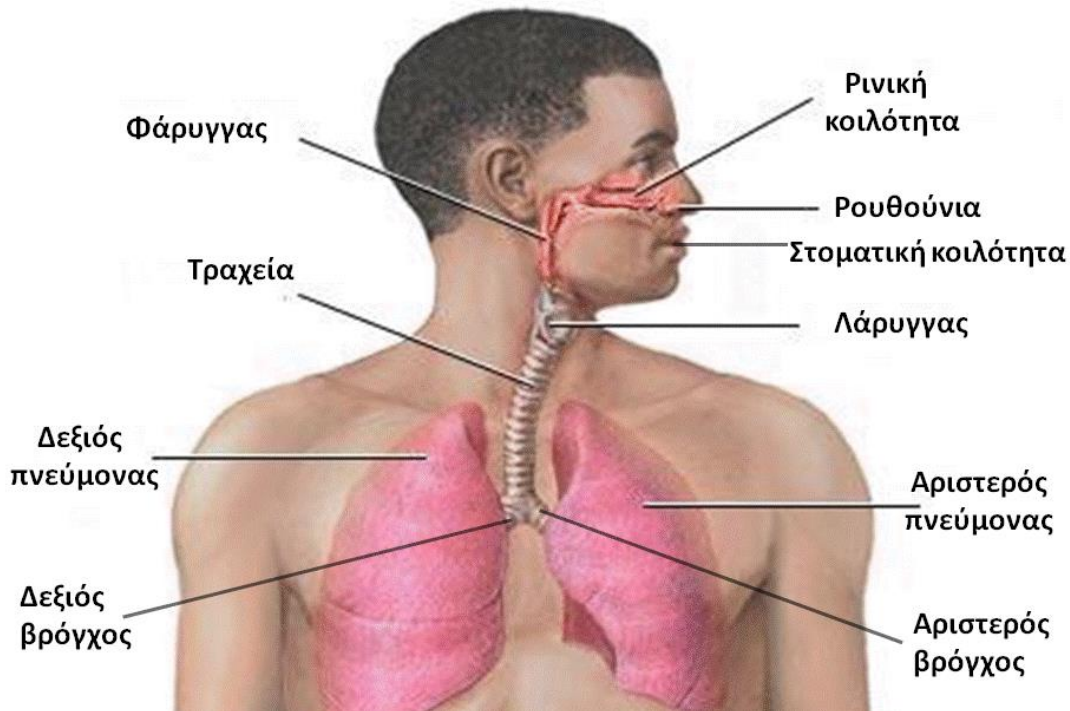
Εικόνα 1.3 Ποσοστό θνησιμότητας από πολιομυελίτιδα [59]

Τα τελευταία εξήντα χρόνια, τα τεχνικά χαρακτηριστικά των αναπνευστήρων όπως είναι οι βαλβίδες εκπνοής, παροχή ροής και η χρήση μικροεπεξεργαστών έχουν βελτιωθεί αρκετά. Τις δεκαετίες 1980 και 1990, υπήρξε μια χαρακτηριστική αλλαγή από έναν πλήρως ελεγχόμενο αναπνευστήρα, σε έναν αναπνευστήρα μερικής υποστήριξης και στην συνέχεια σε αναπνευστήρα με υποστήριξη πίεσης. Ο στόχος ήταν η βελτίωση της αλληλεπίδρασης μεταξύ της ώθησης για αναπνοή του ασθενούς και της παροχής κάθε αναπνοής από τον αναπνευστήρα. Ουσιαστικά εστίασαν στην πλήρη οδήγηση του αναπνευστήρα από τον ασθενή. Ακόμη και σήμερα, χρησιμοποιούνται κατά κόρον αναπνευστήρες πίεσης καθώς είναι πιο διαδομένοι εξαιτίας της μεγαλύτερης ευκολίας που παρουσιάζουν στην χρήση και την μετακίνηση αλλά και λόγω της άνεσης που προσφέρουν σε σχέση με τους αναπνευστήρες όγκου. [59].

1.3 Ανατομία αναπνευστικού συστήματος

Ως αναπνευστικό σύστημα αναφέρεται το σύστημα εκείνων των οργάνων που χρησιμεύουν στην πρόσληψη οξυγόνου και στην απομάκρυνση διοξειδίου του άνθρακα.

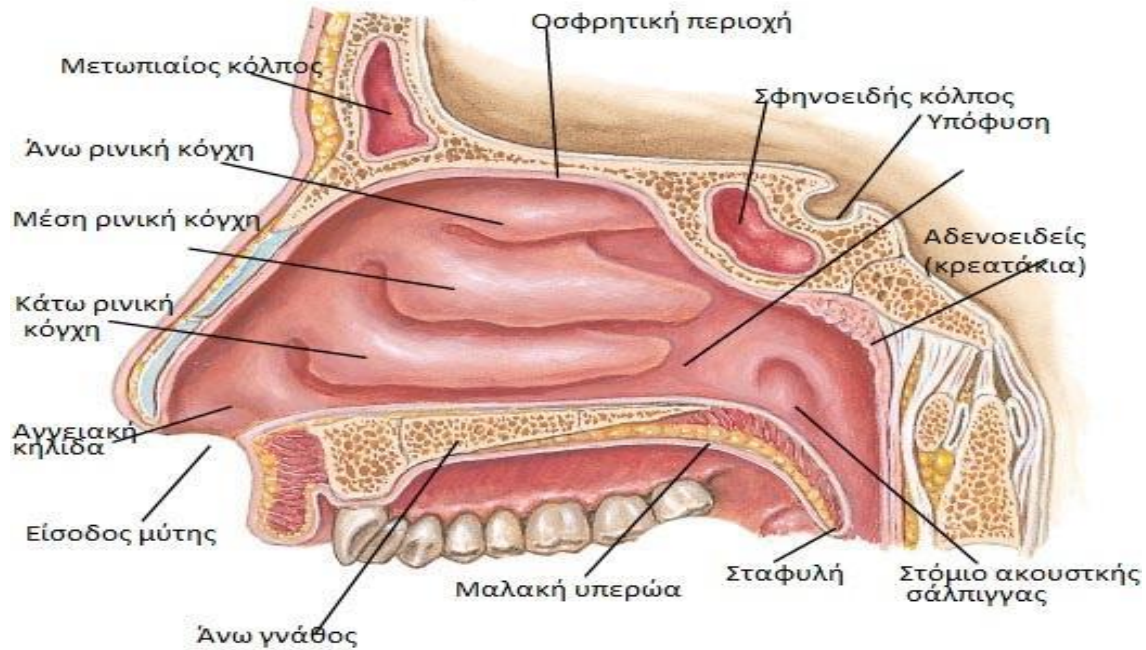
Όπως παρατηρείται στη παρακάτω εικόνα 1.4 το αναπνευστικό σύστημα αποτελείται από το ανώτερο αναπνευστικό που περιλαμβάνει την ρινική κοιλότητα, τον φάρυγγα και τον λάρυγγα και από το κατώτερο αναπνευστικό που περιλαμβάνει την τραχεία, τους βρόγχους και τους πνεύμονες.



Εικόνα 1.4 Ανατομία αναπνευστικού συστήματος [34]

1.3.1 Ρινική κοιλότητα

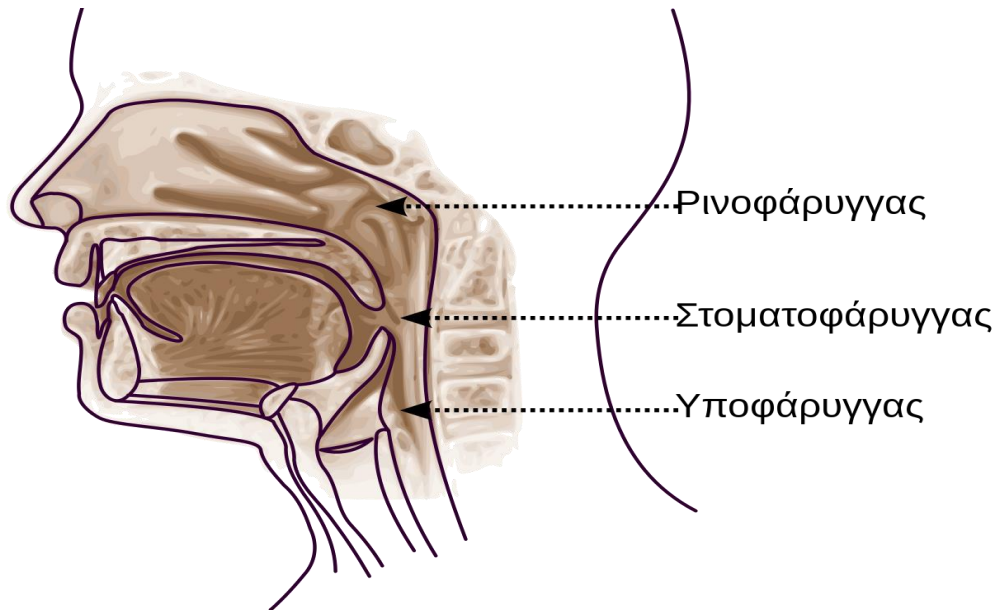
Η μύτη είναι ένα σημαντικό όργανο αναπνοής και το πρωταρχικό όργανο της όσφρησης. Αν και τα οστά του κρανίου συμβάλλουν στο σκελετικό πλαίσιο της ανθρώπινης μύτης, το μεγαλύτερο μέρος του εξωτερικού της σχήματος οφείλεται στα ρινικά οστά, τους ρινικούς χόνδρους και το ρινικό διάφραγμα. Η μύτη και η ρινική κοιλότητα χωρίζονται σε δύο μισά με το ρινικό διάφραγμα. Στο πλευρικό τοίχωμα της μύτης προεξέχουν τρεις κόγχες οι οποίες χαρακτηρίζονται ως ανώτερη, μέση και κατώτερη ρινική κόγχη. Η δίοδος που βρίσκεται κάτω από την κατώτερη ρινική κόγχη είναι η προτιμώμενη δίοδος για τη ρινοτραχειακή διασωλήνωση. Η ρινική κοιλότητα βρίσκεται πάνω από το οστό που σχηματίζει τον ουρανίσκο του στόματος και καμπυλώνει προς τα κάτω στο πίσω μέρος για να ενωθεί με το λαιμό. Χωρίζεται σε δύο τμήματα που ονομάζονται ρινικές οδοί, ρόλος των οποίων είναι να φιλτράρουν, να ζεστάνουν και να υγράνουν τον αέρα πριν περάσει στους πνεύμονες. [61]



Εικόνα 1.5 Ρινική κοιλότητα [35]

1.3.2 Φάρυγγας

Ο φάρυγγας είναι μια μυομεμβρανώδης σωληνοειδής δομή που έχει διαφορετικούς ρόλους κατά την αναπνοή, την κατάποση και την φωνοποίηση. Αποτελείται από τον ρινοφάρυγγα, τον στοματοφάρυγγα και τον υποφάρυγγα και συνδέει το ρινικό σύστημα με το άνω άκρο της τραχείας. Ο ρινοφάρυγγας είναι κυρίως, δίοδος αέρα και εκκρίσεων από την μύτη, προς τον στοματικό φάρυγγα. Στο οπίσθιο τοίχωμα του ρινοφάρυγγα βρίσκεται ένα λεμφικό όργανο, η φαρυγγική αμυγδαλή. Όταν είναι διευρυμένη, όπως στην υπερτροφία των αμυγδαλών ή στη βλάστηση των αδενοειδών, μπορεί να επηρεάσει την ρινική αναπνοή και να αλλάξει τον συντονισμό της φωνής. Ο στοματοφάρυγγας συνδέεται εμπρός με το στόμα και οριοθετείται από τον ρινοφάρυγγα και από την μαλακή υπερώα, η οποία καλύπτει το οπίσθιο τμήμα της στοματικής κοιλότητας. Τέλος το πρόσθιο τοίχωμα του υποφάρυγγα σχηματίζεται από το οπίσθιο τμήμα της γλώσσας. Βρίσκεται ακριβώς πάνω από τον λάρυγγα και αντιπροσωπεύει το σημείο όπου οι οδοί του αέρα και της τροφής διασταυρώνονται μεταξύ τους. [1]



Εικόνα 1.6 Φάρυγγας [1]

1.3.3 Λάρυγγας

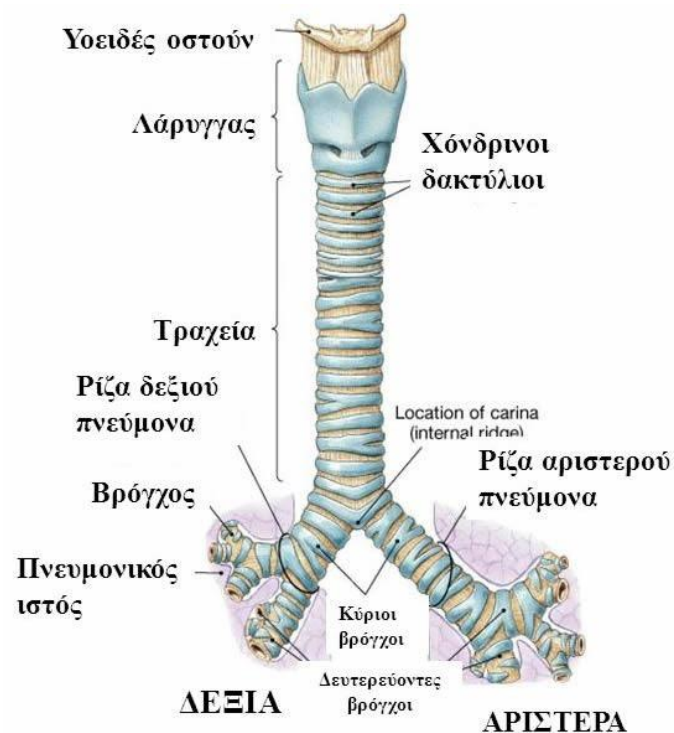
Ο λάρυγγας είναι μια δυναμική, ευέλικτη δομή που αποτελείται από έναν χόνδρινο πυρήνα με διασυνδεόμενες μεμβράνες και σχετικό μυϊκό σύστημα. Λόγω της μοναδικής του θέσης σε σχέση με την διασταύρωση μεταξύ των διόδων αέρα και τροφής, αναφέρεται συχνά ως μέρος του ανώτερου αεροπεπτικού σωλήνα. Είναι επίσης γνωστό και ως όργανο φωνοποίησης, λόγω των ειδικών τροποποιήσεων της ανατομίας, που το έχουν καταστήσει ικανό να παράγει φωνή. Αποτελείται από εννέα χόνδρους οι οποίοι συνδέονται μεταξύ τους άνωθεν με το υοειδές και κάτωθεν με την τραχεία. Η λάρυγγική κοιλότητα επεκτείνεται από την άκρη της επιγλωττίδας μέχρι το κάτω όριο κρικοειδούς χόνδρου, όπου συνεχίζει στην τραχεία. [2]

1.3.4 Τραχεία

Κάτω από τον λάρυγγα βρίσκεται η τραχεία, ένας σωλήνας μήκους περίπου 10-12cm και πλάτους 2cm. Η τραχεία είναι μια χόνδρινη σωληνοειδής δομή που συνδέεται με τον λάρυγγα προς τα πάνω και τους βρόγχους προς τα κάτω. Το κάτω άκρο του κρικοειδούς χόνδρου ορίζει την αρχή της τραχείας. Το τέλος της τραχείας σηματοδοτείται από την καρίνα, την απόληξη του δεξιού κύριου βρόγχου και την απόληξη του αριστερού βρόγχου. Η καρίνα βρίσκεται συνήθως στο επίπεδο του σπονδυλικού σώματος T4, αλλά η κατακόρυφη θέση της στο μεσοθωράκιο αλλάζει ανάλογα με τις φάσεις της αναπνοής. Κατά μέσο όρο, το μήκος της τραχείας στους άνδρες είναι από 10 έως 13 cm ενώ στις γυναίκες τείνει να είναι μικρότερη. Η τραχεία επενδύεται με ένα υγρό στρώμα βλεννογόνου μεμβράνης που αποτελείται από κύτταρα τα οποία περιέχουν μικρές τριχοειδείς προεξοχές που ονομάζονται βλεφαρίδες. Οι βλεφαρίδες βρίσκονται στο κανάλι (αυλό) της τραχείας για να παγιδεύουν σωματίδια. Η βασική λειτουργία της είναι ότι χρησιμεύει ως δίοδος για τον αέρα, τον υγραίνει και τον θερμαίνει καθώς περνάει στους πνεύμονες και προστατεύει την αναπνευστική επιφάνεια από τη συσσώρευση ξένων σωματιδίων. [62]

1.3.5 Βρόγχοι

Οι βρόγχοι εκτείνονται από την τραχεία. Μαζί, αυτές οι δύο δομές σχηματίζουν το τραχειοβρογχικό δέντρο των πνευμόνων. Η τραχεία, όπως αναφέρθηκε πιο πάνω είναι ο κορμός του δέντρου που βρίσκεται στο ανώτερο μεσοθωράκιο. Οι βρόγχοι είναι οι κλάδοι του δέντρου εντός των πνευμόνων. Τόσο η τραχεία όσο και οι βρόγχοι αποτελούν μέρος της αγωγίμης ζώνης του αναπνευστικού συστήματος. Ενώ σκοπός της τραχείας είναι να διοχετεύει τον αέρα από το στόμα και τη μύτη προς τους πνεύμονες, οι βρόγχοι είναι αυτοί που διανέμουν τον αέρα σε όλους τους πνεύμονες μέχρι να φτάσει στα αναπνευστικά βρογχιόλια και τους κυψελιδικούς σάκους. Η τελευταία χρησιμεύει ως τόπος ανταλλαγής αερίων διοξειδίου του άνθρακα και οξυγόνου διαμέσου του τοιχώματος των πνευμονικών τριχοειδών αγγείων και των πνευμονικών κυψελίδων. Ακόμη, ο βρόγχος περιέχεται από χόνδρο, λείο μυ, βλεννογόνο και πλάκες υαλώδους χόνδρου. Ο χόνδρος είναι ζωτικής σημασίας για την πρόληψη της κατάρρευσης των αεραγωγών κατά την εισπνοή και την εκπνοή. Κατεβαίνοντας προς τα κάτω στο βρογχικό δέντρο, η ποσότητα του χόνδρου μειώνεται και ο λείος μυς αυξάνεται. Συγκεκριμένα, τα βρογχιόλια στερούνται χόνδρου στα τοιχώματά τους και βασίζονται στους λείους μυς και τις ελαστικές ίνες για να διατηρήσουν την ακεραιότητα του τοιχώματός τους. Ο λείος μυς είναι επίσης σημαντικός για τον έλεγχο της ροής του αέρα μέσω της συστολής και της διαστολής του αεραγωγού. Τέλος, ο αεραγωγός καλύπτεται από βλεννογόνο για την προστασία των πνευμόνων και την παγίδευση ξένων ουσιών που εισέρχονται στον οργανισμό μέσω της εισπνοής. [63]



Εικόνα 1.7 Βρόγχοι [36]

1.3.6 Πνεύμονας

Το βασικότερο όργανο, του αναπνευστικού συστήματος είναι ο πνεύμονας. Πιο συγκεκριμένα, ο πνεύμονας έχει μια κορυφή, τρία όρια και τρεις επιφάνειες. Η κορυφή βρίσκεται πάνω από την πρώτη πλευρά της θωρακικής κοιλότητας. Τα τρία όρια περιλαμβάνουν το πρόσθιο, το οπίσθιο και το κατώτερο όριο. Η λειτουργία του πνεύμονα είναι να μεταφέρει το οξυγόνο από τον αέρα στο αίμα και πραγματοποιείται από τις κυψελίδες. Οι κυψελίδες είναι μια μεμβράνη που επιτρέπει την ανταλλαγή αερίων με τα αγγεία του πνεύμονα. Υπάρχουν μερικοί μύες που βοηθούν στην εισπνοή και την εκπνοή, όπως το διάφραγμα και οι μεσοπλευριοί μύες. Οι μύες βοηθούν στη δημιουργία αρνητικής πίεσης εντός του θώρακα, όπου η πίεση του πνεύμονα είναι μικρότερη από την ατμοσφαιρική πίεση, για να βοηθήσουν στην εισπνοή και την πλήρωση των πνευμόνων. Επίσης, οι μύες βοηθούν στη δημιουργία θετικής πίεσης εντός του θώρακα, όπου η πίεση του πνεύμονα είναι μεγαλύτερη από την ατμοσφαιρική πίεση, για να βοηθήσουν στην εκπνοή και την εκκένωση του πνεύμονα. Συμπληρωματικά, οι στερνοκλειδομαστοειδείς και οι σκαληνοί μύες χρησιμοποιούνται για την επικουρική αναπνοή όταν ο ασθενής βρίσκεται σε αναπνευστική δυσχέρεια ή ανεπάρκεια. [64]



Εικόνα 1.8 Πνεύμονας [37]

1.4 Λειτουργία αναπνευστικού συστήματος

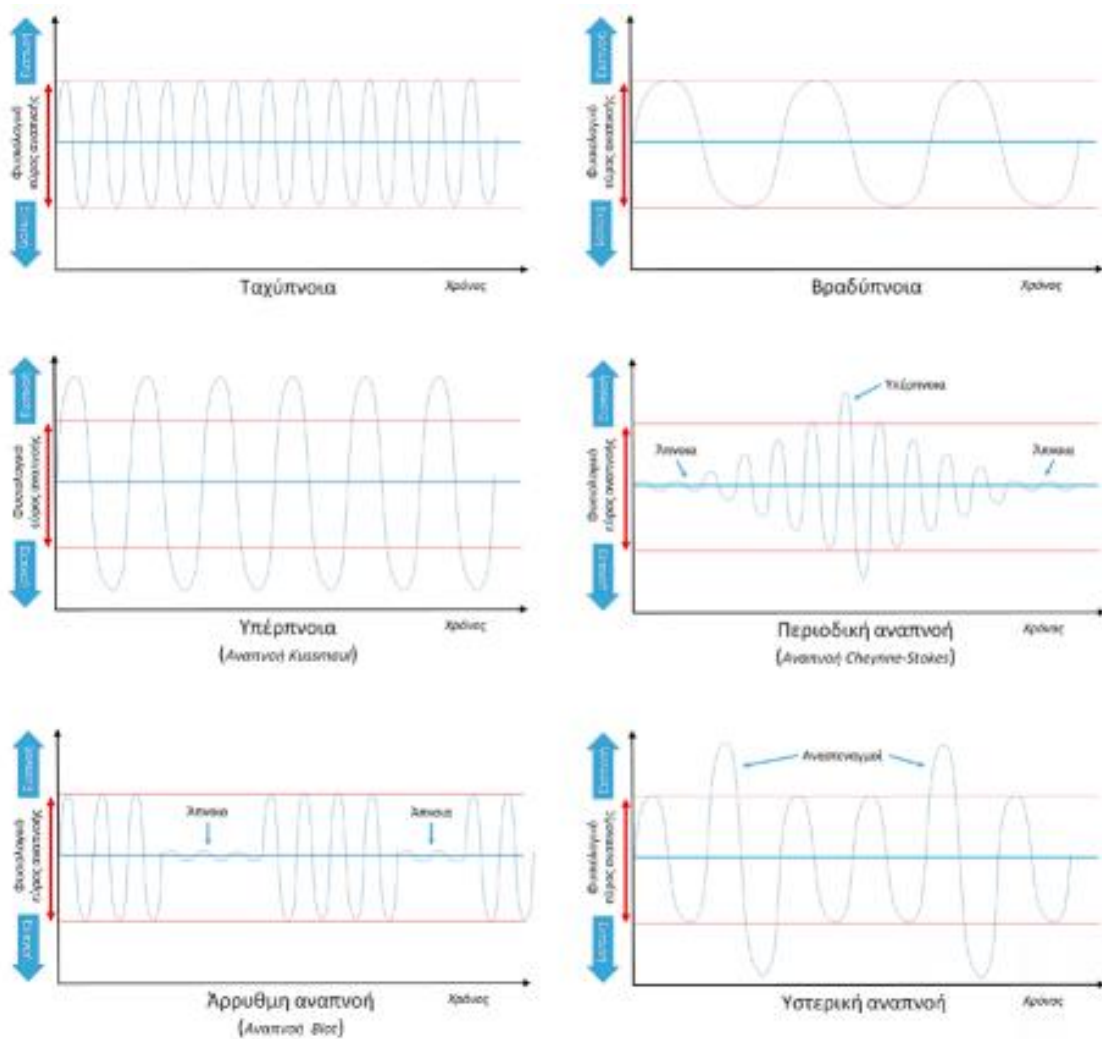
Οι διαδικασίες της εισπνοής και της εκπνοής είναι ζωτικής σημασίας για την παροχή οξυγόνου στους ιστούς και την απομάκρυνση του διοξειδίου του άνθρακα από το σώμα. Η εισπνοή πραγματοποιείται μέσω ενεργητικής σύσπασης των μυών, όπως το διάφραγμα, ενώ η εκπνοή τείνει να είναι παθητική. Ο αέρας κινείται μέσα και έξω από τους πνεύμονες ως απόκριση στις διαφορές πίεσης. Όταν η πίεση του ατμοσφαιρικού αέρα μέσα στους κυψελιδικούς χώρους πέφτει κάτω από την ατμοσφαιρική πίεση, ο αέρας εισέρχεται στους πνεύμονες εφόσον και ο λάρυγγας είναι ανοιχτός, αποτελώντας την διαδικασία της εισπνοής. Όταν η πίεση του αέρα μέσα στις κυψελίδες υπερβαίνει την ατμοσφαιρική πίεση, ο αέρας εξέρχεται από τους πνεύμονες και δημιουργεί τη διαδικασία της εκπνοής. Η ροή του

αέρα είναι ταχεία ή αργή ανάλογα με το μέγεθος διαφοράς της πίεσης. Επειδή η ατμοσφαιρική πίεση παραμένει σχετικά σταθερή, η ροή καθορίζεται από το πόσο πάνω ή κάτω από την ατμοσφαιρική πίεση αυξάνεται ή μειώνεται η πίεση εντός των πνευμόνων. Οι διακυμάνσεις της κυψελιδικής πίεσης προκαλούνται από τη διαστολή και τη συστολή των πνευμόνων που προκύπτουν από τη σύσπαση και τη χαλάρωση των μυών του θώρακα και της κοιλιάς. Κάθε μικρή αύξηση της διαστολής αυξάνει παροδικά το χώρο που περικλείει τον πνευμονικό αέρα. Συνεπώς, υπάρχει λιγότερος αέρας ανά μονάδα όγκου στους πνεύμονες και η πίεση πέφτει. Δημιουργείται μια διαφορά στην πίεση του αέρα μεταξύ ατμόσφαιρας και πνευμόνων και ο αέρας εισρέει μέχρι να αποκατασταθεί η ισορροπία με την ατμοσφαιρική πίεση σε μεγαλύτερο όγκο πνευμόνων. Όταν οι μύες της εισπνοής χαλαρώσουν, ο όγκος του θώρακα και των πνευμόνων μειώνεται, ο αέρας των πνευμόνων συμπιέζεται παροδικά, η πίεση του αυξάνεται πάνω από την ατμοσφαιρική πίεση και προκύπτει ροή στην ατμόσφαιρα μέχρι να επιτευχθεί ισορροπία πίεσης στον αρχικό όγκο των πνευμόνων. Αυτή, λοιπόν, είναι η αλληλουχία των γεγονότων κατά τη διάρκεια κάθε φυσιολογικού αναπνευστικού κύκλου. [1]

1.5 Διαταραχές αναπνευστικού συστήματος

Αφού αναφέρθηκε η φυσιολογική λειτουργία του αναπνευστικού, δεν θα μπορούσαν να παραλειφθούν οι διάφορες διαταραχές που υφίστανται στον ρυθμό της αναπνοής, οι οποίες είναι οι παρακάτω:

- **Υπόνοια:** Είναι η διαταραχή η οποία χαρακτηρίζεται από ελάττωση της ροής του αέρα κατά το μισό ποσό που δέχεται κανονικά, δηλαδή 50%, λόγω της χαλάρωσης του τόνου των μυών του λάρυγγα και της γλώσσας στον ύπνο.
- **Υπέρπνοια:** Όταν υπάρχει η αύξηση του αερισμού των πνευμόνων, γνωστός ως υπεραερισμός τότε συναντάται η υπέρπνοια.
- **Ταχύπνοια:** Ορίζεται ως η αύξηση του ρυθμού των αναπνοών πάνω από 20/min, όπου ο ασθενής υποφέρει από περιοριστική πνευμονοπάθεια και πλευριτικό πόνο.
- **Βραδύπνοια:** Πολλές φορές όταν ο ασθενής πάσχει από διαβητικό κόμα ή υπάρχει καταστολή του κέντρου αναπνοής τότε συναντάται η βραδύπνοια.
- **Υστερική αναπνοή:** Είναι ακανόνιστη αναπνοή και συνοδεύεται από αναστεναγμούς. Δεν αποτελεί, στην ουσία, δύσπνοια, και οφείλεται σε αίσθημα πνιγμονής που έχουν τα άτομα και αδυναμίας λήψης βαθιάς αναπνοής.
- **Αποφρακτική τύπου αναπνοή:** Οφείλεται στην αυξημένη αντίσταση των αεραγωγών. Αυτό γίνεται όταν απουσιάζει ο αναγκαίος χρόνος για πλήρη εκπνοή με αποτέλεσμα ο θώρακας αδυνατεί να συμπτυχθεί και να επιτευχθεί επειδή υπάρχει παγιδευμένος αέρας στους αεραγωγούς.
- **Αναπνοή Biot:** Πρόκειται για αταξική αναπνοή, που χαρακτηρίζεται από απρόβλεπτες ανωμαλίες της αναπνοής. Συναντάται σε καταστολή του κέντρου της αναπνοής από διάφορες αιτίες, όπως η λήψη φαρμάκων και οι εγκεφαλικές κακώσεις, καθώς και προθανάτια. [4]



Εικόνα 1.9 Διαγράμματα διαταραχών ρυθμού αναπνοής [4]

1.6 Μηχανικός αναπνευστήρας

Ο μηχανικός αναπνευστήρας είναι ένα όργανο που αντικαθιστά ή βοηθά στην αναπνοή ασθενείς που δεν μπορούν να αναπνεύσουν φυσικά ή αναπνέουν ανεπαρκώς, μετακινώντας τον αναπνεύσιμο αέρα μέσα και έξω από τους πνεύμονες. [26]

1.7 Χρησιμότητα

Υπάρχουν πολλοί λόγοι για τους οποίους ένας ασθενής μπορεί να χρειαστεί έναν αναπνευστήρα, αλλά τα χαμηλά επίπεδα οξυγόνου ή η σοβαρή δύσπνοια της αναπνοής από μια λοίμωξη όπως η πνευμονία είναι οι πιο συνηθέστεροι. Πιο συγκεκριμένα, οι μηχανικοί αναπνευστήρες χρησιμοποιούνται για την παροχή υψηλών συγκεντρώσεων οξυγόνου στους πνεύμονες και για την αποβολή του διοξειδίου του άνθρακα. Ακόμη συμβάλλουν στην μείωση της ενέργειας που χρησιμοποιεί ο ασθενής για την αναπνοή, ώστε το σώμα του να μπορεί να επικεντρωθεί στην καταπολέμηση της λοίμωξης. Χρησιμοποιούνται κυρίως σε νοσοκομεία και σε συστήματα μεταφορών, όπως ασθενοφόρα και αερομεταφορές. Σε ορισμένες περιπτώσεις, μπορούν να χρησιμοποιηθούν και στο σπίτι, εάν η

ασθένεια είναι μακροχρόνια και οι φροντιστές στο σπίτι λαμβάνουν εκπαίδευση και διαθέτουν επαρκείς και νοσηλευτικούς πόρους στο σπίτι. [65]

1.8 Κατηγορίες

Σε αυτή την ενότητα, θα εξεταστούν δύο τύποι αναπνευστήρων. Αρχικά, θα γίνει αναφορά στους αναπνευστήρες που παράγουν μοτίβα που μιμούνται τον τρόπο που αναπνέουμε κανονικά. Λειτουργούν δηλαδή, με τους ρυθμούς αναπνοής που παράγει κανονικά το σώμα μας κατά τη διάρκεια των καθημερινών δραστηριοτήτων μας. Οι ρυθμοί αυτοί είναι 12-25 αναπνοές/λεπτό για παιδιά και ενήλικες και 30-40 αναπνοές/λεπτό για βρέφη. Αυτοί ονομάζονται συμβατικοί αναπνευστήρες και η μέγιστη συχνότητάς τους είναι 15 αναπνοές/λεπτό. Ο συμβατικός μηχανικός αερισμός αναφέρεται στη χρήση ενός αναπνευστήρα θετικής πίεσης για την παροχή παλιρροϊκών όγκων με συμβατικές παραμέτρους μέσω ενός ενδοτραχειακού σωλήνα. Η συντριπτική πλειοψηφία αναπνευστήρων που χρησιμοποιούνται στον κόσμο παρέχουν συμβατικό αερισμό. [5]

Στη δεύτερη κατηγορία είναι οι αναπνευστήρες υψηλής συχνότητας, που χρησιμοποιούνται όταν ο συμβατικός αερισμός αποτυγχάνει. Είναι μια τεχνική όπου ο καθορισμένος ρυθμός αναπνοής υπερβαίνει κατά πολύ τον κανονικό ρυθμό αναπνοής. Σε αυτή την περίπτωση ο παλιρροϊκός όγκος που παρέχεται είναι σημαντικά μικρότερος. Αυτοί οι αναπνευστήρες μπορούν να παράγουν ρυθμούς έως 15Hz (900 αναπνοές/λεπτό). Οι αναπνευστήρες υψηλής συχνότητας έχουν αποδειχτεί χρήσιμοι για την θεραπεία πολλών αναπνευστικών διαταραχών, συμπεριλαμβανομένων των διαρροών αέρα, του συνδρόμου εισφόρησης μηκωνίου και της επίμονης πνευμονικής υπέρτασης. [6]

Στον αερισμό υψηλής συχνότητας χρησιμοποιούνται πολλές διαφορετικές τεχνικές αερισμού συμπεριλαμβανομένων του αερισμού με πίδακα (HFJV) και του ταλαντευόμενου αερισμού (HFV).

Ο αερισμός με πίδακα παρέχει σύντομους παλμούς πεπιεσμένου αερίου απευθείας στον ανώτερο αεραγωγό μέσω προσαρμογέα στον ενδοτραχειακό σωλήνα. Ο πίδακας οξυγόνου συμβαίνει για περίπου 0,02 του δευτερολέπτου και το αέριο ωθείται στους πνεύμονες υπό μικρούς παλιρροϊκούς όγκους πίεσης. Τα HFVOF χρησιμοποιούν μια διάταξη εμβόλου που κινείται μπρος και πίσω για να ταλαντώσει το αέριο στο αναπνευστικό κύκλωμα και στους αεραγωγούς του ασθενούς. Και οι δύο αυτές τεχνικές αναγκάζουν τον αέρα να φτάσει στις κυψελίδες και το διοξείδιο του άνθρακα να φύγει από τους πνεύμονες, ενισχύοντας την ανάμιξη και τη διάχυση στους αεραγωγούς. [7]

1.9 Μηχανικά χαρακτηριστικά

Οι αναπνευστήρες τροφοδοτούνται είτε με τη μορφή ηλεκτρικής ενέργειας είτε με συμπιεσμένο αέριο. Αυτή η ενέργεια μεταδίδεται από τον μηχανισμό κίνησης του αναπνευστήρα, με προκαθορισμένο τρόπο από το κύκλωμα ελέγχου, για να βοηθήσει ή να αντικαταστήσει την εκτέλεση του έργου της αναπνοής. Επομένως για να κατανοήσουμε τους αναπνευστήρες πρέπει πρώτα να κατανοήσουμε τα τέσσερα μηχανικά χαρακτηριστικά τους.

- **Ισχύς εισόδου:** Η πηγή ενέργειας για έναν αναπνευστήρα είναι αυτή που δημιουργεί τη δύναμη για να φουσκώσει τους πνεύμονες του ασθενούς. Μπορεί να είναι είτε ηλεκτρική ενέργεια ($Energy = Volts * Ampere * Time$) ή συμπιεσμένο αέριο ($Energy = Pressure * Volume$). Ένας ηλεκτρικός αναπνευστήρας χρησιμοποιεί AC τάση από μια πρίζα ηλεκτρικής γραμμής. Εκτός από την τροφοδοσία του αναπνευστήρα, αυτή η AC τάση μπορεί να μειωθεί και να μετατραπεί σε συνεχές ρεύμα DC. Ορισμένοι αναπνευστήρες, ιδίως οι αναπνευστήρες μεταφοράς, διαθέτουν επαναφορτιζόμενες μπαταρίες που μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως εφεδρική πηγή τροφοδοσίας εάν δεν υπάρχει διαθέσιμο AC ρεύμα. Ένας πνευματικός

αναπνευστήρας χρησιμοποιεί συμπιεσμένο αέριο. Αυτή είναι η πηγή ενέργειας για τους περισσότερους σύγχρονους μηχανικούς αναπνευστήρες. Οι αναπνευστήρες οι οποίοι τροφοδοτούνται από συμπιεσμένο αέριο έχουν συνήθως εσωτερικές βαλβίδες για την μείωση της πίεσης, έτσι ώστε η κανονική πίεση λειτουργίας να είναι χαμηλότερη από τη πίεση της πηγής. Αυτό επιτρέπει την αδιάλειπτη λειτουργία από πηγές αερίου που τροφοδοτούνται μέσω των νοσοκομείων.

- Σύστημα μετάδοσης και μετατροπής ισχύος: Το σύστημα μετάδοσης και μετατροπής αποτελείται από τους μηχανισμούς ελέγχου κίνησης και εξόδου. Ο μηχανισμός κίνησης παράγει την πραγματική δύναμη που απαιτείται για την παροχή αερίου στον ασθενή υπό πίεση. Ο έλεγχος εξόδου αποτελείται από μια ή περισσότερες βαλβίδες που ρυθμίζουν τη ροή αερίου προς και από τον ασθενή. Ένα καλό παράδειγμα, θα ήταν ο αναπνευστήρας Hamilton Galileο οποίος χρησιμοποιεί μια πολλαπλή βαλβίδα εκπνοής, που κλείνει για να μεταφέρει το αέριο στους πνεύμονες ή ανοίγει για να επιτρέψει την εκπνοή.
- Μηχανισμός κίνησης: Ο μηχανισμός κίνησης του αναπνευστήρα μετατρέπει την ισχύ εισόδου σε χρήσιμο έργο. Τα χαρακτηριστικά πρότυπα ροής που και πίεσης που παράγει ο αναπνευστήρας καθορίζονται εν μέρει από τον τύπο του μηχανισμού κίνησης που περιέχει. Οι μηχανισμοί κίνησης μπορεί να είναι είτε άμεση εφαρμογή συμπιεσμένου αερίου μέσω βαλβίδας μείωσης της πίεσης, είτε έμμεση εφαρμογή συμπιεστή.
- Βαλβίδα ελέγχου εξόδου: Η βαλβίδα ελέγχου εξόδου ρυθμίζει τη ροή του αερίου προς τον ασθενή. Συνήθως περιλαμβάνουν την πνευματική μεμβράνη, την ηλεκτρομαγνητική βαλβίδα αναρρόφησης/εμβόλου και την αναλογική βαλβίδα.
- Σύστημα ελέγχου: Η κατανόηση της βασικής φυσιολογίας του μηχανικού αναπνευστήρα είναι απαραίτητη για τη βέλτιστη εφαρμογή του. Οι αλλαγές της πίεσης, του όγκου και της ροής κατά την εισπνοή και εκπνοή μπορούν να περιγραφούν από την απλοποιημένη εξίσωση κίνησης του αναπνευστικού συστήματος : $P_{VENT} + P_{MUS} = (E \times V) + (R \times V) + \text{auto-PEEP}$

Όπου P_{VENT} : Πίεση που παράγεται από τον αναπνευστήρα, πάνω από τη θετική τελική εκπνευστική πίεση PEEP, P_{MUS} : Πίεση που παράγεται από τους αναπνευστικούς μύες για τη διαστολή των πνευμόνων, E: Η ελαστικότητα του αναπνευστικού συστήματος, V: Μεταβολή όγκου των πνευμόνων πάνω από τη λειτουργική υπολειπόμενη χωρητικότητα (FRC), R: Αντίσταση του αναπνευστικού συστήματος, auto-PEEP: Διαφορά μεταξύ τελικής εκπνευστικής πίεσης των αεραγωγών και της τελικής εκπνευστικής πίεσης των πνευμόνων. Ο όρος auto-peep υποδηλώνει πως αν υπάρχει auto-peep, απαιτείται περισσότερη δύναμη από τον αναπνευστήρα και τους μύς για να παραχθεί ένας δεδομένος αναπνεόμενος όγκος και μια ροή. [66]

1.10 Είδη αναπνευστήρων θετικής πίεσης

Οι αναπνευστήρες θετικής πίεσης επιτυγχάνουν την διαδικασία του αερισμού προσφέροντας αέρα με πίεση στους αεραγωγούς. Με την διαδικασία αυτή, αυξάνουν την κλίση πίεσης μεταξύ του στόματος και των κυψελίδων και πραγματοποιείται ο αερισμός των πνευμόνων. Στην συνέχεια, η εκπνοή προκύπτει αυτόματα, με την χρήση δυνάμεων ελαστικής επαναφοράς και εν μέρη ενεργητικά με την σύσπαση των εκπνευστικών μυών.

1.10.1 Συνεχής θετική πίεση των αεραγωγών

Η συσκευή CPAP (Continuous Positive Airway Pressure) προσφέρει συνεχή σταθερή θετική πίεση τόσο στην εισπνοή όσο και στην εκπνοή. Η διαδικασία αυτή επιτυγχάνεται αυξάνοντας τη

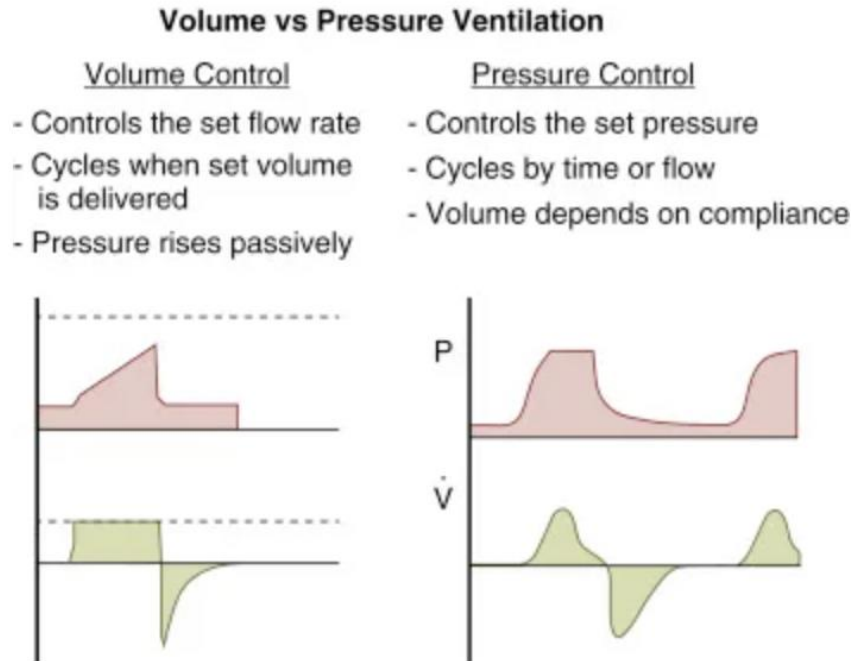
λειτουργική υπολειπόμενη χωρητικότητα και διανοίγοντας υποαεριζόμενες περιοχές του πνεύμονα, με αποτέλεσμα να ελαττώνεται η ενδοπνευμονική διαφυγή από δεξιά προς τα αριστερά ώστε να βελτιώνεται ο αερισμός. Η αύξηση της λειτουργικής υπολειπόμενης χωρητικότητας μπορεί να βελτιώσει τη διατασιμότητα του πνεύμονα και να μειώσει τελικά το συνολικό έργο της αναπνοής. Ουσιαστικά δεν αποτελεί πραγματικό αναπνευστήρα γιατί δεν συμμετέχει ενεργητικά στην αναπνοή. Η χρησιμότητα της συγκεκριμένης συσκευής έχει σταθεί επάξια στην αντιμετώπιση του συνδρόμου αποφρακτικής άπνοιας ύπνου όπως επίσης και στο σύνδρομο παχυσαρκίας υποαερισμού. [48] [49]

1.10.2 Αναπνευστήρες όγκου

Οι αναπνευστήρες όγκου παρέχουν συγκεκριμένο όγκο σε κάθε αναπνευστικό κύκλο, ανεξάρτητα από την πίεση που ασκείται για να δοθεί ο συγκεκριμένος όγκος. Είναι ακριβότεροι και βαρύτεροι από τους αναπνευστήρες πίεσης και αποτελούνται από συστήματα προειδοποίησης και μπαταρίες ώστε να μην διακόπτεται η λειτουργία τους σε πιθανή διακοπή ή βλάβη του ηλεκτρικού ρεύματος. Υπάρχει η δυνατότητα με βάση τα αέρια αίματος, την ανεκτικότητα και την κατάσταση του ασθενή να ρυθμίζεται αντίστοιχα και ο όγκος αέρα που δίνεται σε κάθε εισπνοή. Επιπλέον υπάρχουν πρόσθετες ρυθμίσεις που αφορούν τον αριθμό των προκαθορισμένων αναπνοών, τον χρόνο εισπνοής-εκπνοής και την ευαισθησία του αναπνευστήρα (triggering). [50] [52]

1.10.3 Αναπνευστήρες πίεσης

Οι αναπνευστήρες πίεσης λόγω του μεγέθους, της δυνατότητας μεταφοράς, της ευκολίας στην χρήση και του χαμηλού κόστους είναι κατάλληλοι για την αντιμετώπιση της χρόνιας αναπνευστικής ανεπάρκειας. Οι συγκεκριμένοι αναπνευστήρες παρέχουν προκαθορισμένη θετική πίεση στους αεραγωγούς τόσο κατά την εισπνοή (IPAP, Inspiratory Positive Airway Pressure) όσο και την εκπνοή του ασθενούς (EPAP, Expiratory Positive Airway Pressure). Κατά την εισπνοή, ο αναπνευστήρας παρέχει πίεση μέχρι την προκαθορισμένη τιμή της IPAP ανεξάρτητα του όγκου του αέρα που προσφέρεται στον ασθενή. Οι αναπνευστήρες αυτής της κατηγορίας, διαθέτουν ένα ευαίσθητο σύστημα εκκίνησης, ικανό να ανιχνεύσει μεταβολές στη ροή αέρα στους αεραγωγούς. Κατά την εισπνοή του ασθενούς ενεργοποιείται η προγραμματισμένη παροχή IPAP, ενώ η μείωση της ροής του αέρα δίνει το ερέθισμα για την έναρξη της εκπνοής. Συστήματα εκκίνησης τα οποία ενεργοποιούνται από τις μεταβολές της ροής πλεονεκτούν σε σχέση με ευαίσθητα συστήματα που παρουσιάζουν σε μεταβολές πίεσης ή όγκου, λόγω μεγαλύτερης ευαισθησίας και καλύτερης ανεκτικότητας από τον ασθενή. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να απαιτείται λιγότερη προσπάθεια και μικρότερος χρόνος για την εκκίνηση του αναπνευστήρα. Επιπλέον λειτουργίες που προσφέρονται στον αναπνευστήρα πίεσης είναι η δυνατότητα ρύθμισης του αριθμού αναπνοών, του χρόνου εισπνοής, καθώς και του χρόνου αύξησης της πίεσης. [52] [51]



Εικόνα 1.10 Βασικές διαφορές μεταξύ αναπνευστήρα όγκου και αναπνευστήρα πίεσης [22]

1.11 Εξαρτήματα μη επεμβατικού μηχανικού αερισμού

Η διαφορά μεταξύ επεμβατικού και μη επεμβατικού μηχανικού αερισμού είναι ότι στην δεύτερη περίπτωση ο συνδετικός κρίκος μεταξύ του αναπνευστήρα και του ασθενή είναι μια μάσκα. Ωστόσο είναι απαραίτητη η κατάλληλη επιλογή της μάσκας καθώς ενδέχεται να επηρεάσει το θεραπευτικό αποτέλεσμα. Υπάρχουν αρκετά διαφορετικά είδη μασκών όπως είναι [52]:

- Ρινικές μάσκες: Απαιτείται πλήρης συμμόρφωση του ασθενούς ώστε να παραμείνει το στόμα κλειστό για να μην υπάρξουν απώλειες αέρα.
- Ρινικά μαξιλάρια: Χρησιμοποιούνται για την αποφυγή πίεσης στην ράχη της μύτης. Είναι ιδανική για ασθενείς με κλειστοφοβία.
- Ρινοστομική μάσκα: Μειώνει τις απώλειες αέρα. Παρατηρούνται ωστόσο προβλήματα στην ράχη της μύτης εξαιτίας της πίεσης που ασκείται εκεί.
- Μάσκα ολόκληρου προσώπου: Δεν ασκεί πίεση στο πρόσωπο αλλά κρίνεται ακατάλληλη για ασθενείς με κλειστοφοβία. Ελάχιστα μεγέθη, χωρίς επιλογή για παιδιά .
- Στοματικές μάσκες: Εφαρμόζονται μόνο στην περιοχή του στόματος.
- Κράνος: Εφαρμόζεται στους ώμους του ασθενή και δεν έχει επαφή με το υπόλοιπο πρόσωπο.
- Μάσκα προσαρμογής: Καλύτερη εφαρμογή, προσαρμόζεται με βάση τις αναλογίες του προσώπου του εκάστοτε ασθενή. Το κόστος είναι μεγαλύτερο.

Interface	Advantages	Disadvantages
Nasal mask	Good for long-term use in adults	Problems in patients with mouth leaks, or nasal pathology
Full facemask	Can solve problems with mouth leak Useful in confused patients and children	Can be claustrophobic Theoretical risk of aspiration after vomiting
Nasal plugs	No pressure over nasal bridge Helpful for claustrophobic individuals Can be used easily by patients wearing spectacles	Can be unstable and slip off face Not available in small enough sizes for young children
Total facemask	Small functional deadspace, reduced leaks Helpful in some claustrophobic patients Useful in patients with nasal/facial pressure sores	Few sizes and none yet suitable for children Designed for short-term use Current model develops stress cracks after long-term home use Expensive
Helmet	No contact with face or head May have infection control advantages Helpful for short-term emergency application (e.g. acute pulmonary oedema, acute pneumonia)	Greater likelihood of rebreathing Intended for short-term use Not easy to sleep in device
Customized mask	Improved fit. Some patients may be impossible to fit with a standard 'off the peg' mask Reduced deadspace	Need time to construct Some variants may not last as long as commercial masks, therefore may cost more
Oral/buccal	Reduced mid-facial hypoplasia and local pressure effects in children Useful option in patients with nasal side-effects Can provide intermittent support during day (e.g. in neuromuscular patients)	Not suitable in children with growing dentition, or those with poor dentition

Εικόνα 1.11 Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα εξαρτημάτων μη επεμβατικού μηχανικού αερισμού [52]

1.12 Πλεονεκτήματα

Τα οφέλη του μηχανικού αερισμού είναι πολυάριθμα με πρώτο και κύριο το γεγονός ότι ο ασθενής δεν χρειάζεται να καταβάλει μεγάλη προσπάθεια για να αναπνεύσει καθώς οι αναπνευστικοί μύες ξεκουράζονται. Σημαντικό είναι επίσης το γεγονός πως δεν υπάρχει χρονικό περιθώριο χρήσης του μηχανήματος και ο ασθενής μπορεί να παραμείνει στην υποστήριξη έως ότου ο ρυθμός αναπνοής επιστρέψει σε φυσιολογικά επίπεδα. Ακόμη, σε ασθενείς με αναπνευστικά προβλήματα όπου η συμμόρφωση των πνευμόνων και η αντίσταση των αεραγωγών δεν είναι ομαλή υπάρχει δυνατότητα να οριστεί σταθερός κύκλος υψηλής πίεσης των αεραγωγών. Καθώς ο αναπνεόμενος όγκος παραμένει σταθερός οι ρυθμίσεις του αναπνευστήρα δεν αλλάζουν και εξακολουθούν να λειτουργούν με την αρχική πίεση. Αυτό βοηθά σε περιπτώσεις αφαίρεσης ενός μέρους του πνεύμονα. Ως αποτέλεσμα, είναι σχεδόν αδύνατο να εμφανιστεί όγκος καθώς η πίεση των αεραγωγών παραμένουν καθ' όλη την διάρκεια στην αρχική ρύθμιση. Επιπρόσθετα, βοηθά τον ασθενή να λάβει επαρκές οξυγόνο και

καθαρίζει το διοξείδιο του άνθρακα. Ένα χαρακτηριστικό πλεονέκτημα είναι ότι κατά την διάρκεια λειτουργίας του διατηρεί έναν σταθερό αεραγωγό και αποτρέπει τον τραυματισμό από την αναρρόφηση. Ωστόσο αξίζει να σημειωθεί ότι ο μηχανικός αερισμός δεν θεραπεύει τον ασθενή αλλά του δίνει την ευκαιρία να είναι κλινικά σταθερός ώστε τα φάρμακα και οι θεραπείες να τον βοηθήσουν να αναρρώσει. [67]

1.13 Μειονεκτήματα

Το βασικότερο μειονέκτημα του μηχανικού αερισμού είναι ο κίνδυνος μόλυνσης. Υπάρχει κίνδυνος να εισέλθει μικρόβιο στον αναπνευστικό σωλήνα με αποτέλεσμα να καταλήξει στον πνεύμονα. Όσο αυξάνεται το χρονικό περιθώριο που παραμένει ο ασθενής στην μηχανική υποστήριξη τόσο ο κίνδυνος πολλαπλασιάζεται. Ένα επιπλέον μειονέκτημα του μηχανικού αερισμού είναι οι μόνιμες βλάβες που μπορεί να προκληθούν από την υπερδιόγκωση των πνευμόνων εξαιτίας της επαναλαμβανόμενης κίνησης. Είναι πιθανό, ο ασθενής να μην καταφέρει να διακόψει την μηχανική υποστήριξη με αποτέλεσμα να συνεχιστεί η διαδικασία μέσω της τραχειοτομίας. Σε αυτή την περίπτωση, ο σωλήνας αφαιρείται από το στόμα και μετατρέπεται σε μικρότερο αεραγωγό στον λαιμό. Είναι γεγονός ότι η χρήση μηχανικού αναπνευστήρα μπορεί να παρατείνει την διαδικασία θανάτου εφόσον ο ασθενής θεωρείται αδύνατο να αναρρώσει. [53] [54]

1.14 Μηχανική προσέγγιση λειτουργίας αναπνευστικού συστήματος

Η διαδικασία παροχής αέρος στους αεραγωγούς επιτυγχάνεται μέσω της διαφοράς πίεσης μεταξύ των δύο άκρων του αεραγωγού δηλαδή μεταξύ της μύτης και των κυψελίδων. Όταν δεν παρέχεται αέρας η κυψελιδική πίεση (P_A) είναι ίση με την ατμοσφαιρική πίεση (P_{atm}) ή $0\text{cmH}_2\text{O}$. Όταν οι πνεύμονες βρίσκονται σε κατάσταση ηρεμίας επικρατεί μια ελαφρώς αρνητική πίεση της τάξης $-5.0\text{cmH}_2\text{O}$ (Ενδοθωρακική πίεση, intrapleural pressure P_{PL}). Κατά την διαδικασία της εισπνοής, η διεύρυνση του θώρακα μειώνει την ενδοθωρακική πίεση P_{PL} από -5.0cm σε $-7\text{cmH}_2\text{O}$. Η αναπνευστική διαδικασία επιτυγχάνεται μέσω της εισπνοής καθώς προκαλεί την ενεργοποίηση του εισπνευστικού κέντρου στη ραχιαία επιφάνεια του προμήκη και δευτερόλεπτα αργότερα προκαλείται η σύσπαση του διαφράγματος και των υπόλοιπων αναπνευστικών μυών, μειώνοντας την πίεση μέσα στις κυψελίδες (P_A), δημιουργώντας έτσι αναγκαία διαφορά πίεσης ($1\text{cmH}_2\text{O}$) για την είσοδο του αέρα στις κυψελίδες έως ότου η κυψελιδική πίεση $P_{A\text{εξισωθεί}}$ με την ατμοσφαιρική (P_{atm}). [55]

Σε υγιή ενήλικα άτομα, ο χρόνος εισπνοής υπολογίζεται στα 2s , ενώ η εκπνοή πραγματοποιείται παθητικά μέσω της ελαστικής επαναφοράς των πνευμόνων. Η έξοδος του αέρα από τους πνεύμονες διαρκεί περίπου $2-3\text{s}$.

1.15 Ευενδοτότητα πνευμόνων

Η μεταβολή του όγκου ενός σώματος σε σχέση με τη δύναμη που ασκείται σε αυτό ορίζεται ως διατασιμότητα ή ευενδοτότητα. Ως ευενδοτότητα των πνευμόνων ορίζεται η ικανότητα έκπτυξης των πνευμόνων στην φάση της εισπνοής που οφείλεται στις ίνες κολλαγόνου και ελαστίνης, του παρεγχύματός τους.

Η πνευμονική ευενδοτότητα εκφράζεται ως:

$$C_L = \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

Ως ΔV εκφράζεται η διαφορά όγκου σε λίτρα και ΔP η διαφορά πίεσης σε cmH₂O.

Η ευενδοτότητα του αναπνευστικού συστήματος δηλαδή του πνεύμονα και του θωρακικού τοιχώματος μπορεί να μετρηθεί μέσα από την διόγκωση του πνεύμονα με θετική πίεση και υπολογίζοντας τη διαφορά πίεσης που προκύπτει από την πίεση των αεραγωγών και την πίεση της ατμόσφαιρας (εσωτερική μείον εξωτερική). [8]

1.16 Αντίσταση πνευμόνων

Η ευενδοτότητα εκφράζει την ελαστικότητα του συστήματος δηλαδή των πνευμόνων και του θωρακικού τοιχώματος. Επίσης ελέγχει την μεταβολή του συστήματος ως προς τον όγκο. Αντίθετα με τον όρο αντίσταση εκφράζονται οι μη ελαστικές ιδιότητες του συστήματος. Η ροή (F) ενός ρευστού (αερίου ή υγρού) μέσα σε ένα σωλήνα, εξαρτάται από την διαφορά πίεσης και από την συνολική αντίσταση (R).

Επομένως ισχύει ο τύπος:

$$F = \frac{\Delta P}{R}$$

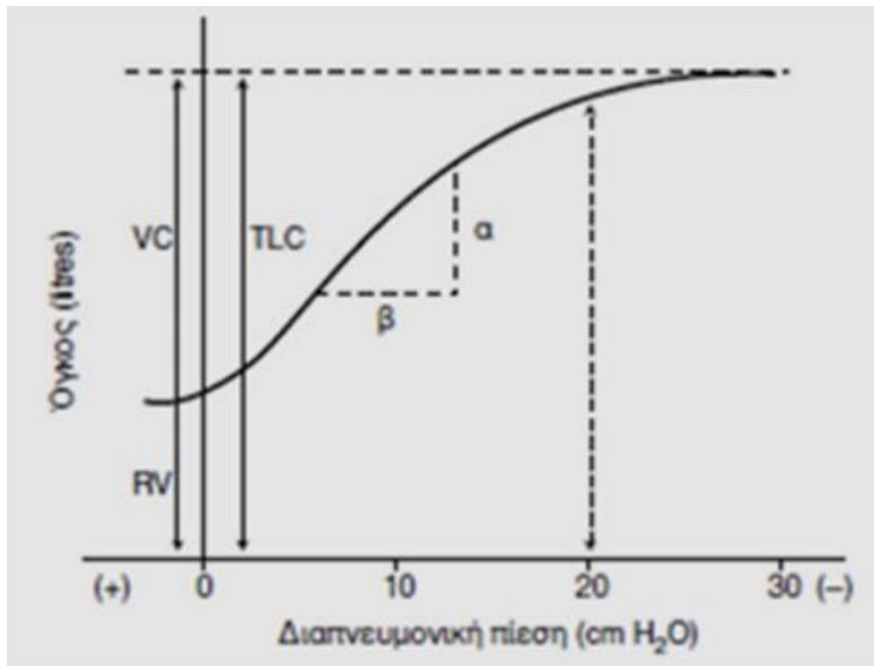
και συνεπώς ισχύει:

$$R = \frac{\Delta P}{F}$$

Ως ΔP εκφράζεται η διαφορά πίεσης σε cmH₂O, R η συνολική αντίσταση των πνευμόνων και F η ροή ενός ρευστού μέσα σε ένα σωλήνα.

Η αντίσταση των αεραγωγών προκύπτει από τον λόγο της διαφοράς της πίεσης ως προς την ροή αέρος και εκφέρεται σε $\text{cmH}_2\text{O} \times \text{s}^{-1}$.

Σε ήρεμη κατάσταση η τιμή της ροής δίνεται ως $0.5 \times 1/\text{s}$. Οι παράγοντες που επιδρούν στις γεωμετρικές ιδιότητες των αεραγωγών επηρεάζουν την αντίσταση ροής σε αυτούς. Η αντίσταση στη ροή υπολογίζεται από αριθμό του μήκους και της διαμέτρου των αεραγωγών. Ο αριθμός των αεραγωγών είναι σταθερός ενώ το μήκος του εξαρτάται από τον πνευμονικό όγκο στον οποίο μετριούνται εφόσον είναι μεγαλύτερος κατά τον τέλος της εισπνοής παρά κατά το τέλος της εκπνοής. Η διάμετρος των αεραγωγών μεταβάλλεται ακόμη περισσότερο κατά την διάρκεια του αναπνευστικού κύκλου, οι αεραγωγοί είναι ευρύτεροι κατά το τέλος της εισπνοής ενώ συρρικνώνονται στο πέρας της εκπνοής. [55]



Εικόνα 1.12 Υπολογισμός του μέτρου κλίσης της ευενοδοτότητας των πνευμόνων [52]

Κεφάλαιο 2ο: Υλοποίηση Κατασκευής

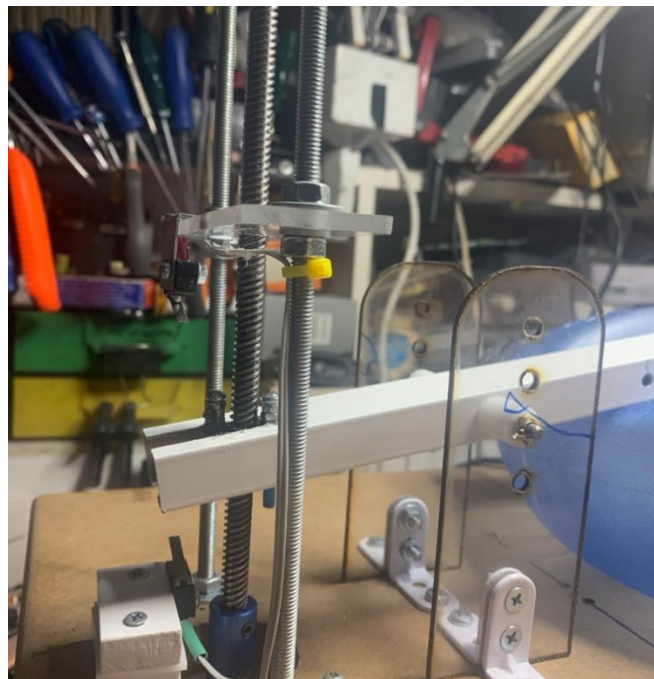
2.1 Εισαγωγή

Σε αυτό το κεφάλαιο θα παρουσιαστούν τα κύρια στοιχεία από τα οποία αποτελείται η κατασκευή καθώς και οι απαραίτητοι μηχανισμοί που δημιουργήθηκαν για την λειτουργία της.

2.2 Ξύλινο κουτί

Ως βάση στήριξης του μηχανικού αναπνευστήρα χρησιμοποιήθηκε ένα ξύλινο κουτί. Η υλοποίηση του πραγματοποιήθηκε κατόπιν παραγγελίας σε εξειδικευμένο εργαστήριο από ξυλουργό. Το ξύλινο αυτό κουτί φέρει διαστάσεις 42cm σε μήκος, 30cm σε πλάτος και 18,8cm σε ύψος. Στην συνέχεια, προστέθηκε μια επιπλέον επιφάνεια ξύλου που λειτουργεί ως καπάκι με σκοπό την στήριξη του μηχανισμού της βέργας, την βέργα και του αυτοδιατεινόμενου ασκού, τα οποία θα αναλυθούν λεπτομερώς στην συνέχεια. Το νέο ύψος της κατασκευής με το πρόσθετο κομμάτι ξύλου είναι 20.5cm. Με σκοπό την τοποθέτηση των εξαρτημάτων, όπως ο μηχανισμός στήριξης της βέργας, το μοτέρ και ο αυτοδιατεινόμενος ασκός, πραγματοποιήθηκαν σχισμές με την βοήθεια ειδικού εργαλείου τύπου τρυπάνι και διαφόρων κοπτικών. Επίσης η ίδια διαδικασία πραγματοποιήθηκε για την στερέωση της LCD οθόνης, της υποδοχής τροφοδοσίας και του διακόπτη ON/OFF. Το εσωτερικό μέρος του κουτιού περιλαμβάνει την πλακέτα δοκιμών (ράστερ) με τα ηλεκτρονικά εξαρτήματα και το μοτέρ.

2.3 Μηχανισμός στήριξης βέργας



Εικόνα 2.1 Μηχανισμός στήριξης βέργας

Με σκοπό την στήριξη και την ώθηση κίνησης της βέργας κατασκευάστηκε ένας μηχανισμός που αποτελείται από τον τραπεζοειδή κοχλία του βηματικού κινητήρα συνολικού μήκους 29cm και πάχους 8mm, δύο βίδες μήκους 45cm και πάχους 6mm με σκοπό την στήριξη του τραπεζοειδούς κοχλία και δύο ηλεκτρονικούς διακόπτες στα άκρα του. Πιο συγκεκριμένα, σε τυχόν διακοπή του ηλεκτρικού ρεύματος οι διακόπτες UP και DOWN (όπως αναφέρονται στον κώδικα) τερματίζουν την κίνηση με σκοπό την σωστή επαναλειτουργία της κίνησης της βέργας. Στην συνέχεια, προστέθηκε ένα κομμάτι

από υλικό plexiglass (methyl methacrylate) με σκοπό την στερέωση του τραπεζοειδούς κοχλία και των δύο βιδών στήριξης ώστε να περιορίζονται οι ταλαντώσεις. Για την στερέωση των ηλεκτρονικών διακοπών χρησιμοποιήθηκαν βίδες στις υπάρχουσες κατασκευαστικές οπές. Οι διακόπτες συνδέονται με καλώδιο στις αντίστοιχες εισόδους του ηλεκτρονικού κυκλώματος στο εσωτερικό του κουτιού. Τέλος, για επιπλέον στήριξη χρησιμοποιήθηκε γρήγη κόλλα υψηλής θερμοκρασίας και δεματικά πλαστικά (titeup).

2.4 Βέργα αλουμινίου



Εικόνα 2.2 Βέργα αλουμινίου

Για την επίτευξη της συμπίεσης του αυτοδιατεινόμενου ασκού (AMBU) χρησιμοποιήθηκε μία βέργα αλουμινίου κατόπιν παραγγελίας σε ειδικό εργαστήριο. Το μήκος της βέργας, έπειτα από αρκετές αλλαγές που προέκυψαν λόγω της προσπάθειας υπολογισμού της απόστασης μεταξύ του μηχανισμού στήριξης και του αυτοδιατεινόμενου ασκού καθορίστηκε στα 30cm σε μήκος, 3cm σε πλάτος και 1,5cm σε ύψος. Αρχικά, η βέργα που χρησιμοποιήθηκε ήταν πιο λεπτή σε πλάτος και ήταν από ξύλο σε συνδυασμό με πλαστικό, ωστόσο ύστερα από μια αλληλουχία δοκιμών λύγισε και στην συνέχεια έσπασε. Για τον λόγο αυτό, επιλέχτηκε βέργα αλουμινίου.

2.5 Στήριξη βέργας



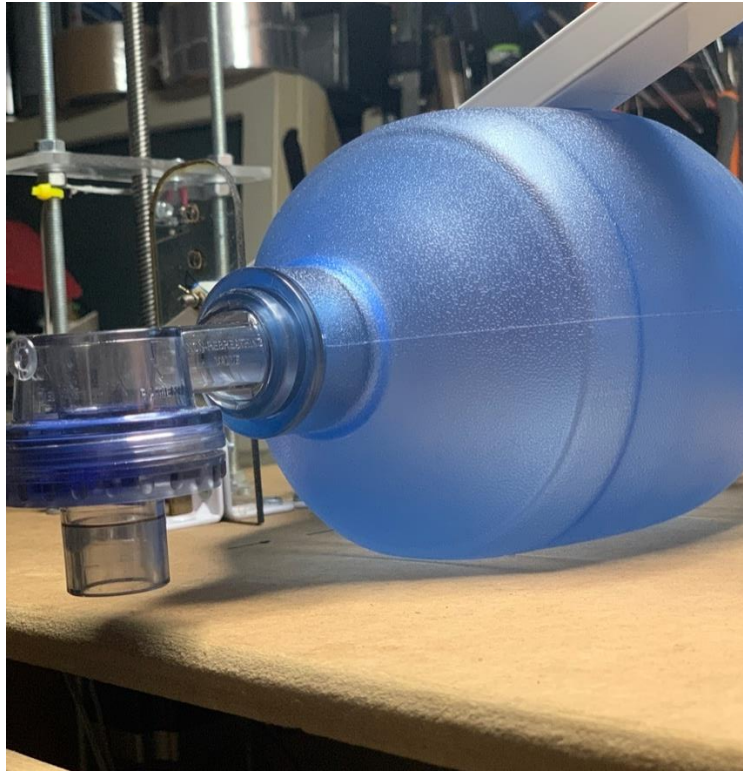
Εικόνα 2.3 Στήριξη βέργας

Η στήριξη της βέργας αποτελεί ένα σημαντικό κομμάτι της κατασκευής. Η επιλογή του υλικού έγινε βάση, του ότι απαιτήθηκε ένα στιβαρό και άκαμπτο υλικό για την σύνδεση με τον τραπεζοειδή κοχλία και για την άσκηση δύναμης στην AMBU, με αποτέλεσμα να απελευθερώνεται ο απαιτούμενος αέρας. Για το λόγο αυτό, επιλέχθηκε μια βέργα πλάτους 3cm και πάχους 1,5cm από αλουμίνιο. Καθώς η βέργα, όπως αναφέρθηκε είναι ο συνδετικός κρίκος του βηματικού κινητήρα με την AMBU, χρειάστηκε από ένα άκρο της να αφαιρεθεί ένα κομμάτι, για να μπορέσει να εισαχθεί και να συνδεθεί με τον τραπεζοειδή κοχλία πάχους 8mm και μήκους 3cm, ο οποίος χρησιμοποιήθηκε για τη μετάδοση της κίνησης από τον βηματικό κινητήρα. Η αφαίρεση αυτού του κομματιού πραγματοποιήθηκε με την χρήση πριονιού. Ο τραπεζοειδής κοχλίας όντας σταθεροποιημένος στον βηματικό κινητήρα δεν μπορεί να εκτελέσει γραμμική κίνηση παρά μόνο περιστροφική. Επομένως συνδέεται με ένα περικόχλιο 8mm και μετατρέπει την περιστροφική του κίνηση σε γραμμική κίνηση του περικόχλιου του. Αυτό, εξαναγκάζει το προσκολλημένο στην βέργα περικόχλιο να συμβάλλει στην κίνηση της βέργας.

Δεξιά και αριστερά της βέργας έχουν τοποθετηθεί κάθετα δύο κομμένα πλεξιγκλάς. Μεταξύ τους έχουν τέσσερις παράλληλες οπές για την στήριξη και κίνηση της βέργας, με δυνατότητα επιλογής τεσσάρων σημείων.

Στο 1/3 περίπου της βέργας διαμορφώθηκαν δύο παράλληλες οπές μέσα από τις οποίες, με τη χρήση πείρων σταθεροποιήθηκε η βέργα, η οποία αποτέλεσε τον μοχλό συμπίεσης του αυτοδιατεινόμενου ασκού.

2.6 Αυτοδιατεινόμενος ασκός



Εικόνα 2.4 Αυτοδιατεινόμενος ασκός

Ο αυτοδιατεινόμενος ασκός (Ambulatory Manual Breathing Unit) χρήζει ιδιαίτερης σημασίας στην επιστήμη της ιατρικής. Η χρησιμότητα του παίζει καθοριστικό ρόλο καθώς όταν απαιτείται διασωλήνωση εκτός χειρουργείου πραγματοποιείται με την βοήθεια της AMBU. Ένα από τα βασικά της πλεονεκτήματα είναι το μέγεθός της καθώς μεταφέρεται εύκολα, είναι ελαφριά, συμπαγής και περιλαμβάνει λίγα εξαρτήματα. Η AMBU αποτελείται από τρία συστατικά στοιχεία:

- Συμπιέσιμο αυτοδιατεινόμενο ασκό
- Βαλβίδα επαναπλήρωσης
- Βαλβίδα μη επανεισπνοής

Ειδικότερα, η βαλβίδα επαναπλήρωσης αποτελεί μια βαλβίδα μονής κατεύθυνσης που εμποδίζει την απώλεια του περιεχομένου του ασκού προς το περιβάλλον κατά την εισπνοή και επιτρέπει την είσοδο του οξυγόνου κατά την εκπνοή. Όσον αφορά την βαλβίδα μη επανεισπνοής αποτελεί ένα σύστημα δύο βαλβίδων μονής κατεύθυνσης, που αποτρέπει την επανεισπνοή των εκπνεομένων αερίων του ασθενούς και ταυτόχρονα επιτρέπει την αναπλήρωση του ασκού με "φρέσκο αέρα". Με την άρση της πίεσης στον ασκό, αυτός επανέρχεται στο αρχικό του μέγεθος. Όταν ο ασκός συνδέεται με παροχή οξυγόνου αυξάνεται το χορηγούμενο FiO_2 (ποσοστό οξυγόνου). Με παροχή οξυγόνου έως και 15L/min επιτυγχάνει ένα FiO_2 ίσο με 0,4. Ο πρόσθετος εξοπλισμός που διαθέτει περιλαμβάνει έναν επιπλέον αποθεματικό ασκό με την βοήθεια του οποίου το χορηγούμενο FiO_2 αυξάνεται άνω του 0,85. Πιο συγκεκριμένα, όταν ο ασκός συνδέεται σε παροχή οξυγόνου, έχοντας επιπλέον τον πρόσθετο αποθεματικό ασκό (reservoir) επιτυγχάνεται FiO_2 έως και 1,0.[27]

Η απόδοση του αυτοδιατεινόμενου ασκού εξαρτάται από το μέγεθος, την ταχύτητα επανέκπτυξης και την τεχνική που εφαρμόζεται για την συμπίεση του. Όσον αφορά τους ενήλικες, η ελάχιστη απόδοση των ασκών κυμαίνεται στα 600ml ανά συμπίεση.

Καθοριστικό ρόλο παίζει και η τεχνική που θα ακολουθήσει ο διασώστης. Ο πιο αποτελεσματικός τρόπος είναι όταν γίνεται με δύο χέρια ή συμπιέζοντας τον σε σταθερή επιφάνεια. Αν ο χρήστης είναι έμπειρος μπορεί να επιτύχει διαφορετικά μοντέλα αερισμού τροποποιώντας την τεχνική συμπίεσης. Η συγκέντρωση του χορηγούμενου οξυγόνου εξαρτάται από την ροή οξυγόνου που δίνεται, από την χρήση του πρόσθετου αποθεματικού ασκού και την τεχνική που χρησιμοποιείται. Όσο πιο αργός είναι ο ρυθμός με τον οποίο επιτυγχάνεται η συμπίεση τόσο μεγαλύτερο είναι το ποσοστό του οξυγόνου που παρέχεται.

Ωστόσο, παρά τις μικρές πιθανότητες, υπάρχει περίπτωση να προκύψουν προβλήματα κατά την λειτουργία του. Ένα από αυτά είναι η δυσλειτουργία των βαλβίδων που φέρει ως αποτέλεσμα την επανεισπνοή, την αδυναμία εκπνοής ή τον υποαερισμό της του ασθενούς.

Επιπλέον, ο εξοπλισμός παρουσιάζει και μειονεκτήματα. Ο διασώστης προκειμένου να αερίσει ικανοποιητικά τον ασθενή είναι υποχρεωμένος να ασκεί πίεση με τα δύο του χέρια σε σταθερό ρυθμό, υποχρεώνοντας τον να παραμείνει προσηλωμένος στην διαδικασία αυτή. Για τον λόγο αυτό, σε ασθενείς με βαριά παθολογία στους πνεύμονες, που απαιτείται μεγάλη εισπνευστική πίεση ή μεγάλοι εισπνευστικοί χρόνοι δεν χρησιμοποιείται αυτοδιατεινόμενος ασκός. Την διαδικασία αυτή αναλαμβάνουν εξειδικευμένα μηχανήματα.

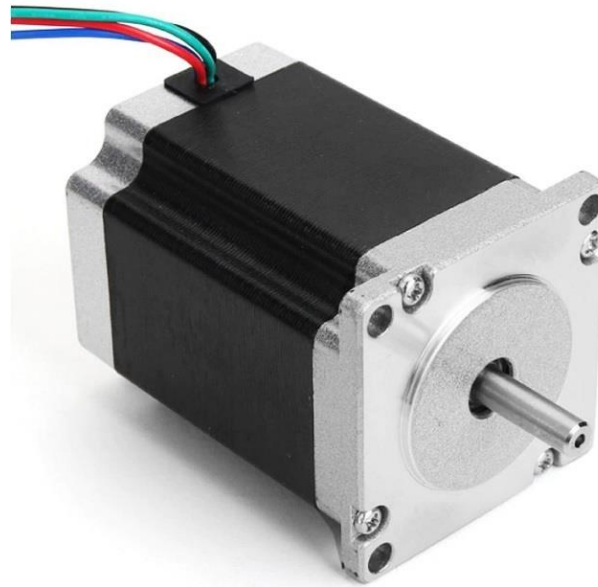
Τέλος επειδή η βαλβίδα εκπνοής βρίσκεται αρκετά κοντά στον αεραγωγό του ασθενούς μπορεί να προκληθεί κάμψη του αεραγωγού ή και μετατόπιση του. [10]

2.7 Μάσκα οξυγόνου

Ο αυτοδιατεινόμενος ασκός που χρησιμοποιήθηκε συνδέεται με μια μάσκα οξυγόνου μέσω μιας βαλβίδας κλειστρου. Η μάσκα οξυγόνου είναι κατασκευασμένη από διάφανο, καθαρό, μαλακό και ελαφρύ πλαστικό υλικό. Είναι ικανοποιητικά μεγάλη, ώστε να εφαρμόζεται σε όλα τα πρόσωπα και διαθέτει ανατομική κατασκευή για το πιγούνι. Εφαρμόζεται εύκολα και συνδέεται με έναν ρινογαστρικό καθετήρα σιλικόνης, για την μεταφορά του αέρα από την AMBU στον ασθενή.

2.8 Βηματικός κινητήρας

Οι βηματικοί κινητήρες είναι κινητήρες συνεχούς ρεύματος χωρίς ψήκτρες που κινούνται με διακριτά βήματα και για την λειτουργία τους είναι απαραίτητο ένα ηλεκτρονικό κύκλωμα το οποίο θα τροφοδοτήσει τον κινητήρα με παλμούς. Έχουν πολλαπλά πηνία οργανωμένα σε ομάδες που ονομάζονται φάσεις και ενεργοποιώντας κάθε φάση με τη σειρά, ο κινητήρας περιστρέφεται ένα βήμα τη φορά. Αυτό επιτυγχάνεται χάρη στην εσωτερική δομή του κινητήρα στην οποία περιλαμβάνεται ένα στατικό μέρος ονομαζόμενο και ως στάτορας και ένα κινούμενο μέρος, ο ρότορας. [70]



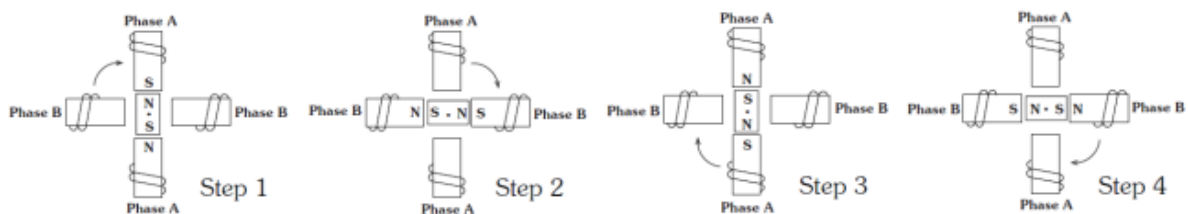
Εικόνα 2.5 Βηματικός κινητήρας [38]

2.8.1 Βασικές αρχές λειτουργίας

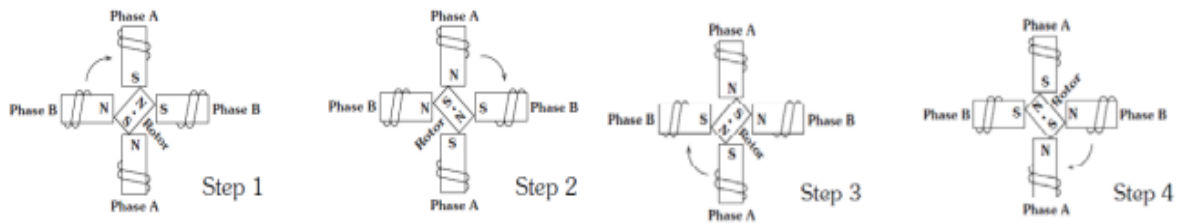
Η ενεργοποίηση μιας περιέλιξης πηνίου δημιουργεί ένα ηλεκτρομαγνητικό πεδίο με βόρειο και νότιο πόλο. Το μαγνητικό πεδίο που δημιουργείται από την περιέλιξη θα προκαλέσει τον μαγνητισμένο ρότορα να ευθυγραμμιστεί με το μαγνητικό πεδίο. Η κατεύθυνση του μαγνητικού πεδίου μπορεί να αλλάξει για να δημιουργήσει και την περιστροφή του ρότορα.

Στο σχήμα 2.6 απεικονίζεται η τυπική ακολουθία βημάτων για έναν κινητήρα δύο φάσεων. Στο βήμα 1 η φάση A ενεργοποιείται και προκαλεί τον ρότορα να ευθυγραμμιστεί στην θέση που φαίνεται. Στο δεύτερο βήμα η φάση A απενεργοποιείται και ενεργοποιείται η φάση B. Επομένως ο ρότορας περιστρέφεται κατά 90° δεξιόστροφα. Στο βήμα 3 η φάση A ενεργοποιείται ξανά αλλά αυτή τη φορά με αντίστροφη πολικότητα και στο βήμα 4, το ίδιο κάνει και η φάση B. Με αυτή την ακολουθία ολοκληρώνεται μια πλήρη περιστροφή του ρότορα. Η επανάληψη αυτής της ακολουθίας προκαλεί την περιστροφή του ρότορα δεξιόστροφα σε βήματα 90° . Αυτό είναι το βασικό βήμα μιας φάσης.

Στην εικόνα 2.7 παρατηρείται πως κι οι δύο φάσεις A και B του βηματικού κινητήρα είναι συγχρόνως ενεργοποιημένες. Σε αυτή την περίπτωση ο ρότορας ευθυγραμμίζεται μεταξύ των πόλων. Αυτή η μέθοδος βηματισμού δίνει κατά 40% περισσότερη ροπή από την μέθοδο που περιγράψαμε στην εικόνα 2.6 αλλά χρειάζεται διπλάσια ισχύ εισόδου. [11]



Εικόνα 2.6 'One phase on' Ακολουθία βηματοδότησης για διφασικό κινητήρα [41]



Εικόνα2.7 ‘Two phase on’ Ακολουθία βηματοδότησης για διφασικό κινητήρα [41]

Πέρα από αυτές τις δύο λειτουργίες των βηματικών κινητήρων υπάρχουν οι μέθοδοι halfstep (μισού βήματος) και η microstep. Η μέθοδος μισού βήματος συνδυάζει τις δύο προηγούμενες που αναφέραμε. Σε αυτή την περίπτωση ενεργοποιείται η φάση A και ο ρότορας ευθυγραμμίζεται. Στην συνέχεια παραμένει ενεργοποιημένη η φάση A και ενεργοποιείται και φάση B. Ο ρότορας σε αυτή την περίπτωση έλκεται και από τις 2 φάσεις, ευθυγραμμίζεται στη μέση και η περιστροφή που έχει κάνει είναι 45° . Μετά απενεργοποιείται η φάση A και παραμένει ενεργοποιημένη η φάση B. Ο βηματικός κινητήρας κάνει ακόμα ένα βήμα. Με την εναλλαγή μεταξύ μιας φάσης και δύο φάσεων κόβουμε την γωνία βήματος στη μέση.

Η λειτουργία του microstepping είναι ένας τρόπος για ακόμα πιο μικρά βήματα. Αξίζει να αναφερθεί πως όσο μικρότερα είναι τα βήματα, τόσο μεγαλύτερη είναι και η ανάλυση. Στο microstepping η φάση δεν είναι τελείως ενεργοποιημένη ή τελείως απενεργοποιημένη. Τα ημιτονοειδή κύματα εφαρμόζονται τόσο στη φάση A όσο και στη φάση B. Όταν η μέγιστη ισχύς είναι στη φάση A, η φάση B είναι στο 0. Επομένως ο ρότορας θα ευθυγραμμιστεί με τη φάση A. Καθώς το ρεύμα προς τη φάση A μειώνεται, αυξάνεται στη φάση B. Ο ρότορας εκείνη την στιγμή θα κάνει μικρά βήματα προς τη φάση B, έως η φάση B φτάσει στο μέγιστο και η φάση A στο μηδέν. Η διαδικασία του microstepping παρόλα αυτά εμφανίζει κάποια προβλήματα τα οποία έχουν να κάνουν με την ακρίβεια και τη ροπή. Επειδή οι φάσεις δεν ενεργοποιούνται πλήρως η ροπή του κινητήρα μειώνεται κατά 30%. Επίσης επειδή η διαφορά ροπής μεταξύ των βημάτων είναι τόσο μικρή ο κινητήρας μερικές φορές δεν μπορεί να ξεπεράσει το φορτίο. [12]

2.8.2 Χαρακτηριστικά

Οι βηματικοί κινητήρες δεν χαρακτηρίζονται μόνο από τάση. Παρακάτω ακολουθούν τα στοιχεία που χαρακτηρίζουν έναν βηματικό κινητήρα:

- **Μοίρες ανά βήμα:** Οι μοίρες ανά βήμα είναι ο πιο βασικός παράγοντας για την επιλογή ενός βηματικού κινητήρα για μια δεδομένη εφαρμογή. Ο παράγοντας αυτός καθορίζει τον αριθμό των μοιρών που θα περιστρέφεται ο άξονας για κάθε πλήρες βήμα. Η λειτουργία μισού βήματος του κινητήρα θα διπλασιάσει τον αριθμό βημάτων ανά περιστροφή και θα μειώσει τις μοίρες ανά βήμα στο μισό. Οι μοίρες ανά βήμα μπορούν να υπολογιστούν διαιρώντας το 360 με τον αριθμό των βημάτων σε μια πλήρη περιστροφή και οι πιο κοινοί αριθμοί μοιρών ανά βήμα είναι τα 0.72° , 1.8° , 3.6° , 7.5° , 15° και 90° .
- **Τάση:** Οι βηματικοί κινητήρες έχουν συνήθως μια ονομαστική τάση. Αυτή είτε εκτυπώνεται απευθείας στη μονάδα είτε καθορίζεται στο datasheet του κινητήρα. Μερικές φορές για να αποκτήσουμε την επιθυμητή ροπή είναι απαραίτητο να υπερβούμε την ονομαστική τάση του κινητήρα. Με την υπέρβαση της όμως μπορεί να παραχθεί υπερβολική θερμότητα η οποία θα μειώσει και τη διάρκεια ζωής του κινητήρα.

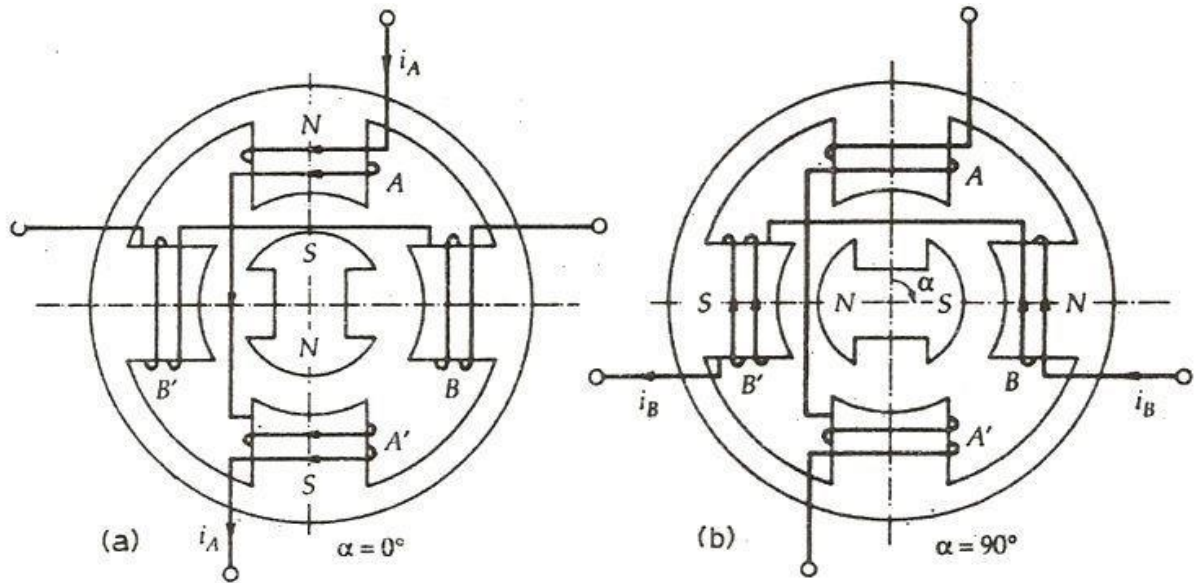
- Ροπή: Είναι η ροπή που παράγει ο κινητήρας στις διάφορες ταχύτητες περιστροφής του και μετριέται σε $N \cdot m$ (Newton*meter).
- Αντίσταση: Η αντίσταση ανά περιέλιξη είναι ένα χαρακτηριστικό των βηματικών κινητήρων που θα καθορίσει την έλξη του ρεύματος του κινητήρα, καθώς θα επηρεάσει την καμπύλη ροπής και τη μέγιστη ταχύτητα λειτουργίας του βηματικού κινητήρα. [12][76]

2.8.3 Τύποι βηματικών κινητήρων

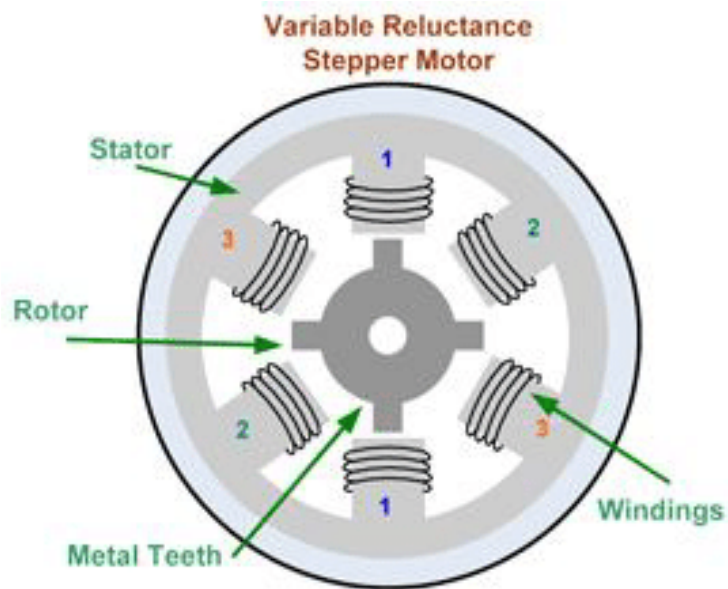
Υπάρχουν 3 τύποι βηματικών κινητήρων τους οποίους θα αναφέρουμε παρακάτω:

- Βηματικός κινητήρας μόνιμου μαγνήτη: Ο ρότορας είναι ένας μόνιμος μαγνήτης που ευθυγραμμίζεται με το μαγνητικό πεδίο από το κύκλωμα του στάτορα, δηλαδή απωθείται ή έλκεται από τα πηνία με αποτέλεσμα να περιστρέφεται στο ρυθμό ενεργοποίησης τους. Αυτός ο τύπος βηματικού κινητήρα χρησιμοποιείται για καλή και συγκροτημένη ροπή. Κάτι τέτοιο σημαίνει πως ο κινητήρας θα αντισταθεί σε μια αλλαγή θέσης ανεξάρτητα εάν ένα πηνίο είναι ενεργοποιημένο. Το αρνητικό με τους βηματικούς μόνιμου μαγνήτη είναι η χαμηλή ταχύτητα και η χαμηλή ανάλυση που διαθέτει σε σχέση με τους άλλους 2 τύπους.
- Βηματικός κινητήρας μεταβλητής μαγνητικής αντίδρασης: Ο ρότορας είναι κατασκευασμένος από σιδερένιο πυρήνα και έχει ένα συγκεκριμένο σχήμα που του επιτρέπει να ευθυγραμμίζεται με το μαγνητικό πεδίο. Οι συγκεκριμένοι βηματικοί κινητήρες διαθέτουν υψηλότερη ταχύτητα και ανάλυση αλλά μειωμένη ροπή λόγω της έλλειψης μόνιμου μαγνήτη.
- Υβριδικός βηματικός κινητήρας: Οι υβριδικοί βηματικοί κινητήρες συνδυάζουν τα χαρακτηριστικά των βηματικών κινητήρων μεταβλητής μαγνητικής αντίδρασης και των κινητήρων μόνιμου μαγνήτη. Ο ρότορας είναι πολυδοντωτός και περιέχει μόνιμους μαγνήτες όπως και ο ρότορας του βηματικού κινητήρα μόνιμου μαγνήτη. Στα άκρα των μαγνητών υπάρχουν οδοντωτά τμήματα τα οποία λόγω του μόνιμου μαγνήτη προσανατολίζονται και μετατρέπονται σε βόρειο και νότιο πόλο. Η αρχή λειτουργίας του υβριδικού βηματικού κινητήρα είναι παρόμοια με αυτή του κινητήρα μόνιμου μαγνήτη. Για την κατανόηση της, δίνεται παρακάτω ένα παράδειγμα. Στην εικόνα 2.10, ο βηματικός κινητήρας έχει 2 φάσεις, 4 πόλους και 6 δόντια ρότορα. Μόλις διεγερθεί η φάση XX' τότε οι πόλοι του ρότορα θα ευθυγραμμιστούν με την διεγερμένη φάση. Ομοίως εάν διεγερθεί η φάση YY' , τότε η XX' θα απενεργοποιηθεί και θα ξανά αλλάξει η θέση των πόλων του ρότορα αριστερόστροφα. Εάν η φάση YY' διεγείρεται αντίθετα τότε ο ρότορας θα κινηθεί με τη φορά δεικτών του ρολογιού. Για να λειτουργήσει ο κινητήρας προς την επιθυμητή κατεύθυνση θα πρέπει να δοθεί μια σωστή σειρά παλμών στον στάτορα. Τα πλεονεκτήματα του υβριδικού κινητήρα είναι ότι μπορούν να επιτευχθούν μικρά βήματα του ρότορα με γωνίες έως $1,8^\circ$, η διέγερση που απαιτείται για την επίτευξη δεδομένης ροής είναι μικρότερη σε σύγκριση με άλλους βηματικούς κινητήρες, παρουσιάζει ακριβή έλεγχο θέσης και ο άξονας διατηρείται σε μια θέση ακόμα και μετά την αποσύνδεση της παροχής. Παρόλα αυτά διαθέτει και μειονεκτήματα όπως ότι: η κατασκευή τους είναι πολύπλοκη σε σχέση με άλλους βηματικούς, λόγω του μόνιμου μαγνήτη ο ρότορας έχει μεγαλύτερη αδράνεια, δεν είναι εύκολο να λειτουργήσει σε υψηλές ταχύτητες και τέλος, μπορεί να προκύψουν συντονισμοί εάν δεν ελέγχονται

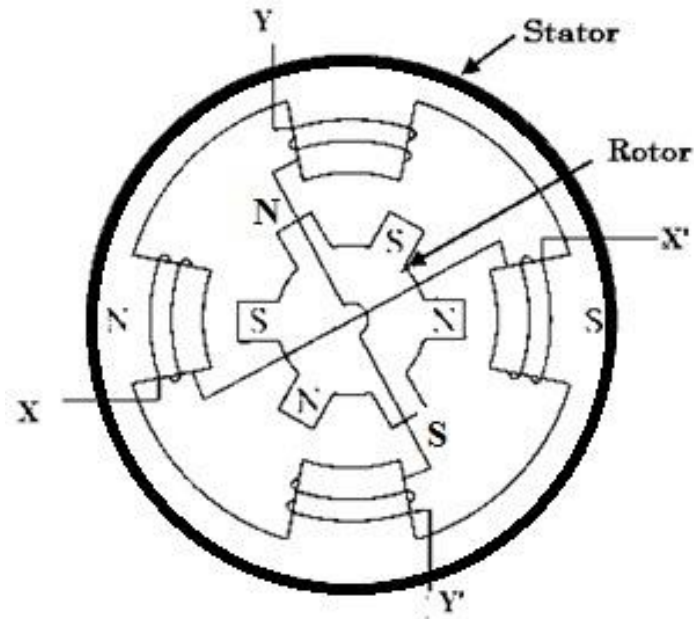
σωστά[28][76]



Εικόνα 2.8 Βηματικός κινητήρας μόνιμου μαγνήτη [39]



Εικόνα 2.9 Βηματικός κινητήρας μεταβλητής μαγνητικής αντίδρασης [41]

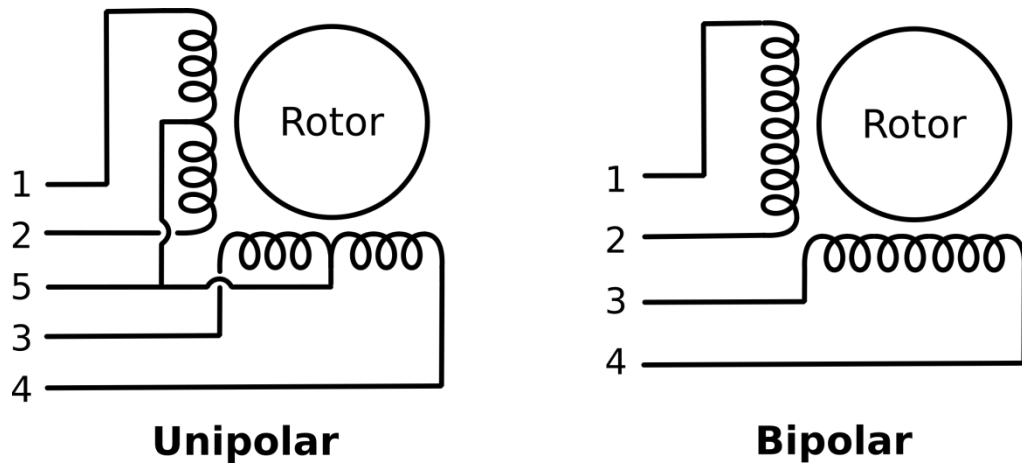


Εικόνα 2.10 Υβριδικός βηματικός κινητήρας [40]

2.8.4 Μονοπολικί και διπολικί

Οι βηματικοί κινητήρες βάση την μετάδοση της κίνησης τους μπορούν ταξινομηθούν σε μονοπολική και διπολική οδήγηση, τις οποίες και θα αναλύσουμε:

- **Μονοπολικί:** Όπως παρατηρείται και στην παρακάτω εικόνα 2.11, οι μονοπολικί κινητήρες αποτελούνται από πέντε ή έξι αγωγούς σύνδεσης των τεσσάρων ηλεκτρομαγνητών με την τάση τροφοδοσίας. Το ένα από τα πέντε καλώδια τροφοδοσίας συνδέονται μόνιμα με τον αρνητικό ακροδέκτη της τροφοδοσίας. Σε ένα από τα τέσσερα καλώδια τοποθετείται η θετική τάση για την εκτέλεση των βημάτων.
- **Διπολικί:** Οι διπολικί κινητήρες αποτελούνται από δύο περιελίξεις και έχουν τέσσερα καλώδια. Οι τέσσερις ηλεκτρομαγνήτες είναι συνδεδεμένοι σε σειρά. Το βασικό κύκλωμα για την οδήγηση περιελίξεων ενός διπολικού κινητήρα είναι η H-Bridge. Μια H-Bridge μπορεί να ρυθμιστεί έτσι ώστε να επιτρέπει το ρεύμα να ρέει προς οποιαδήποτε κατεύθυνση μιας περιελίξης. Καθώς στους διπολικούς κινητήρες ενεργοποιείται κάθε φορά ολόκληρο το τύλιγμα παρέχουν κατά 30% μεγαλύτερη ροπή από τους μονοπολικούς. [30]



Εικόνα 2.11 Μονοπολικός και διπολικός βηματικός κινητήρας [42]

2.8.5 Χρησιμότητα

Οι βηματικοί κινητήρες είναι κατάλληλοι για εφαρμογές που απαιτούνται συμπαγείς και στιβαρές λύσεις. Σε σύγκριση με έναν κινητήρα συνεχούς ρεύματος ένας βηματικός κινητήρας είναι πολύ πιο εύκολος στη χρήση για εφαρμογή, καθώς η έννοια του βήματος επιτρέπει στον χρήστη να γνωρίζει την ακριβή θέση ή τη μετατόπιση του ρότορα χωρίς ανάδραση καθώς λειτουργεί σε ανοιχτό βρόγχο. Επομένως είναι κατάλληλοι για:

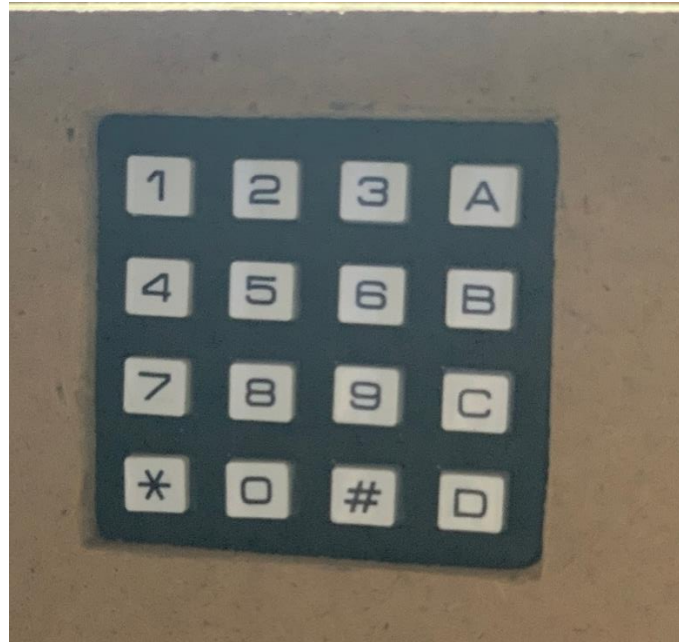
- Τοποθέτηση: Δεδομένου ότι οι βηματικοί κινητήρες κινούνται σε ακριβή επαναλαμβανόμενα βήματα, υπερέχουν σε εφαρμογές που απαιτούν ακριβή τοποθέτηση.
- Έλεγχος ταχύτητας: Η ακρίβεια στην κίνηση επιτρέπει τον έλεγχο της ταχύτητας περιστροφής για τον αυτοματισμό διεργασιών και της ρομποτικής
- Ροπή χαμηλής ταχύτητας: Οι κανονικοί κινητήρες συνεχούς ρεύματος δεν έχουν μεγάλη ροπή στις χαμηλές στροφές. Ο βηματικός κινητήρας έχει μέγιστη ροπή σε χαμηλές στροφές με αποτέλεσμα να είναι μια πολύ καλή λύση για εφαρμογές που απαιτούν χαμηλή ταχύτητα με υψηλή ακρίβεια.

Ο βηματικός κινητήρας που επιλέχθηκε είναι ο NEMA 23 διπολικός υβριδικός κινητήρας δύο φάσεων με τα παρακάτω χαρακτηριστικά που φαίνονται στον πίνακα 2.1

Πίνακας 2.1 Τεχνικά χαρακτηριστικά NEMA 23

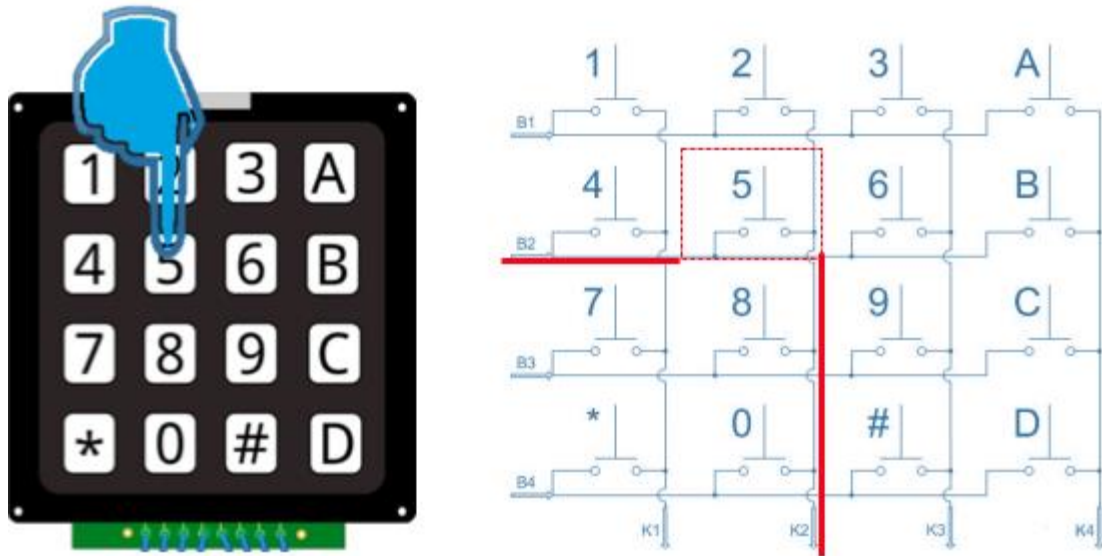
Steps Angle(degrees)	1.8
2-Phase	4- wires
Rated Voltage	3.0V
Rated Current	3A/Phase
Holding Torque	180N.cm(19000g-cm)
Resistance	1.0Ω/phase
Inductance	3.5mH/phase
Form factor	NEMA 23
Dimensions	76x56x56mm
Weight	1kg
Shaft Diameter	1/4" (6.35mm)
Shaft Length	19mm
Cable Length	30mm
Holes for mounting base	4x5.2mm

2.9 Πληκτρολόγιο



Εικόνα 2.12 Πληκτρολόγιο

Για την εισαγωγή των απαιτούμενων δεδομένων έγινε χρήση ενός πληκτρολογίου 4x4. Το αριθμητικό πληκτρολόγιο είναι ένα σύνολο 16 κουμπιών τα οποία χωρίζονται σε 4 γραμμές και 4 στήλες. Επάνω έχει τους αριθμούς από το 0-9, ενώ υπάρχουν διάφορα σύμβολα και γράμματα τα οποία μπορούν να χρησιμοποιηθούν. Το πληκτρολόγιο είναι μια διάταξη από διακόπτες την οποία, πατώντας κάθε πλήκτρο μπορούμε να προγραμματίσουμε και να διαβάσουμε ως είσοδο στο Arduino. Κάτω από κάθε πλήκτρο υπάρχει και ένας διακόπτης. Όταν πατηθεί ένα συγκεκριμένο πλήκτρο, μια συγκεκριμένη γραμμή και στήλη έρχονται σε επαφή μεταξύ τους. Με άλλα λόγια το πάτημα ενός κουμπιού επιτρέπει στο ρεύμα να περάσει μεταξύ αυτής της γραμμής και στήλης. Αυτή η επαφή ή ροή ρεύματος θα χρησιμοποιηθεί για να ανιχνεύσει ποιο συγκεκριμένο πλήκτρο έχει πατηθεί. Η ανίχνευση του πλήκτρου που έχει πατηθεί γίνεται με τον εξής τρόπο: Σε κατάσταση αδράνειας τα pin των στηλών ορίζονται σε κατάσταση HIGH, ενώ των σειρών LOW. Στη περίπτωση που πατηθεί ένα πλήκτρο τότε το pin στήλης του πλήκτρου γίνεται LOW. Με αυτόν τον τρόπο το Arduino γνωρίζει σε ποια στήλη βρίσκεται το πλήκτρο. Ωστόσο πρέπει να γνωρίζει και την σειρά του πλήκτρου. Αυτό το κάνει αλλάζοντας όλες τις γραμμές σε HIGH και ταυτόχρονα διαβάζοντας τα pin των στηλών για να εντοπίσει ποια στήλη πήγε από LOW σε HIGH. Όταν το pin της στήλης γίνει HIGH, αυτό σημαίνει πως το Arduino έχει βρει τη σειρά που είναι συνδεδεμένη με το κουμπί. [31]



Εικόνα 2.13 Πληκτρολόγιο 4X4 [31]

2.10 Οθόνη LCD IC2



Εικόνα 2.14 Οθόνη LCD

Η απεικόνιση των μηνυμάτων πραγματοποιήθηκε με μια οθόνη LCD I2C. Η οθόνη που χρησιμοποιήθηκε είναι μια οθόνη 20 x 4, περιέχει δηλαδή τέσσερις σειρές και σε κάθε σειρά μπορούν να εμφανιστούν είκοσι χαρακτήρες. Μια τυπική LCD έχει 12 pin τα οποία συνδέονται με την πλακέτα του Arduino. Για αυτό τον λόγο, ως διευκόλυνση μας, επιλέξαμε μια I2C LCD η οποία περιλαμβάνει, την LCD οθόνη που βασίζεται στη διεπαφή HD44780 και την πλακέτα I2C. Ο HD44780 είναι ένας

ελεγκτής που το σύνολο χαρακτήρων του περιλαμβάνει χαρακτήρες ASCII, ιαπωνικούς χαρακτήρες Kana και σύμβολα σε δύο γραμμές είκοσι οχτώ χαρακτήρων. Μπορεί να διαμορφωθεί ώστε να οδηγεί μια οθόνη LCD υπό τον έλεγχο ενός μικροεπεξεργαστή 4 ή 8 bit. Το I2C είναι ένας σύγχρονος σειριακός διάυλος ο οποίος διαθέτει είκοσι συνολικά pin. Τα δεκαέξι από αυτά συνδέονται στην LCD οθόνη και τα τέσσερα στην πλακέτα Arduino. Τα pin αυτά είναι: το GND που είναι ο ακροδέκτης της γείωσης, το Vcc η τάση τροφοδοσίας της LCD, το SDA ο ακροδέκτης σειριακών δεδομένων ο οποίος χρησιμοποιείται για την αποστολή ή λήψη δεδομένων και το SCL, τον ακροδέκτη ρολογιού για τον συγχρονισμό μετάδοσης των δεδομένων. Η μονάδα I2C περιλαμβάνει επίσης τον προσαρμογέα PCF8574 IO ο οποίος μετατρέπει τα σειριακά δεδομένα του I2C σε παράλληλα δεδομένα για την επικοινωνία με την LCD, ένα ποτενσιόμετρο με το οποίο γίνεται ο έλεγχος της αντίθεση της οθόνης και έναν βραχυκυκλωτήρα για το backlight της οθόνης. Η σύνδεση της LCD με την πλακέτα του Arduino θα αναλυθεί στο επόμενο κεφάλαιο. [32]



Εικόνα 2.15 LCD I2C 20X4 [43]

2.11 Διακόπτης ON/OFF



Εικόνα 2.16 Διακόπτης ON/OFF

Για την ενεργοποίηση και απενεργοποίηση της κατασκευής επιλέχθηκε ένας διακόπτης ON/OFF 220V, τεσσάρων επαφών. Ο συγκεκριμένος διακόπτης χρησιμοποιείται αποκλειστικά για το σκοπό της αλλαγής της λειτουργίας της συσκευής από ON σε OFF. Αποτελείται από σταθερή επαφή, κινητές επαφές, ελατήρια και άλλα μηχανικά μέρη για λειτουργία. Όταν ο διακόπτης πιέζεται από το ON στο OFF ή αντίστροφα, η κίνηση του ελατηρίου γέρνει την κινητή επαφή για να δημιουργήσει σύνδεση με την επαφή εξόδου. Ο διακόπτης είναι κατασκευασμένος από θερμοεπιβραδυντικό πολυμερές πλαστικό με τα πόδια επαφής να είναι κατασκευασμένα από μέταλλο. Να αναφέρουμε πως οι ενδείξεις O και I υποδηλώνουν την θέση OFF και ON του διακόπτη. Ο ενεργοποιητής ο οποίος είναι το μηχανικό εξάρτημα σε έναν διακόπτη που χρησιμοποιείται για τη χειροκίνητη ενεργοποίηση και απενεργοποίηση του κυκλώματος, είναι προσαρμοσμένος στη βάση με τη βοήθεια μικρών πλαστικών μανδάλων ενώ η βάση συγκρατεί το ελατήριο με τις μεταλλικές επαφές. Στο εσωτερικό του ενεργοποιητή υπάρχουν επιπλέον δύο εξογκώματα τα οποία βοηθούν στην συγκράτηση του ενεργοποιητή πάνω από τα ελατήρια. Η διάταξη της βάσης και του ενεργοποιητή έχει διαμορφωθεί με τέτοιο τρόπο ώστε το ελατήριο ούτε να συμπιέζεται αλλά ούτε να είναι και σε χαλαρή κατάσταση. Το ελατήριο είναι τοποθετημένο πάνω από τις μεταλλικές πλάκες σε μικρές προεξοχές. Πέρα από αυτές τις μικρές προεξοχές υπάρχει και ένα μικρό εξόγκωμα το οποίο δημιουργεί επαφή με τις κινητές μεταλλικές επαφές κάθε φορά που ο διακόπτης είναι ενεργοποιημένος. Στη βάση βρίσκονται τα pin επαφής εξόδου του διακόπτη. Στο κέντρο βρίσκεται ο άξονας πάνω από τον οποίο στηρίζονται οι κινητές επαφές όταν ο διακόπτης είναι απενεργοποιημένος το οποίο και ονομάζεται κοινό σημείο επαφής ενώ στο πλάι βρίσκεται το σημείο επαφής εξόδου με το οποίο συνδέονται οι μεταλλικές πλάκες όταν ο διακόπτης είναι σε κατάσταση ON. Κατά την ανοιχτή κατάσταση οι κινητές επαφές δεν έρχονται σε επαφή με το σημείο επαφής εξόδου ενώ στην κλειστή κατάσταση η κινητή επαφή γέρνει για να δημιουργήσει σύνδεση με το σημείο επαφής εξόδου του διακόπτη. Καθ' όλη την διάρκεια μεταγωγής, αποστολή του ελατηρίου είναι να παρέχει εύκολη κίνηση στη μεταλλική επαφή και να την κρατά σε κατάσταση ενεργοποίησης ή απενεργοποίησης. [71]

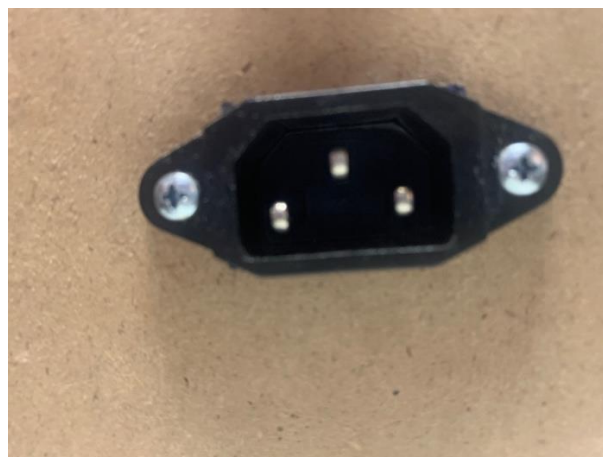
2.12 Τροφοδοτικό



Εικόνα 2.17 Τροφοδοτικό 12V

Το κύκλωμα τροφοδοτήθηκε από ένα εξωτερικό τροφοδοτικό των 12V. Το τροφοδοτικό είναι μια ηλεκτρική συσκευή που προσφέρει ηλεκτρική ενέργεια σε ένα ηλεκτρικό φορτίο, δηλαδή σε πολλές ηλεκτρονικές συσκευές. Η κύρια λειτουργία του είναι να μετατρέπει το ηλεκτρικό ρεύμα από μια πηγή στην σωστή τάση, στο σωστό ρεύμα και συχνότητα για να τροφοδοτήσει το φορτίο. Κατά συνέπεια τα τροφοδοτικά θεωρούνται ως μετατροπείς ηλεκτρικής ενέργειας. Ορισμένα από αυτά είναι αυτόνομα και χωρίζονται από τον εξοπλισμό για να είναι εξωτερικά τροφοδοτικά και άλλα βρίσκονται μέσα στην συσκευή ως εσωτερικά. Για την αποφυγή προεξέχοντων καλωδίων επιλέχθηκε ένα set power AC socket.

2.13 Υποδοχή τροφοδοσίας



Εικόνα 2.18 Υποδοχή τροφοδοσίας

Για την τροφοδοσία του ηλεκτρονικού κυκλώματος χρησιμοποιήθηκε τροφοδοτικό της τάξης των 12V. Η υποδοχή της τροφοδοσίας στερεώθηκε μέσω σχηματιζόμενης οπής, με την βοήθεια βιδών

στήριξης στις πλαϊνές πλευρές του ξύλινου κουτιού. Μέσω της υποδοχής επιτυγχάνεται η σύνδεση της πηγής ρεύματος με το ποδαράκι τροφοδοσίας του ηλεκτρονικού κυκλώματος.

2.14 Ηλεκτρονικό κύκλωμα

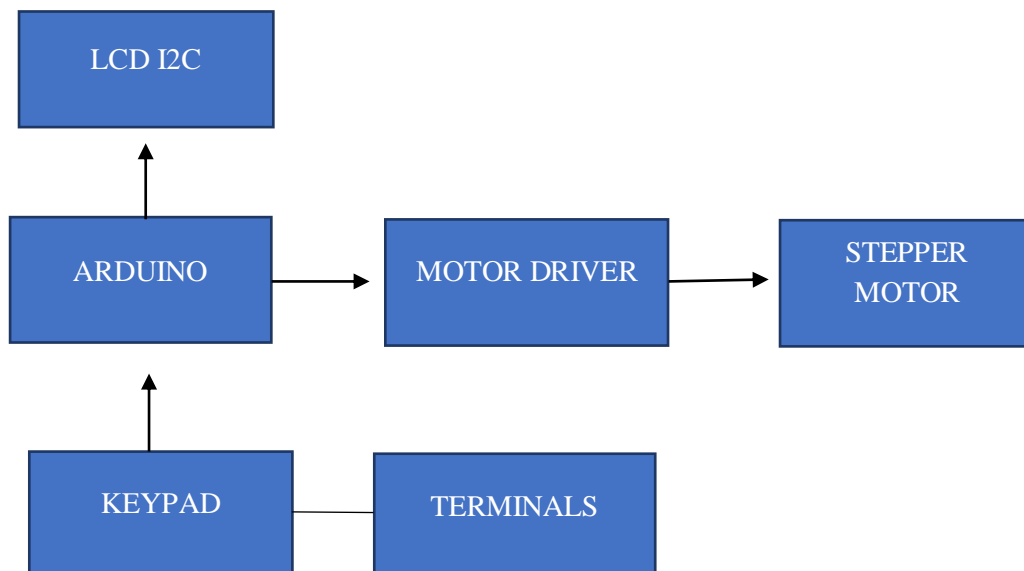
Στο εσωτερικό του ξύλινου κουτιού τοποθετήθηκε η πλακέτα δοκιμών (ράστερ). Το ηλεκτρονικό κύκλωμα τροφοδοτείται με τάση της τάξης των 12V και υποστηρίζει την λειτουργία του βηματικού κινητήρα όπως και τον προγραμματισμό της κίνησης της βέργας μέσω της πλακέτας Arduino. Τα ηλεκτρονικά στοιχεία από τα οποία απαρτίζεται το κύκλωμα είναι τα εξής:

- Πλακέτα Arduino
- Driver
- Πυκνωτές
- Αντιστάσεις
- Ψήκτρα

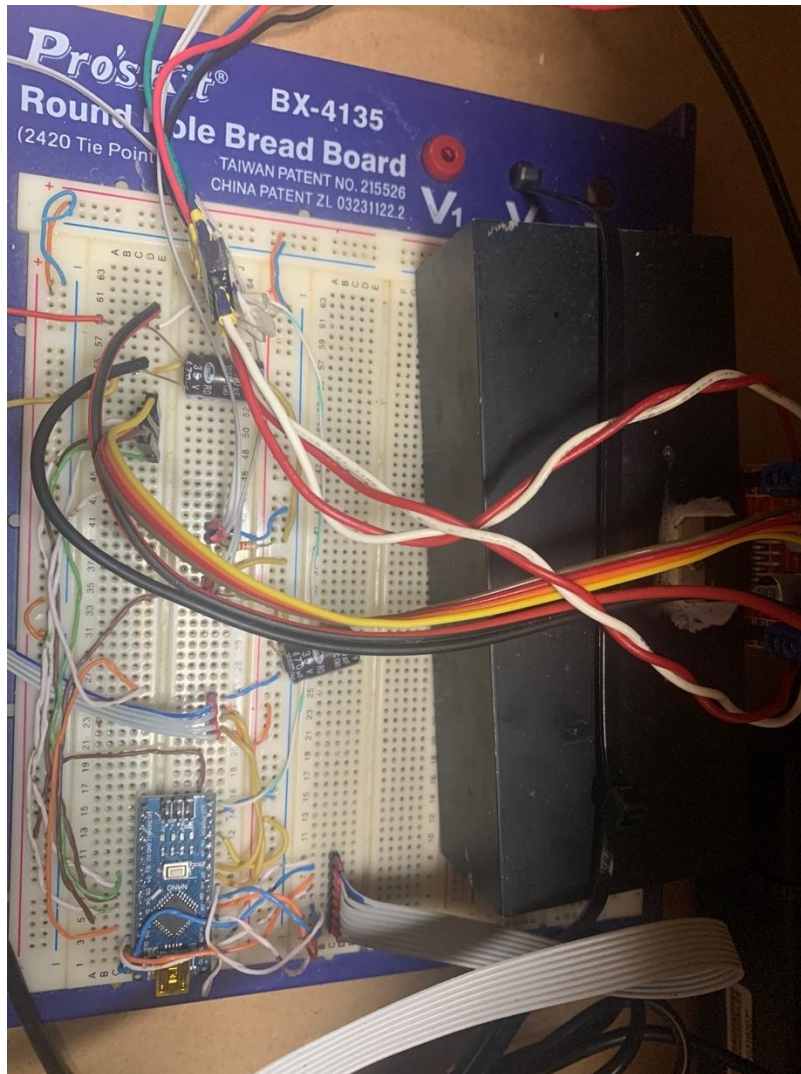
Επίσης, περιλαμβάνει τα συνδετικά καλώδια μεταξύ των στοιχείων καθώς και τις συνδέσεις της LCD οθόνης και του πληκτρολογίου με την πλακέτα Arduino στις αντίστοιχες υποδοχές. Η συνδεσμολογία των στοιχείων του κυκλώματος καθώς και η λειτουργία του θα αναλυθεί λεπτομερώς στο επόμενο κεφάλαιο.

2.15 Μπλοκ διάγραμμα συστήματος

Ακολουθεί το μπλοκ διάγραμμα του συστήματος:



Κεφάλαιο 3ο: Ηλεκτρονικό κύκλωμα



Εικόνα 3.1 Ηλεκτρονικό κύκλωμα

3.1 Εισαγωγή

Για την εύκολη και γρήγορη υλοποίηση του κυκλώματος έγινε χρήση ενός breadboard (πλακέτα προτυποποίησης). Το breadboard είναι μια κατασκευαστική βάση που χρησιμοποιείται για την κατασκευή ημιμόνιμων προτύπων ηλεκτρονικών κυκλωμάτων. Καθώς δεν απαιτούνται κολλήσεις, είναι εύκολο να πραγματοποιηθούν αλλαγές στις συνδέσεις των στοιχείων του κυκλώματος και να γίνει η επαναχρησιμοποίησή τους.

3.2 Arduino

Στην παρούσα πτυχιακή εργασία με σκοπό τον προγραμματισμό της κίνησης της βέργας επιλέχθηκε ένα από τα μοντέλα του μικροελεγκτή Arduino, το Arduino Nano. Το Arduino αποτελεί μια ολοκληρωμένη υπολογιστική πλατφόρμα βασισμένη σε μια απλή μητρική πλακέτα με ενσωματωμένο μικροελεγκτή και εισόδους/εξόδους, η οποία μπορεί να προγραμματιστεί με την γλώσσα Wiring. Η γλώσσα αυτή, είναι μια παραλλαγή της C/C++. Οι περισσότερες εκδόσεις του Arduino μπορούν να αγοραστούν ολοκληρωμένες, ωστόσο υπάρχουν διαθέσιμες πληροφορίες και διαγράμματα για όσους

επιθυμούν να το συναρμολογήσουν μόνοι τους. Ουσιαστικά, δίνεται η δυνατότητα να κατασκευαστεί από τον καθένα καθώς βασίζεται σε τεχνολογίες ανοιχτού κώδικα.

Μέσω της θύρας USB μπορεί να συνδεθεί με τον υπολογιστή και να προγραμματιστεί με κάποιο από τα προγράμματα όπως τα Flash, Processing, MaxMSP κλπ.

Με το πέρασμα του χρόνου, η πλακέτα Arduino άρχισε να προσαρμόζεται στις νέες ανάγκες και προκλήσεις διαφοροποιώντας την προσφορά της από απλές πλακέτες των 8-bit σε προϊόντα για εφαρμογές IoT, φορητές συσκευές, τρισδιάστατη εκτύπωση και ενσωματωμένα περιβάλλοντα. Το λογισμικό είναι επίσης ανοιχτού κώδικα και αυξάνεται συνεχώς μέσω της συνεισφοράς των χρηστών παγκοσμίως. [33] [56]

3.2.1 Ιστορική αναδρομή

Ο κολομβιανός φοιτητής Hernando Barragan δημιούργησε την πλατφόρμα ανάπτυξης Wiring ω μεταπτυχιακό του έργο το 2004 στο Interaction Design Institute Ivrea στην Ιβρέα της Ιταλίας. Επιβλέποντες για την διατριβή του ήταν ο Massimo Banzi και ο Casey Reas, γνωστός για το έργο του στο Processing. Η αρχική ιδέα ήταν να κατασκευαστούν φθηνά και απλά εργαλεία για μη μηχανικούς με σκοπό της δημιουργία ψηφιακών έργων. Η πλατφόρμα καλωδίωσης αποτελούνταν από hardware PCB μαζί με τον μικροελεγκτή ATmega128, ένα ολοκληρωμένο περιβάλλον ανάπτυξης βασισμένο σε λειτουργίες επεξεργασίας και βιβλιοθήκης για εύκολο προγραμματισμό του μικροελεγκτή.

Το 2005, ο Massimo Banzi μαζί με τον φοιτητή David Mellis και τον David Cuartielles υποστήριξαν το έργο για τον φθηνότερο μικροελεγκτή ATmega8 στο Wiring. Παρόλ' αυτά, αντί να συνεχίσουν την εργασία στο Wiring, ανέγραψαν τον πηγαίο κώδικα του Wiring και άρχισαν να τον εκτελούν ως ξεχωριστό έργο, το οποίο έφερε το όνομα "Arduino".

Το όνομα "Arduino" προέρχεται από ένα μπαρ στην πόλη Ιβρέα όπου συναντιόντουσαν μερικοί από τους ιδρυτές του έργου. Το μπαρ με την σειρά του, πήρε το όνομα του από τον Arduino, ο οποίος ήταν μαργράφος της Ιβρέας και βασιλιάς της Ιταλίας από το 1002 έως το 1014.

Μετά την ολοκλήρωση της πλατφόρμας Wiring δημιουργήθηκαν και κατασκευάστηκαν οι ελαφρύτερες και λιγότερο ακριβές εκδόσεις του διαθέσιμου στην κοινότητα ανοιχτού κώδικα. Συνεργαζόμενοι ερευνητές συμπεριλαμβανομένου του David Cuartielles προώθησαν την ιδέα. Η αρχική βασική ομάδα του Arduino αποτελούνταν από τους Massimo Banzi, David Cuartielles, Tom Igoe, Gianluca Martino και David Mellis. [56]

3.2.2 Πλεονεκτήματα

Υπάρχουν αρκετοί λόγοι για να επιλέξει κάποιος Arduino σε σχέση με τους υπόλοιπους μικροελεγκτές. Ο συνιδρυτής του Arduino, Massimo Banzi ανέφερε μερικά επιχειρήματα για την επιλογή της συγκεκριμένης πλακέτας. Ως πρώτο βασικό πλεονέκτημα χαρακτηρίζεται η ενεργή κοινότητα των χρηστών. Οι χρήστες του Arduino μπορούν να δημοσιεύουν μηνύματα και να μοιράζονται τις εμπειρίες τους. Εάν παρουσιαστεί κάποιο πρόβλημα ή δυσκολία καταγράφεται στην πλατφόρμα επικοινωνίας και έτσι άλλοι χρήστες μπορούν να δώσουν συμβουλές ή να συμβάλουν στην επίλυση του προβλήματος. Άλλο ένα βασικό πλεονέκτημα είναι η μείωση κόστους που διαθέτει σε σχέση με άλλους μικροελεγκτές. Οι μικροελεγκτές Arduino είναι κατά πολλοί φθηνότεροι από τους ανταγωνιστές τους. Επίσης η πλατφόρμα Arduino διατίθεται δωρεάν από τον επίσημο ιστότοπο χωρίς κάποια επιπλέον χρέωση. Τέλος, πρόκειται για ένα περιβάλλον πολλαπλών πλατφορμών καθώς το Arduino IDE είναι λογισμικό προσβάσιμο σε αρκετά λειτουργικά συστήματα όπως Microsoft, Linux και MacOSX, κάνοντας την κοινότητα χρηστών ακόμη μεγαλύτερη. [72]

3.2.3 Εκδόσεις

Η οικογένεια των πλακετών Arduino είναι μεγάλη. Βασίζονται στην ίδια φιλοσοφία, όμως κάθε μία χρησιμοποιείται για διαφορετικούς σκοπούς και για τον λόγο αυτό φέρουν διαφορετικά χαρακτηριστικά.

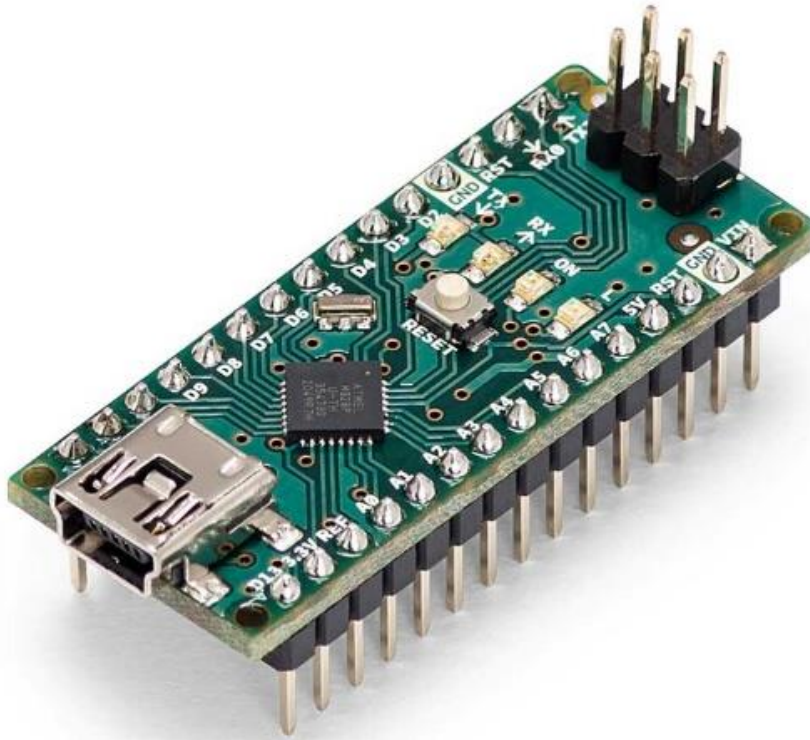
3.2.3.1 Arduino UNO R3



Εικόνα 3.2 Arduino UNO R3 [23]

Το Arduino UNO είναι η πιο δημοφιλής και ευρέως χρησιμοποιημένη πλακέτα. Το chip που χρησιμοποιεί είναι ATmega328P. Έχει χαμηλό κόστος, είναι εύκολο στην εκμάθηση και την χρήση. Φέρει 14 εισόδους/εξόδους εκ των οποίων οι 6 είναι των 8-bit και μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως έξοδοι PWM, 6 αναλογικές εισόδους των 10-bit, έναν ενισχυτή ήχου της τάξης των 16MHz, μια σύνδεση USB, μια υποδοχή τροφοδοσίας, μια ICSP και ένα κουμπί RESET.

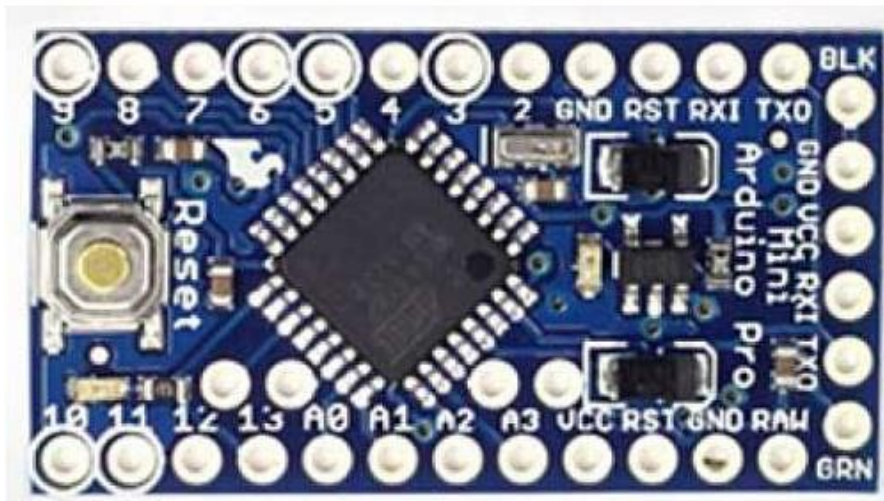
3.2.3.2 Arduino Nano



Εικόνα 3.3 Arduino Nano [23]

Το Arduino Nano αποτελεί μικρότερη έκδοση του Arduino UNO. Σε γενικές γραμμές έχει τη λειτουργικότητα του Arduino UNO σε μικρότερη μορφή. Οι μόνες σημαντικές διαφορές που παρουσιάζει είναι η έλλειψη υποδοχής ρεύματος DC, η χρήση θύρας mini USB-B και το chip μετατροπέα USB-TTL. Επιπροσθέτως, αποτελεί δημοφιλής επιλογή, όπως το Arduino UNO, λόγω του μικρού μεγέθους και του χαμηλού κόστους.

3.2.3.3 Arduino Pro Mini



Εικόνα 3.4 Arduino Pro Mini [23]

Το Arduino PRO Mini είναι στην πραγματικότητα μια “κομμένη” έκδοση του Arduino Nano. Οι περισσότερες λειτουργίες του είναι παρόμοιες με αυτές του Nano αλλά δεν διαθέτει την ενσωματωμένη γέφυρα USB-TTL και την θύρα USB. Η πλακέτα αυτή χρησιμοποιείται κυρίως σε εφαρμογές όπου ο χώρος είναι περιορισμένος. Το PRO Mini είναι διαθέσιμο σε δύο εκδόσεις, μία των 3.3V και μια των 5V. Στην έκδοση των 3.3V, η ταχύτητα της CPU περιορίζεται στα 8MHz λόγω ορισμένων περιορισμών του ATmega328 για καλύτερη σταθερότητα.

3.2.3.4 Arduino Leonardo

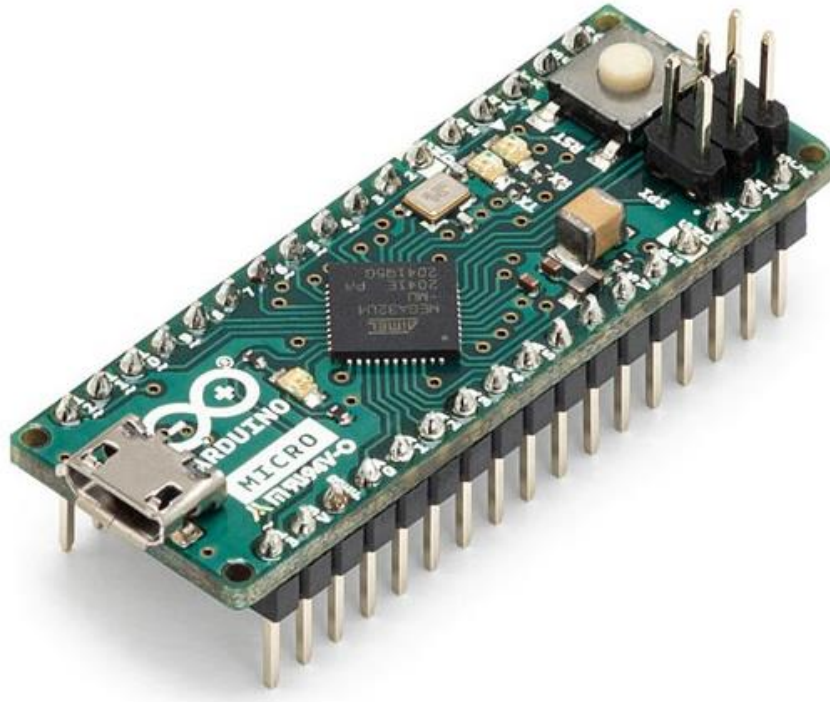


Εικόνα 3.5 Arduino Leonardo [23]

Το Arduino Leonardo τροφοδοτείται από ένα chip ATmega32U4 αντί για το chip ATmega328P που χρησιμοποιείται σε όλες τις προαναφερθείσες πλακέτες. Φέρει 20 εισόδους/εξόδους, από τις οποίες οι

7 προσφέρονται ως έξοδοι PWM και οι 12 ως αναλογικοί εισοδοί. Μια άλλη σημαντική διαφορά είναι ότι το ATmega32U4 έχει ενσωματωμένη επικοινωνία USB εξαλείφοντας την ανάγκη για δεύτερο επεξεργαστή. Αυτό επιτρέπει στην πλακέτα να συνδεθεί σε έναν υπολογιστή ως HID (Human Interface Device) ή ως εικονική σειριακή / COM port. Η θύρα Virtual COM χρησιμοποιείται μαζί με το bootloader για να προγραμματιστεί το Leonardo.

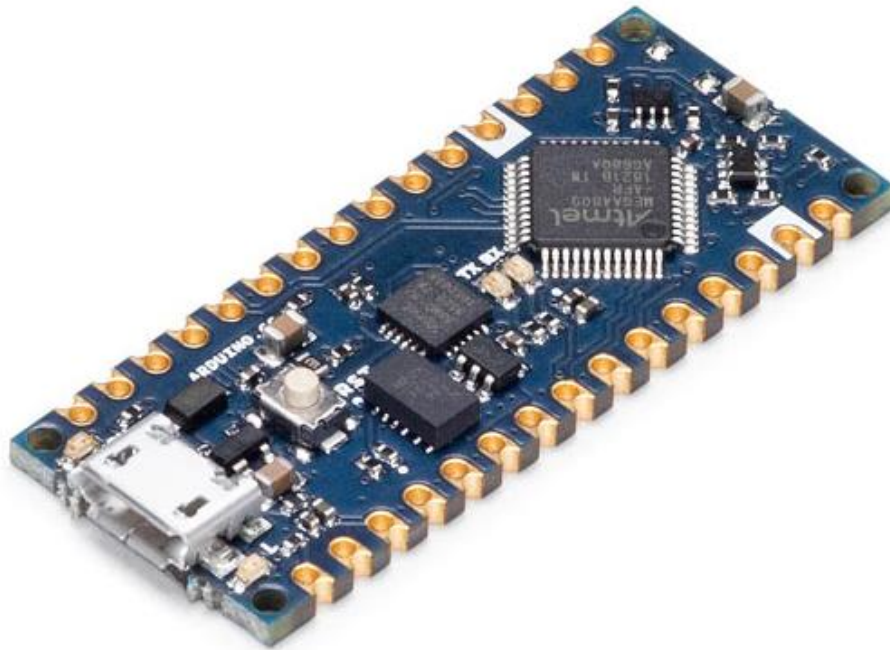
3.2.3.5 Arduino Micro



Εικόνα 3.6 Arduino Micro [23]

Ακριβώς όπως το Arduino Nano είναι ένα UNO σε μικρή μορφή, το Arduino Micro ουσιαστικά είναι ένα Leonardo σε μια πλακέτα μικρότερου μεγέθους. Οι λειτουργίες του είναι ίδιες με το Arduino Leonardo. Η μόνη διαφορά είναι η έλλειψη υποδοχής εισόδου DC.

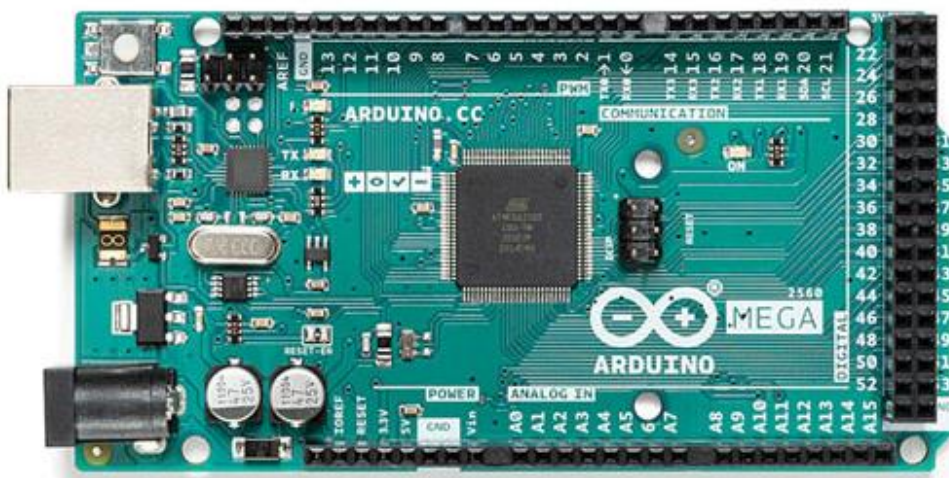
3.2.3.6 Arduino Nano Every



Εικόνα 3.7 Arduino Nano Every [23]

Το Arduino Nano Every είναι μια πλακέτα νέας γενιάς μικρού μεγέθους. Όπως έχουμε ήδη προαναφέρει, το Arduino Nano είναι η προτιμώμενη πλακέτα για πολλά έργα που απαιτούν μικρότερο χώρο και χαμηλό κόστος. Θα μπορούσαμε να ονομάσουμε το Arduino Nano Every ένα αναβαθμισμένο Arduino Nano με πολύ περισσότερες δυνατότητες. Το Nano Every τροφοδοτείται από έναν πιο ισχυρό επεξεργαστή, τον ATmega4809. Έχει 50% περισσότερη μνήμη προγραμμάτων και 200% μεγαλύτερη RAM πράγμα το οποίο δίνει την δυνατότητα να χρησιμοποιήσουμε την συγκεκριμένη πλακέτα για μεγαλύτερα προγράμματα.

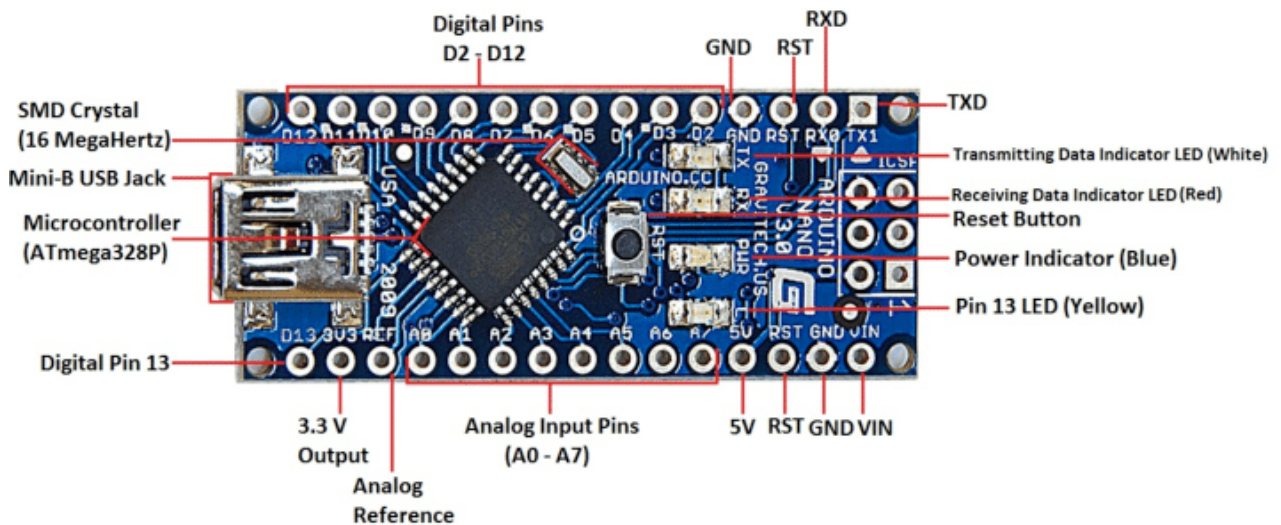
3.2.3.7 Arduino Mega2560



Εικόνα 3.8 Arduino Mega2560 [23]

Το Arduino Mega2560 αποτελεί την μεγαλύτερη πλακέτα σε σχέση με τις προηγούμενες. Είναι σχεδιασμένο για εφαρμογές που απαιτούν πολλές εισόδους/εξόδους ή περιφερειακά. Τροφοδοτείται από έναν μεγαλύτερο και πιο ικανό επεξεργαστή τον ATmega2560. Αυτή η πλακέτα διαθέτει μεγαλύτερο αριθμό εισόδων/εξόδων από τις περισσότερες πλακέτες, έχοντας μόλις 54 I/O εκ των οποίων οι 15 μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως εξόδοι PWM, οι 16 ως αναλογικοί είσοδοι και 4 UART. Επιπρόσθετα, έχει μεγαλύτερη μνήμη σε σχέση με τις περισσότερες άλλες βασικές πλακέτες Arduino. Τέλος, είναι πιο δημοφιλές στην κοινότητα ανοιχτού κώδικα, 3D εκτυπωτών και σε εφαρμογές PLC. [73] [57]

3.2.4 Τεχνικά χαρακτηριστικά Arduino Nano

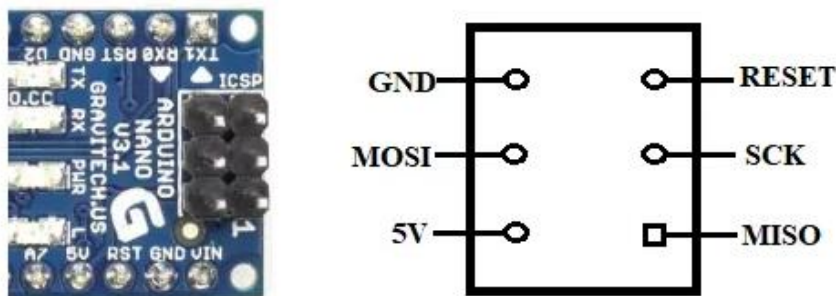


Εικόνα 3.9 Τεχνικά χαρακτηριστικά του Arduino Nano [25]

Το Arduino Nano είναι μια από τις μικρότερες πλακέτες της οικογένειας Arduino και χρησιμοποιείται κυρίως όταν ο χώρος ανάπτυξης είναι περιορισμένος. Όσον αφορά τις τεχνικές του προδιαγραφές, έχει μήκος 45mm, το πλάτος του είναι 18mm και ζυγίζει μόλις 5 γραμμάρια. Επιπλέον, ο μικροελεγκτής που χρησιμοποιεί είναι ο ATmega328P, φέρει 36 συνολικά κεφαλές, οι 14 είναι ψηφιακές εισόδου/εξόδου εκ των οποίων οι 6 μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως εξόδοι PWM και 8 αναλογικές εισόδους. Διαθέτει SMD κρύσταλλο της τάξης των 16MHz, μια mini-B USB θύρα για σύνδεση με τον υπολογιστή, 2 RESET κεφαλές και ένα κουμπί RESET. Πιο συγκεκριμένα, όπως φαίνεται και στην εικόνα 3.9, από D2 έως D13 είναι οι ψηφιακές εισόδου/εξόδου εκ των οποίων οι 6 κεφαλές D3, D5, D6, D9, D10, D11 (διακρίνονται με το άσπρο τετραγωνάκι που έχουν στα αριστερά της αρίθμησης) είναι οι εξόδοι PWM. Οι αναλογικές εισόδου, όπως απεικονίζεται, είναι από A0 έως και A7. Οι κεφαλές A4 (SDA-Serial Dataline) και A5 (SCL-Serial Clockline) χαρακτηρίζουν το πρωτόκολλο I2C σειριακής επικοινωνίας, δηλαδή χρησιμοποιούνται για την αποστολή και την λήψη δεδομένων. Οι επαφές SPI (Serial Peripheral Interface) είναι οι D10 (SS), D11 (MOSI), D12 (MISO), D13 (SCK) και χρησιμοποιούνται για την αποτελεσματική αποστολή των σειριακών δεδομένων μεταξύ του μικροελεγκτή και μιας ή περισσότερων περιφερειακών συσκευών. Στο δεξί μέρος της πλακέτας υπάρχει το ICSP (In Circuit Serial Programming) με 6 επαφές (GND, MOSI, 5V, RESET, SCK, MISO) που δίνει την δυνατότητα να προγραμματιστεί χωρίς να αποσυνδεθεί από το κύκλωμα. Οι επαφές UART είναι οι D0 (TXD) και D1 (RXD) και χρησιμοποιούνται για σειριακή επικοινωνία. Η TXD χρησιμοποιείται για την μεταφορά και η RXD για την λήψη δεδομένων. Επίσης, φέρει δύο

επαφές στο κάτω μέρος της πλακέτας, των 3.3V και 5V αντίστοιχα. Τέλος, διαθέτει 4 ενδείξεις LED, λευκό, κόκκινο, ένδειξη ισχύος και χρώματος μπλε. Όταν ανάβει η λυχνία LED λευκού χρώματος, το Arduino μεταδίδει δεδομένα στον υπολογιστή. Όταν ανάβει η λυχνία LED κόκκινου χρώματος, το Arduino λαμβάνει δεδομένα από τον υπολογιστή. Η ένδειξη ισχύος υποδεικνύει την κατάσταση της μπαταρίας. Μπορεί επίσης, να εμφανίσει την τάση της μπαταρίας στην οθόνη LCD που είναι συνδεδεμένη με την πλακέτα. Η ενσωματωμένη λυχνία χρώματος μπλε, ανάβει όταν έχει ρυθμιστεί σε HIGH ή λογικό 1 και σβήνει σε LOW ή λογικό 0. Η μνήμη flash που διαθέτει είναι της τάξης των 32KB, η μνήμη RAM τύπου SRAM είναι 2KB και η ROM τύπου EEPROM είναι 1KB. [57] [25] [15] [58]

ICSP Header (TOP View)



Εικόνα 3.10 Κεφαλή ICSP [25]

Συνοπτική περιγραφή τεχνικών χαρακτηριστικών

- Microcontroller: ATmega328
- USB connector: Mini-B USB
- PINS:
- Built-in LED Pin:13
- Digital I/O Pins: 14
- Analog input pins: 8
- PWM pins: 6

Communication:

- UART: RXD/TXD
- I2C: A4 (SDA), A5(SCL)
- SPI: D10, D11, D12, D13

Power:

- I/O Voltage: 5V
- Input voltage (nominal): 7-12V
- DC Current per I/O Pin: 20mA

Clock Speed:

- Processor: ATmega328, 16 MHz

Memory:

- ATmega328P: 2KB SRAM, 32KB flash, 1KB EEPROM

Dimensions:

- Weight: 5gr
- Width: 18mm
- Length: 45mm

3.3 Motor Driver

Οι Motor drivers είναι πολύ σημαντικά εξαρτήματα σε ρομποτικές κατασκευές ή έργα μηχανοτρονικής. Όπως προδίδει και η ονομασία τους, είναι οδηγοί κινητήρα που συμβάλλουν στην μετατροπή της ηλεκτρικής ενέργειας σε μηχανική ενέργεια. Λειτουργούν ως ενισχυτές και μετατρέπουν το χαμηλό σήμα ρεύματος σε υψηλό, βοηθώντας στην κίνηση ενός κινητήρα.

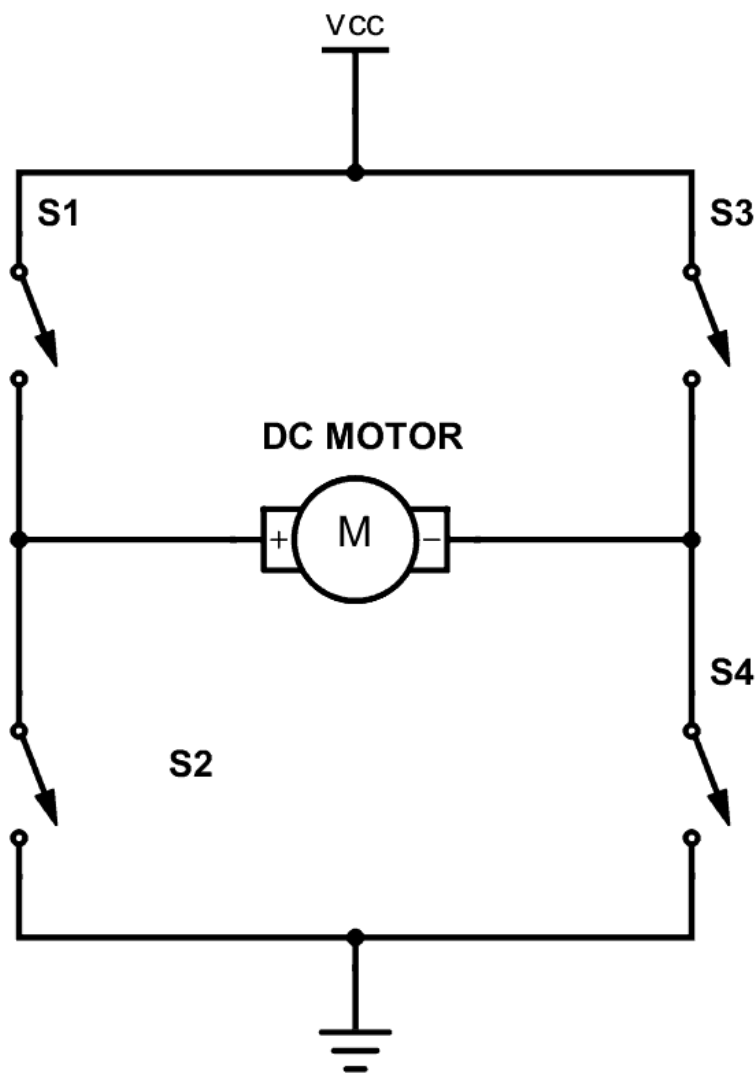
Παρουσιάζονται ως διεπαφή μεταξύ του κινητήρα και ενός μικροελεγκτή. Ο λόγος είναι ότι ο μικροελεγκτής και ο κινητήρας λειτουργούν σε διαφορετικά εύρη τάσεων. Ο κινητήρας θα καταναλώσει υψηλότερο επίπεδο ρεύματος από τον μικροελεγκτή.

Στην περίπτωση για παράδειγμα, που γινόταν χρήση ενός κινητήρα που λειτουργεί με 12V και ρεύματος 1A, οδηγούμενο μέσω Arduino Uno ή Nano θα παρουσιαζότανε μεγάλος κίνδυνος βλάβης ή υπολειτουργίας χωρίς την χρήση ενός driver. Αυτό, θα συνέβαινε καθώς οι μικροί μικροελεγκτές, είναι ικανοί να παρέχουν μόνο 5V εξόδου, οπότε αν γινόταν η σύνδεση του κινητήρα απευθείας με το Arduino ο κινητήρας θα λάμβανε μόνο 5V και ρεύμα 20mA και ως εκ τούτου δεν θα λειτουργούσε στο μέγιστο των δυνατοτήτων του. Επίσης θα μπορούσε να βλάψει το Arduino.

Η λειτουργία του είναι πολύ απλή. Λαμβάνει τα σήματα από τον μικροελεγκτή και στη συνέχεια μεταδίδει το μετασχηματιζόμενο σήμα στον κινητήρα. Διαθέτει δύο ακροδέκτες τάσης όπου, ο ένας από αυτούς χρησιμοποιείται για την ενεργοποίηση του Motor driver και ο άλλος για την εφαρμογή της τάσης στον κινητήρα, μέσω αυτού του ολοκληρωμένου κυκλώματος. Αυτό το ολοκληρωμένο κύκλωμα θα εναλλάσσει συνεχώς το σήμα εξόδου σύμφωνα με το σήμα εισόδου που λαμβάνει από τον μικροελεγκτή.

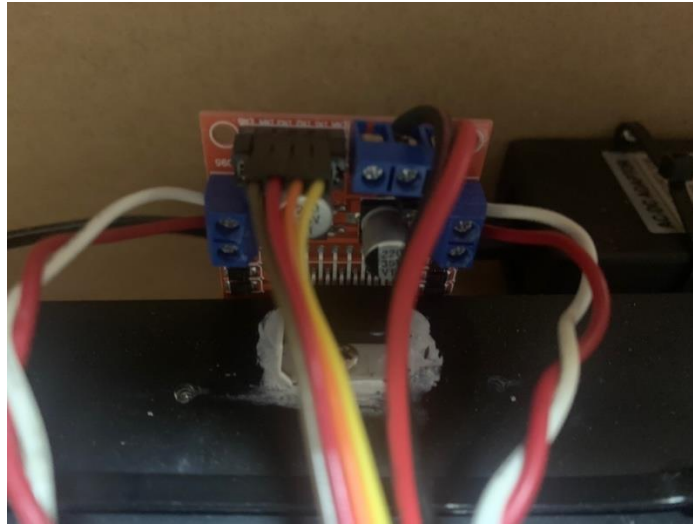
Όπως αναφέρθηκε οι Motor drivers μεταδίδουν το σήμα που λαμβάνουν, αλλά δεν αλλάζουν την τιμή του. Αν ο μικροελεγκτής στείλει ένα υψηλό σήμα στον οδηγό, τότε ο οδηγός θα περάσει το ίδιο υψηλό σήμα.

Αποτελούνται από κυκλώματα τα οποία ονομάζονται H-Bridge Drivers. Η H-Bridge, όπως φαίνεται και στην εικόνα 3.11 διαθέτει τέσσερις διακόπτες S1, S2, S3 και S4 οι οποίοι χρησιμοποιούνται για την ενεργοποίηση και απενεργοποίηση της τροφοδοσίας. Οι S1 και S3 είναι συνδεδεμένοι στο ίδιο σήμα ελέγχου, που σημαίνει ότι αν ο S1 είναι ανοιχτός τότε και ο S3 είναι ανοιχτός, αν ο S1 είναι κλειστός τότε και ο S3 είναι κλειστός. Το ίδιο ισχύει και για τους S2 και S4 αντίστοιχα. Με την διαδοχική αλλαγή κατάστασης των διακοπών μπορούμε να ελέγξουμε την κατεύθυνση του βηματικού κινητήρα. Αν είναι όλοι στο OFF τότε ο βηματικός διακόπτης δεν λειτουργεί, ενώ αν είναι όλοι στο ON θα υπάρχει βραχυκύκλωμα [13]



Εικόνα 3.11 H-Bridge [44]

3.3.1 Motor Driver L298N



Εικόνα 3.12 Motor Driver L298N

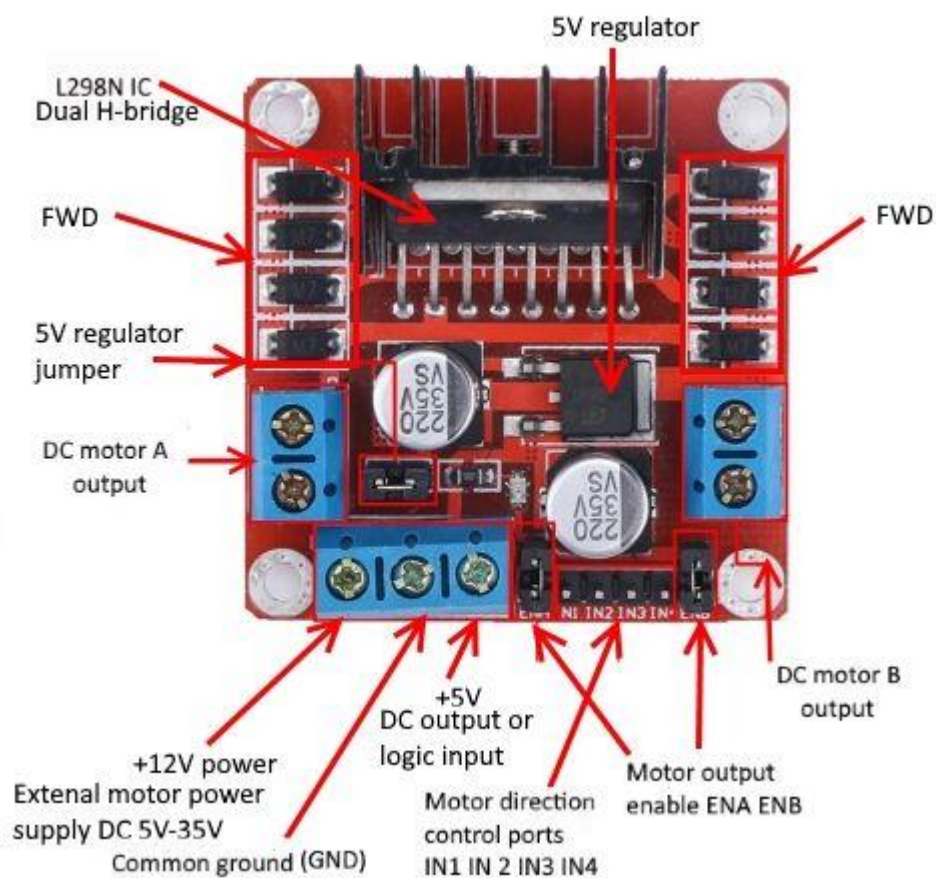
Για τον έλεγχο του βηματικού κινητήρα επιλέχθηκε ο Motor driver L298N. Το L298N είναι ένας διπλός οδηγός κινητήρα H-Bridge που επιτρέπει τον έλεγχο ταχύτητας και κατεύθυνσης του βηματικού κινητήρα. Η μονάδα μπορεί να κινήσει κινητήρες συνεχούς ρεύματος που έχουν τάσεις μεταξύ 5V και 35V. Τροφοδοτείται μέσω βιδωτού ακροδέκτη 3,5mm τριών pin. Στην πραγματικότητα έχει δύο ακροδέκτες ισχύος εισόδου V_s και V_{ss} . Ο ακροδέκτης V_s δίνει ισχύ στις εσωτερικές H-Bridges για την κίνηση του κινητήρα και μπορεί να συνδεθεί μια τάση εισόδου μεταξύ 5V και 12V. Το V_{ss} χρησιμοποιείται για να οδηγήσει το λογικό κύκλωμα μέσα στον L298N που μπορεί να είναι 5V-7V. Περιέχει και το GND, pin της κοινής γείωσης.

Τα κανάλια εξόδου του L298N OUT1, OUT2, OUT3 και OUT4 τοποθετούνται στην άκρη της μονάδας με δύο βιδωτούς ακροδέκτες βήματος 3,5mm. Μπορεί να γίνει η σύνδεση οποιοδήποτε βηματικό κινητήρα 12-24V σε αυτούς τους ακροδέκτες. Κάθε κανάλι της μονάδας μπορεί να δώσει έως και 2A στον βηματικό κινητήρα, ωστόσο η ποσότητα ρεύματος που παρέχεται στον κινητήρα εξαρτάται από τη παροχή ρεύματος του συστήματος.

Με τα pin ελέγχου IN1, IN2, IN3 και IN4 ελέγχεται η ταχύτητα και η κατεύθυνση του κινητήρα. Αυτά τα pin στην ουσία ελέγχουν τους διακόπτες του κυκλώματος H-Bridge μέσα στον L298N.

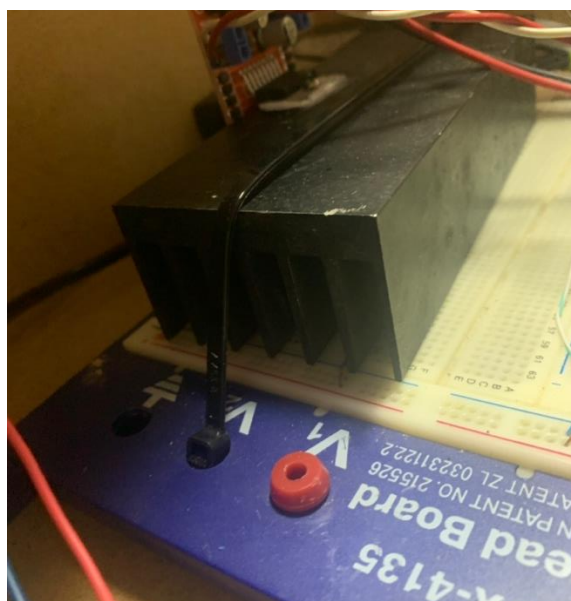
Τα pin ενεργοποίησης ENA και ENB χρησιμοποιούνται για την ενεργοποίηση ή απενεργοποίηση του κινητήρα, ανεξάρτητα από τα σήματα εισόδου.

Το L298N διαθέτει επίσης ενσωματωμένο ρυθμιστή 78M05 των 5V ο οποίος μπορεί να ενεργοποιηθεί ή απενεργοποιηθεί μέσω ενός βραχυκυκλωτήρα [16]



Εικόνα 3.13 Περιγραφή L2N8N [45]

3.4 CPU Cooler



Εικόνα 3.14 CPU Cooler

Η ψύκτρα χρησιμοποιείται για να περιορίσει την θερμότητα του εκάστοτε επεξεργαστή. Μέσα από την επαφή της με τον επεξεργαστή, απορροφά και απομακρύνει την θερμότητα από την πλακέτα. Στην παρούσα εργασία, χρησιμοποιήθηκε ο driver L298N ο οποίος εμπειρεύει δικιά του ψύκτρα. Ωστόσο παρατηρήθηκε αύξηση της θερμοκρασίας και προκειμένου να μην καταστραφεί και να συνεχιστεί το πείραμα τοποθετήθηκε μια πολύ μεγαλύτερη ψύκτρα, όπως φαίνεται στην παραπάνω εικόνα 3.14.

3.5 Αντιστάσεις

Ηλεκτρική αντίσταση ενός αγωγού είναι η δυσκολία που παρουσιάζει η διέλευση ηλεκτρικού ρεύματος δια μέσου ενός αγωγού. Η αντίθετη έννοια ονομάζεται ηλεκτρική αγωγιμότητα, η οποία αναφέρεται στην ευκολία διέλευσης του ηλεκτρικού ρεύματος. Η μονάδα μέτρησης της ηλεκτρικής αντίστασης στο Διεθνές σύστημα μονάδων (SI) είναι το Ωμ και ορίζεται ως το κλάσμα της τάσης του υλικού (V) προς το ρεύμα (I), όπως φαίνεται στον παρακάτω μαθηματικό τύπο.

$$R = \frac{V}{I}$$

Μια ωμική αντίσταση αποτελεί ένα ηλεκτρονικό εξάρτημα που αντιστέκεται στην ροή ηλεκτρονίων σε ένα κύκλωμα. Όταν αναφερόμαστε, σε σταθερές αντιστάσεις εννοούμε αντιστάσεις που έχουν γνωστή στατική αντίσταση. Οι στατικές αντιστάσεις είναι παθητικά στοιχεία δηλαδή καταναλώνουν μόνο ισχύ. [77] [78]

Στην παρούσα πτυχιακή εργασία χρησιμοποιήθηκαν δύο αντιστάσεις σε παράλληλη συνδεσμολογία της τάξης των 10kΩ.

3.6 Πυκνωτές

Ο πυκνωτής, γνωστός και ως συμπυκνωτής είναι ένα παθητικό ηλεκτρικό στοιχείο δύο ακροδεκτών που χρησιμοποιείται για την αποθήκευση ενέργειας ηλεκτροστατικά σε ηλεκτρικό πεδίο. Οι μορφές των πρακτικών πυκνωτών ποικίλλουν ευρέως, αλλά όλοι περιέχουν τουλάχιστον δύο ηλεκτρικούς αγωγούς (πλάκες) που χωρίζονται από ένα διηλεκτρικό. Στην παρούσα εργασία χρησιμοποιήθηκαν δύο ηλεκτρολυτικοί πυκνωτές της τάξης των 470μF. [14]

3.7 Συνδεσμολογία

Στην ενότητα 3.7 αναλύεται η λειτουργία του κυκλώματος που είναι ένας συνδυασμός των εξαρτημάτων που περιεγράφηκε στις προηγούμενες ενότητες. Για να είναι πιο εύκολα κατανοητό, θα μπορούσαμε να παρομοιάσουμε το κύκλωμα με το ανθρώπινο σώμα το οποίο χρειάζεται την συνεργασία εγκεφάλου, μυών και χεριών για να εκτελέσει μια διεργασία. Το Arduino λειτουργεί ως ο εγκέφαλος, το Motor driver ως ο μυς και ο βηματικός κινητήρας ως τα χέρια που κινούν την βέργα. Στη παρούσα εργασία, η πλακέτα Arduino τροφοδοτείται με 12V μέσω του τροφοδοτικού.

Πιο συγκεκριμένα χρησιμοποιώντας το Arduino IDE εισάγουμε το πρόγραμμα στο Arduino μέσω της θύρας USB που διαθέτει. Έχοντας ορίσει στο πρόγραμμα τις συνδέσεις των γραμμών και των στηλών με το Arduino, τις υλοποιούμε και στο κύκλωμα με τον παρακάτω τρόπο:

Πίνακας 3.1 Συνδεσμολογία Arduino

COLUMNS & ROWS	PINS OF ARDUINO
C1	D13

C2	D12
C3	D11
C4	D10
R1	A0
R2	A1
R3	A2
R4	A3

Τοιουτοτρόπως, έχουμε συνδέσει την οθόνη στη πλακέτα Arduino. Η οθόνη LCD όπως έχει αναλυθεί και σε προηγούμενο κεφάλαιο έχει τέσσερα pin, τα οποία είναι το GND, η V_{CC}, το SDA και το SCL.

Το pin GND της LCD συνδέεται με το pin GND, το V_{CC} με το pin των 5V, το SDA στο pin A4 και το SCL στο pin A5 του Arduino.

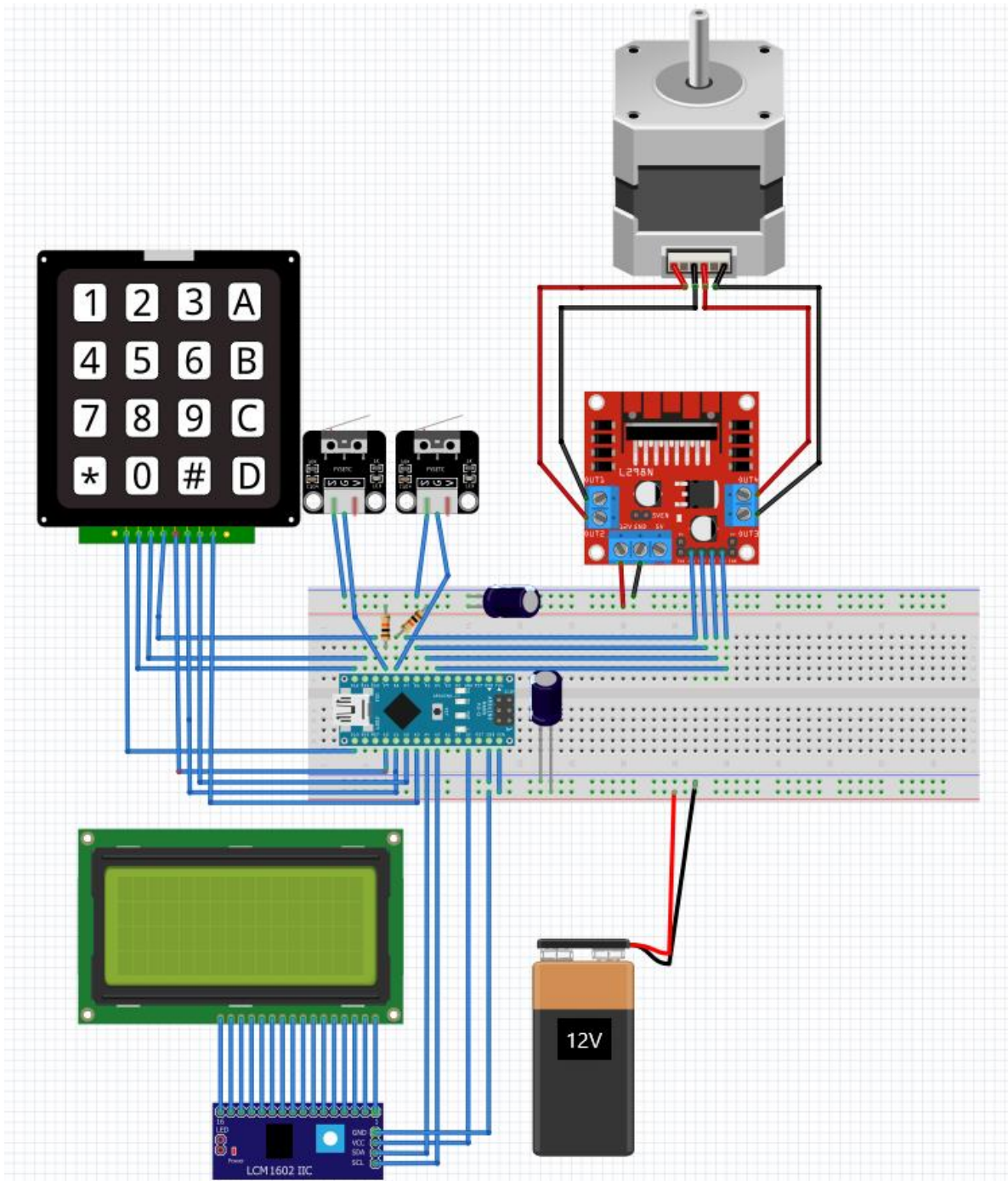
Οι ακροδέκτες D4, D5, D6, D7 του Arduino συνδέονται αντίστοιχα με τα pin IN1, IN2, IN3, IN4 του driver. Κατά αυτό τον τρόπο το σήμα περνάει από το Arduino στο Motor driver.

Στη συνέχεια κάνοντας χρήση του πολύμετρου βρίσκουμε ποια καλώδια του βηματικού κινητήρα, αποτελούν μεταξύ τους ένα πηνίο έτσι ώστε να ορίσουμε τις φάσεις του. Αυτό επιτυγχάνεται με την χρήση του πολύμετρου στη μέτρηση της συνέχειας. Έπειτα γνωρίζοντας πλέον ποια ζευγάρια καλωδίων αποτελούν μια φάση τα συνδέουμε στα pin OUTPUTA και OUTPUTB του Motor driver.

Το pin 12V του Motor driver συνδέεται με τον θετικό ακροδέκτη, το GND του driver με τον αρνητικό ακροδέκτη του τροφοδοτικού και το pin GND του Arduino.

Οι δύο διακόπτες UP και DOWN όπως αναφέρονται στον κώδικα, συνδέονται ο UP στο pin D8 του Arduino και ο DOWN στο D9. Για τους 2 διακόπτες συνδέσαμε 2 παράλληλες αντιστάσεις pullup των 10kΩ καθώς ο παλμός που δέχεται ο Arduino είναι τετραγωνικός, δηλαδή για κάποιο διάστημα είναι HIGH (5V) και κάποιο άλλο LOW (0V). Πολλές φορές όμως το σήμα που θα φτάσει στο Arduino μπορεί να μην είναι ξεκάθαρο με αποτέλεσμα να μην μπορεί να γίνει η αναγνώριση από το Arduino. Επομένως για να μην βρεθεί το Arduino σε αυτή την κατάσταση η οποία είναι γνωστή και ως “στον αέρα” χρησιμοποιήσαμε τις pull-up αντιστάσεις για να λειτουργήσουν ως στάθμη αναφοράς. Η μια άκρη των αντιστάσεων συνδέεται με την ακίδα του ράστερ που είναι συνδεδεμένος ο διακόπτης και η άλλη με τον θετικό ακροδέκτη της τροφοδοσίας.

Τέλος στο κύκλωμα συνδέθηκαν και δύο ηλεκτρολυτικοί πυκνωτές για την εξομάλυνση της τάσης κατά την λειτουργία του βηματικού κινητήρα καθώς και της πλακέτας Arduino, περιορίζοντας τις αιχμές τάσεις. Το ηλεκτρονικό σχέδιο πραγματοποιήθηκε μέσω του προγράμματος Fritzing όπως φαίνεται στην εικόνα 3.15.



Εικόνα 3.15 Ηλεκτρονικό σχέδιο

Κεφάλαιο 4ο: Arduino IDE

4.1 Εισαγωγή

Το ολοκληρωμένο περιβάλλον ανάπτυξης Arduino ή λογισμικό Arduino IDE, περιέχει ένα πρόγραμμα επεξεργασίας κειμένου για τη σύνταξη κώδικα, μια περιοχή μηνυμάτων, μια κονσόλα κειμένου, μια γραμμή εργαλείων με κουμπιά για κοινές λειτουργίες και μια σειρά μενού.

4.2 Sketches

Τα προγράμματα που γράφτηκαν με την χρήση λογισμικού Arduino(IDE) ονομάζονται sketches. Γράφονται στο πρόγραμμα επεξεργασίας κειμένου και αποθηκεύονται με την επέκταση αρχείου .ino. Το πρόγραμμα επεξεργασίας έχει δυνατότητες για αποκοπή/επικόλληση και για αναζήτηση /αντικατάσταση κειμένου. Η περιοχή μηνυμάτων παρέχει σχόλια κατά την αποθήκευση και την εξαγωγή και εμφανίζει επίσης σφάλματα. Η κονσόλα εμφανίζει την έξοδο κειμένου από το λογισμικό Arduino (IDE), συμπεριλαμβανομένων πλήρων μηνυμάτων σφάλματος και άλλων πληροφοριών. Η κάτω δεξιά γωνία του παραθύρου εμφανίζει την διαμορφωμένη πλακέτα και τη σειριακή θύρα. Τα κουμπιά της γραμμής εργαλείων, επιτρέπουν την δημιουργία, την αποθήκευση και την αποστολή των προγραμμάτων καθώς και το άνοιγμα της σειριακής οθόνης. [19]

Το πρόγραμμα επεξεργασίας έχει δυνατότητες για αποκοπή/επικόλληση και για αναζήτηση/ αντικατάσταση κειμένου. Η περιοχή μηνυμάτων παρέχει σχόλια κατά την αποθήκευση και την εξαγωγή και εμφανίζει επίσης σφάλματα. Η κονσόλα εμφανίζει την έξοδο κειμένου από το λογισμικό Arduino (IDE), συμπεριλαμβανομένων πλήρων μηνυμάτων σφάλματος και άλλων πληροφοριών. Η κάτω δεξιά γωνία του παραθύρου εμφανίζει την διαμορφωμένη πλακέτα και τη σειριακή θύρα. Τα κουμπιά της γραμμής εργαλείων, επιτρέπουν την δημιουργία, την αποθήκευση και την αποστολή των προγραμμάτων καθώς και το άνοιγμα της σειριακής οθόνης. [19]

Η γραμμή εντολών φαίνεται στην εικόνα 4.1.








Εικόνα 4.1 Γραμμή εντολών [19]

Το κάθε πλήκτρο περιγράφεται στον πίνακα 4.1 που ακολουθεί.

Πίνακας 4.1 Περιγραφή πλήκτρων

	Verify	Ελέγχει τον κώδικα για τυχόν σφάλματα
-------------------------------------------------------------------------------------	--------	---------------------------------------

	Upload	Αποστέλλει τον κώδικα στην πλακέτα
	New	Δημιουργεί ένα νέο σκίτσο
	Open	Προβάλλει ένα μενού με όλα τα sketches. Κάνοντας κλικ σε ένα από αυτά, το ανοίγει μέσα στο τρέχων παράθυρο αντικαθιστώντας το περιεχόμενο του
	Save	Αποθηκεύει το sketch
	Serial Monitor	Ανοίγει την σειριακή οθόνη

Πρόσθετες εντολές βρίσκονται στις πέντε επιλογές του μενού: Αρχείο, Επεξεργασία, Σχέδιο, Εργαλεία, Βοήθεια. Τα μενού είναι ευαίσθητα στο περιβάλλον, πράγμα που σημαίνει ότι είναι διαθέσιμα μόνο εκείνα τα στοιχεία που σχετίζονται με την εργασία που εκτελείται την δεδομένη χρονική στιγμή.

Αρχείο

- **Δημιουργία:** Δημιουργεί ένα νέο στιγμιότυπο του επεξεργαστή, με την ελάχιστη δομή ενός sketch που είναι ήδη σε ισχύ.
- **Άνοιγμα:** Επιτρέπει την φόρτωση ενός αρχείου sketch κατά την περιήγηση στις μονάδες δίσκου και τους φακέλους του υπολογιστή.
- **Άνοιγμα Προσφάτου:** Παρέχει μια σύντομη λίστα με τα πιο πρόσφατα sketches, έτοιμα για άνοιγμα.
- **Sketchbook:** Εμφανίζει τα τρέχοντα sketches στην δομή του Sketchbook. Κάνοντας κλικ σε οποιοδήποτε όνομα, ανοίγει το αντίστοιχο σκίτσο σε ένα νέο παράδειγμα επεξεργασίας.
- **Παραδείγματα:** Οποιοδήποτε παράδειγμα παρέχεται από το λογισμικό Arduino (IDE) ή την βιβλιοθήκη, εμφανίζεται σε αυτό το στοιχείο μενού. Όλα τα παραδείγματα είναι δομημένα σε ένα δέντρο που επιτρέπει την εύκολη πρόσβαση ανά θέμα ή βιβλιοθήκη.
- **Κλείσιμο:** Κλείνει την παρουσία του λογισμικού Arduino από την οποία γίνεται κλικ.
- **Αποθήκευση:** Αποθηκεύει το sketch με το τρέχον όνομα. Εάν το αρχείο δεν έχει ονομαστεί πριν, θα δοθεί ένα όνομα σε ένα παράθυρο “Αποθήκευση ως...”
- **Αποθήκευση ως:** Επιτρέπει την αποθήκευση του τρέχοντος sketch με διαφορετικό όνομα.
- **Ρύθμιση σελίδας:** Εμφανίζει το παράθυρο Page Setup για εκτύπωση.

- **Εκτύπωση:** Στέλνει το τρέχων sketch στον εκτυπωτή σύμφωνα με τις ρυθμίσεις που ορίζονται στο Page Setup.
- **Προτιμήσεις:** Ανοίγει το παράθυρο Προτιμήσεις, όπου ορισμένες ρυθμίσεις του IDE μπορούν να προσαρμοστούν, ως γλώσσα της διεπαφής IDE.
- **Έξοδος:** Κλείνει όλα τα παράθυρα IDE. Τα ίδια sketches που ανοίγουν όταν επιλέχτηκε το Quit θα ανοίξουν ξανά αυτόματα την επόμενη φορά που θα ξεκινήσετε το IDE.

Επεξεργασία

- **Αναίρεση/Επανάληψη:** Επιστρέφει ένα ή περισσότερα βήματα που έγιναν κατά την διάρκεια της επεξεργασίας.
- **Αποκοπή:** Αφαιρεί το επιλεγμένο κείμενο από το πρόγραμμα επεξεργασίας και το τοποθετεί στο πρόχειρο.
- **Αντιγραφή:** Αντιγράφει το επιλεγμένο κείμενο στο πρόγραμμα επεξεργασίας και το τοποθετεί στο πρόχειρο.
- **Αντιγραφή για φόρουμ:** Αντιγράφει τον κώδικα του sketch στο πρόχειρο, σε μια φόρμα κατάλληλη για ανάρτηση στο φόρουμ, με συντακτικό χρωματισμό.
- **Αντιγραφή ως HTML:** Αντιγράφει τον κώδικα του σκίτσου σας στο πρόχειρο ως HTML, κατάλληλο για ενσωμάτωση σε ιστοσελίδες.
- **Επικόλληση:** Τοποθετεί τα περιεχόμενα του πρόχειρου στη θέση του δρομέα, στο πρόγραμμα επεξεργασίας.
- **Επιλογή Όλων:** Επιλέγει και επισημαίνει ολόκληρο το περιεχόμενο του προγράμματος επεξεργασίας.
- **Σχολιασμός/Αποσχολιασμός:** Βάζει ή αφαιρεί τον δείκτη σχολίου (//) στην αρχή κάθε επιλεγμένης γραμμής.
- **Αύξησης/ Μείωσης εσοχής:** Προσθέτει ή αφαιρεί ένα κενό στην αρχή κάθε επιλεγμένης γραμμής, μετακινώντας το κείμενο κατά ένα κενό στα δεξιά ή εξαλείφοντας ένα κενό στην αρχή.
- **Αναζήτηση:** Ανοίγει το παράθυρο εύρεση και αντικατάσταση όπου μπορεί να γίνει αναζήτηση μέσα στο τρέχων sketch σύμφωνα με διάφορες επιλογές.
- **Εύρεση επόμενου:** Επισημαίνει την επόμενη εμφάνιση – εάν υπάρχει – της συμβολοσειράς που έχει καθοριστεί ως το στοιχείο αναζήτησης στο παράθυρο Εύρεση, σε σχέση με την θέση του δρομέα.
- **Εύρεση προηγούμενου:** Επισημαίνει την προηγούμενη εμφάνιση – εάν υπάρχει – της συμβολοσειράς που έχει καθοριστεί ως το στοιχείο αναζήτησης στο παράθυρο Εύρεση σε σχέση με την θέση του δρομέα.

Σχέδιο

- **Επικύρωση/ Μεταγλώττιση:** Ελέγχει το sketch για τυχόν σφάλματα κατά την σύνταξη του. Αναφέρει τη χρήση μνήμης για τον κώδικα και μεταβλητές στην περιοχή της κονσόλας.
- **Ανέβασμα:** Μεταγλωττίζει και φορτώνει το δυαδικό αρχείο στην διαμορφωμένη πλακέτα μέσω της διαμορφωμένης θύρας.
- **Ανέβασμα μέσω προγραμματιστή:** Αυτό θα αντικαταστήσει το bootloader στον πίνακα. Θα πρέπει να ακολουθηθεί η διαδικασία Tools ~>Burn~>Bootloader για να επιστρέψει στην αρχική του κατάσταση και να μεταφορτωθεί ξανά στη σειριακή θύρα USB. Ωστόσο, υπάρχει η δυνατότητα να χρησιμοποιηθεί πλήρως η χωρητικότητα της μνήμης Flash για το sketch. Επιπλέον, η χρήση αυτής της εντολής δεν καίει τις ασφάλειες. Για να επιτευχθεί αυτό, πρέπει να εκτελεστεί μια εντολή Tools ~>Burn Bootloader.
- **Εξαγωγή μεταγλωττισμένου δυαδικού:** Αποθηκεύει ένα αρχείο .hex που μπορεί να διατηρηθεί ως αρχείο ή να αποσταλεί στον πίνακα χρησιμοποιώντας άλλα εργαλεία.
- **Εμφάνιση φακέλου σχεδίου:** Ανοίγει τον τρέχοντα φάκελο σκίτσων.
- **Συμπερίληψη Βιβλιοθήκης:** Προσθέτει μια βιβλιοθήκη στο sketch εισάγοντας προτάσεις #include στην αρχή του κώδικα. Επιπρόσθετα, από αυτό το στοιχείο μενού παρέχεται η δυνατότητα πρόσβασης στην Διαχείριση βιβλιοθήκης όπου μπορούν να εισαχθούν νέες βιβλιοθήκες από αρχεία .zip.
- **Προσθήκη αρχείου:** Προσθέτει ένα συμπληρωματικό αρχείο στο sketch (θα αντιγραφεί από την τρέχουσα θέση του). Το αρχείο αποθηκεύεται στο data υποφάκελο του sketch, όπου προορίζεται για στοιχεία όπως η τεκμηρίωση. Τα περιεχόμενα του data υποφακέλου δεν είναι μεταγλωττισμένα, επομένως δεν γίνονται μέρος του προγράμματος sketch.

Εργαλεία

- **Διαμόρφωση:** Αυτή η εντολή μορφοποιεί τον κώδικα, δηλαδή δημιουργεί εσοχές έτσι ώστε οι σγουρές αγκύλες ανοίγματος και κλεισίματος να ευθυγραμμίζονται και οι δηλώσεις μέσα στις σγουρές αγκύλες να έχουν μεγαλύτερη εσοχή.
- **Αρχειοθέτηση σχεδίου:** Αρχειοθετεί ένα αντίγραφο του τρέχοντος σκίτσου σε μορφή .zip. Το αρχείο τοποθετείται στον ίδιο κατάλογο με το sketch.
- **Διόρθωση Κωδικοποίησης & Επαναφόρτωση:** Διορθώνει πιθανές ασυμφωνίες μεταξύ της κωδικοποίησης χαρακτήρων του επεξεργαστή και των χαρτών χαρακτήρων άλλων λειτουργικών συστημάτων.
- **Παρακολούθηση σειριακής:** Ανοίγει το παράθυρο σειριακής οθόνης και ξεκινά την ανταλλαγή δεδομένων με οποιαδήποτε συνδεδεμένη πλακέτα στην τρέχουσα επιλεγμένη θύρα. Αυτό συνήθως επαναφέρει την πλακέτα, εάν η πλακέτα υποστηρίζει επαναφορά μέσω ανοίγματος σειριακής θύρας.
- **Πλακέτα:** Γίνεται η επιλογή της πλακέτας που χρησιμοποιείται.
- **Θύρα:** Αυτό το μενού περιέχει όλες τις σειριακές συσκευές (πραγματικές και εικονικές). Θα πρέπει να ανανεώνεται αυτόματα κάθε φορά που πραγματοποιείται άνοιγμα του μενού εργαλείων ανώτατου επιπέδου.

- **Προγραμματιστής:** Για την επιλογή προγραμματιστή υλικού κατά τον προγραμματισμό μιας πλακέτας ή ενός τσιπ και όχι τη χρήση της ενσωματωμένης σειριακής σύνδεσης USB.
- **Γράψιμο Bootloader:** Τα στοιχεία σε αυτό το μενού επιτρέπουν την εγγραφή ενός bootloader στον μικροελεγκτή σε μια πλακέτα Arduino. Αυτό δεν απαιτείται για την κανονική χρήση μιας πλακέτας Arduino, αλλά είναι χρήσιμο εάν υπάρξει ένας νέος μικροελεγκτής όπως για παράδειγμα ο ATmega, ο οποίος συνήθως διατίθεται χωρίς φορτωτή εκκίνησης.

Βοήθεια

Στο μενού βοήθεια υπάρχουν διάφορα έγγραφα που συνοδεύουν το λογισμικό Arduino (IDE). Έχετε πρόσβαση στο Getting Started, Reference, τον οδηγό για το ID. Εκεί άλλα έγγραφα τα οποία δεν απαιτούν σύνδεση στο διαδίκτυο. Τα έγγραφα αποτελούν αντίγραφο των ηλεκτρονικών και ενδέχεται να συνδέονται στον διαδικτυακό ιστότοπο.

- **Εύρεση στην αναφορά:** Αυτή είναι η μόνη διαδραστική λειτουργία του μενού βοήθεια, όπου επιλέγει απευθείας τη σχετική σελίδα στο αντίγραφο της αναφοράς για τη συνάρτηση ή την εντολή κάτω από τον κέρσορα.

Sketchbook

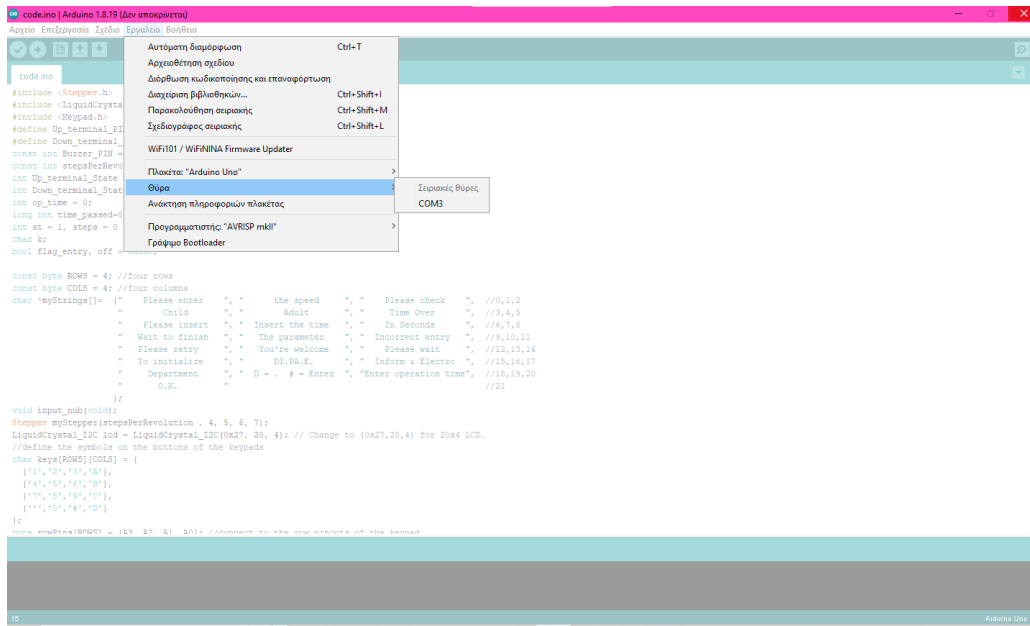
Το λογισμικό Arduino (IDE) χρησιμοποιεί την έννοια του βιβλίου σχεδίων. Αφορά ένα μέρος όπου αποθηκεύονται τα προγράμματα (sketches). Το άνοιγμα αυτών μπορεί να γίνει από το μενού **Αρχείο** ~>**Βιβλίο** ή από το κουμπί **Άνοιγμα στην γραμμή εργαλείων**. Την πρώτη φορά που θα εκτελεστεί το λογισμικό Arduino, θα δημιουργήσει αυτόματα έναν κατάλογο για το βιβλίων σχεδίων. Υπάρχει η δυνατότητα να γίνει αλλαγή της θέσης της θέσης του βιβλίου σχεδίων από το παράθυρο διαλόγου **Προτιμήσεις**.

Καρτέλες, πολλαπλά αρχεία και μεταγλώττιση

Προσφέρει την επιλογή διαχειρισμού των sketches με περισσότερα από ένα αρχεία (καθένα από τα οποία εμφανίζεται στη δική του καρτέλα). Αυτά μπορεί να είναι κανονικά αρχεία κώδικα Arduino (χωρίς ορατή επέκταση), αρχεία C (επέκταση .c), αρχεία C++ (.cpp) ή αρχεία κεφαλίδας (.h).

Πριν από την μεταγλώττιση του sketch, όλα τα κανονικά αρχεία κώδικα Arduino του sketch (.ino, .pde) συνενώνονται σε ένα μόνο αρχείο ακολουθώντας τη σειρά με την οποία εμφανίζονται οι καρτέλες. Οι άλλοι τύποι αρχείων μένουν ως έχουν.

Uploading (Ανέβασμα)



Εικόνα 4.2 Στιγμιότυπο εύρεσης θύρας

Πριν γίνει αποστολή του sketch στην πλακέτα, πρέπει να ακολουθηθούν τα εξής βήματα με την σωστή σειρά, **Εργαλεία ~>Πίνακας και Εργαλεία ~>Θύρα**. Σε MAC περιβάλλον, η σειριακή θύρα είναι πιθανώς στο path/dev/tty.usbmodem241 (for an UNO or Mega2560 or Leonardo) or /dev/tty.Usbserial-1B1 (for a Duemilanove or earlier USB board), or /dev/tty.USA19QW1b1P1.1 (for a serial board connected with a Keyspan USB-to-Serial adapter). Σε περιβάλλον Windows είναι πιθανώς COM1 ή COM2 (για σειριακή πλακέτα) ή COM4, COM5, COM7 ή και μεγαλύτερο (για πλακέτα USB). Σε LINUX θα πρέπει να είναι /dev/ttyACMx , /dev/ttyUSBxή παρόμοιο. Αφού γίνει η σωστή επιλογή της κατάλληλης θύρας, ακολουθεί το κουμπί αποστολής στη γραμμή εργαλείων ή κάνοντας κλικ στο στοιχείο **Μεταφόρτωση** από το μενού **Σκίτσο**. Οι τρέχουσες πλακέτες Arduino διαθέτουν αυτόματη επαναφορά και θα ξεκινήσουν τη μεταφόρτωση. Με παλαιότερους πίνακες (προ-Diecimila) που δεν έχουν αυτόματη επαναφορά, θα πρέπει να γίνει κλικ στο κουμπί επαναφοράς στον πίνακα λίγο πριν ξεκινήσει η μεταφόρτωση. Στους περισσότερους πίνακες, θα δείτε τα LEDRX και TX να αναβοσβήνουν καθώς γίνεται η αποστολή του sketch. Το λογισμικό Arduino(IDE) θα εμφανίσει ένα μήνυμα όταν ολοκληρωθεί η μεταφόρτωση ή θα εμφανίσει ένα σφάλμα. [23]

Κατά την διαδικασία αποστολής του sketch, χρησιμοποιείται ο bootloader Arduino, ένα πρόγραμμα που έχει φορτωθεί στον μικροελεγκτή της πλακέτας. Παρέχεται η δυνατότητα να γίνει η αποστολή του κώδικα χωρίς την χρήση πρόσθετου υλικού. Ο bootloader παραμένει ανοιχτός για μερικά δευτερόλεπτα κατά την διαδικασία επαναφοράς της πλακέτας και τότε ξεκινά το πιο πρόσφατο sketch που ανέβηκε στον μικροελεγκτή. Ο φορτωτής εκκίνησης θα αναβοσβήνει το ενσωματωμένο LED (ακίδα 13) όταν ξεκινά, δηλαδή όταν η πλακέτα επαναφέρει. [23]

Βιβλιοθήκες

Οι βιβλιοθήκες παρέχουν επιπλέον λειτουργικότητα για χρήση στα sketch π.χ. εργασία με υλικό ή χειρισμό δεδομένων. Για να χρησιμοποιηθεί μια βιβλιοθήκη σε ένα sketch, επιτυγχάνεται κάνοντας κλικ από το μενού **Σκίτσο** ~> **Εισαγωγή Βιβλιοθήκης**. Με τον τρόπο αυτό, θα εισαχθούν μία ή περισσότερες δηλώσεις **#include** στο επάνω μέρος του σκίτσου και θα μεταγλωττίσει τη βιβλιοθήκη με το σκίτσο. Επειδή οι βιβλιοθήκες μεταμορφώνονται στον πίνακα με το σκίτσο, αυξάνουν το χώρο που καταλαμβάνει. Εάν ένα σκίτσο δεν χρειάζεται πλέον βιβλιοθήκη, διαγράφετε απλώς τις δηλώσεις του **#include** από την κορυφή του κώδικα.

Υπάρχει μια λίστα βιβλιοθηκών στην αναφορά. Ορισμένες βιβλιοθήκες περιλαμβάνονται στο λογισμικό Arduino. Ωστόσο μπορούν και να ληφθούν από διάφορες πηγές ή μέσω της Διαχείρισης της Βιβλιοθήκης. [19]

Υλικό τρίτων κατασκευαστών

Η υποστήριξη για υλικό τρίτων μπορεί να προστεθεί στον κατάλογο υλικού του καταλόγου σας. Οι πλατφόρμες που είναι εγκαταστημένες εκεί μπορεί να περιλαμβάνουν ορισμούς πλακέτας (που εμφανίζονται στο μενού του πίνακα), βιβλιοθήκες πυρήνων, φορτωτές εκκίνησης και ορισμούς προγραμματιστή. Για εγκατάσταση, πρέπει να γίνει δημιουργία του καταλόγου υλικού και στην συνέχεια, αποσυμπίεση της πλατφόρμας τρίτων στον δικό της υποκατάλογο. Δεν πρέπει να χρησιμοποιείται το “Arduino” ως όνομα καταλόγου, διαφορετικά θα γίνει παράκαμψη της ενσωματωμένης πλατφόρμας Arduino. Για να γίνει απεγκατάσταση, χρειάζεται απλώς η διαγραφή του καταλόγου του. [19]

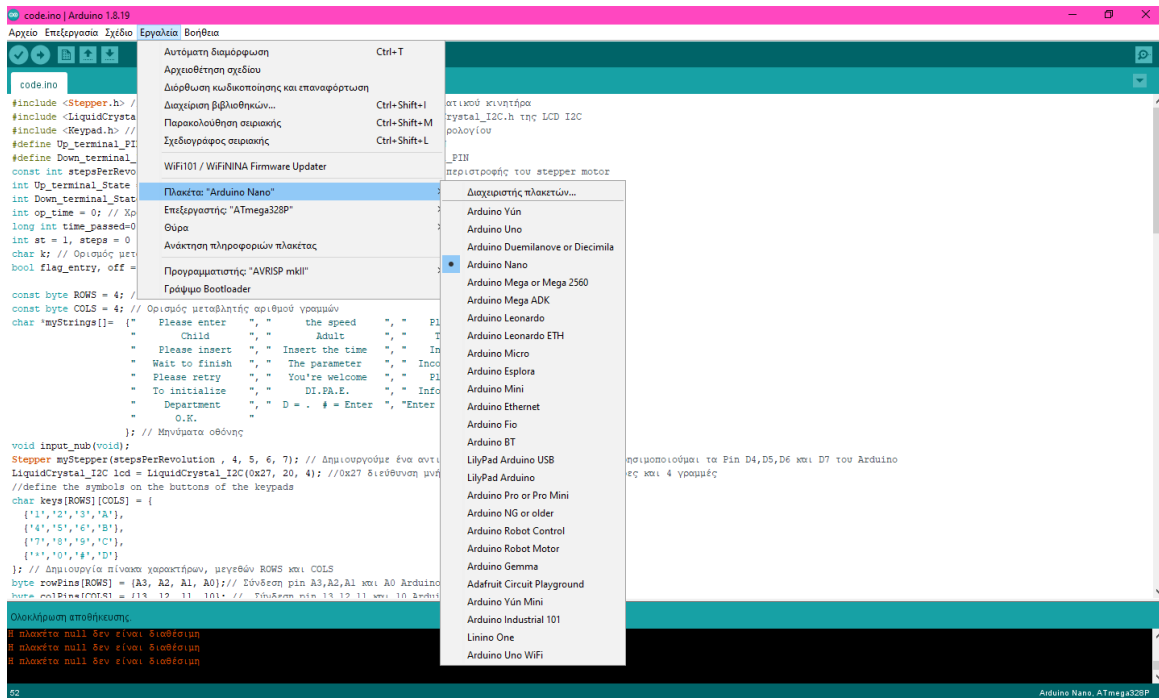
Σειριακή οθόνη

Εμφανίζει την σειρά που αποστέλλεται από την πλακέτα Arduino μέσω USB ή σειριακής υποδοχής. Για να σταλούν δεδομένα στον πίνακα, πληκτρολογείτε το κείμενο και στην συνέχεια πρέπει να γίνει κλικ στο κουμπί “αποστολή” ή πατώντας το enter. Έπειτα, γίνεται επιλογή του ρυθμού baud από το αναπτυσσόμενο μενού που ταιριάζει με τον ρυθμό που μεταβιβάστηκε στο **Serial.begin** στο sketch. Σε περιβάλλον όπως Windows, Mac ή Linux η πλακέτα θα επαναφέρει (θα ξανατρέξει το σκίτσο) όταν συνδεθεί με την σειριακή οθόνη. Η σειριακή οθόνη δεν επεξεργάζεται χαρακτήρες ελέγχου. Εάν το sketch χρειάζεται πλήρη διαχείριση της σειριακής επικοινωνίας με χαρακτήρες ελέγχου, μπορεί να χρησιμοποιηθεί ένα πρόγραμμα εξωτερικού τερματικού και στην συνέχεια να συνδεθεί στη θύρα COM που έχει εκχωρηθεί στην πλακέτα Arduino. [19]

Προτιμήσεις

Ορισμένες προτιμήσεις μπορούν να οριστούν στο παράθυρο διαλόγου προτιμήσεων (βρίσκονται στο μενού **Arduino** στο Mac ή στο **Αρχείο** σε Windows και Linux). Τα υπόλοιπα βρίσκονται στο αρχείο προτιμήσεων, η θέση του οποίου εμφανίζεται στο παράθυρο διαλόγου προτιμήσεων. [19]

Υποστήριξη Γλωσσών



Εικόνα 4.4 Στιγμιότυπο επιλογής κατάλληλης πλακέτας

Η επιλογή της πλακέτας χωρίζεται σε δύο κατηγορίες. Από την μία ορίζει τις παραμέτρους (π.χ. ταχύτητα CPU και ρυθμός baud) που χρησιμοποιούνται κατά τη μεταγλώττιση και τη μεταφόρτωση των sketches. Από την άλλη, ορίζει τις ρυθμίσεις του αρχείου και των ασφαλειών που χρησιμοποιούνται από την εντολή **Burn bootloader**. Ορισμένοι από τους ορισμούς της πλακέτας διαφέρουν μόνο στο τελευταίο, οπότε ακόμα κι αν στάλθηκε με επιτυχία μια συγκεκριμένη επιλογή, θα πρέπει να ελεγχθεί πριν γίνει η εγγραφή του bootloader.

Το λογισμικό Arduino (IDE) περιλαμβάνει την ενσωματωμένη υποστήριξη για τις πλακέτες στην παρακάτω λίστα, όλα είναι βασισμένα στον πυρήνα AVR. Το **Boards Manager** που περιλαμβάνεται στην τυπική εγκατάσταση επιτρέπει την προσθήκη υποστήριξης για τον αυξανόμενο αριθμό νέων πλακετών που βασίζονται σε διαφορετικούς πυρήνες όπως Arduino Due, Arduino Zero, Edison, Galileo και ούτω καθεξής. [19]

- **Arduino Yun:** Διαθέτει έναν ATmega32u4 της τάξης των 16MHz με αυτόματη επαναφορά, 12 αναλογικές εισόδους, 20 ψηφιακές εισόδους/ εξόδους και 7 PWM.
- **Arduino Uno:** Διαθέτει έναν ATmega328P της τάξης των 16MHz με αυτόματη επαναφορά, 6 αναλογικές εισόδους, 14 ψηφιακές εισόδους/ εξόδους και 6 PWM.
- **Arduino Diecimila ή Duemilanove με ATmega168:** Διαθέτει έναν ATmega168 της τάξης των 16MHz με αυτόματη επαναφορά.
- **Arduino Nano με ATmega328:** Διαθέτει έναν ATmega328 της τάξης των 16MHz με αυτόματη επαναφορά και 8 αναλογικές εισόδους.
- **Arduino Mega2560:** Διαθέτει έναν ATmega2560 της τάξης των 16MHz με αυτόματη επαναφορά, 16 αναλογικές εισόδους, 54 ψηφιακές εισόδους/ εξόδους και 15 PWM.
- **Arduino Mega:** Διαθέτει έναν ATmega1280 της τάξης των 16MHz με αυτόματη επαναφορά, 16 αναλογικές εισόδους, 54 ψηφιακές εισόδους/ εξόδους και 15 PWM.

- **Arduino MegaADK:** Διαθέτει έναν ATmega2560 της τάξης των 16MHz με αυτόματη επαναφορά, 16 αναλογικές εισόδους, 54 ψηφιακές εισόδους/ εξόδους και 15 PWM.
- **Arduino Leonardo:** Διαθέτει έναν ATmega32u4 της τάξης των 16MHz με αυτόματη επαναφορά, 12 αναλογικές εισόδους, 20 ψηφιακές εισόδους/ εξόδους και 7 PWM.
- **Arduino Micro:** Διαθέτει έναν ATmega32u4 της τάξης των 16MHz με αυτόματη επαναφορά, 12 αναλογικές εισόδους, 20 ψηφιακές εισόδους/ εξόδους και 7 PWM.
- **Arduino Esplora:** Διαθέτει έναν ATmega32u4 της τάξης των 16MHz με αυτόματη επαναφορά.
- **Arduino Mini:** Διαθέτει έναν ATmega328P της τάξης των 16MHz με αυτόματη επαναφορά, 8 αναλογικές εισόδους, 14 ψηφιακές εισόδους/ εξόδους και 6 PWM
- **Arduino Ethernet:** Αντίστοιχο με το Arduino UNO με ασπίδα Ethernet: Διαθέτει έναν ATmega328P της τάξης των 16MHz με αυτόματη επαναφορά, 6 αναλογικές εισόδους, 14 ψηφιακές εισόδους/ εξόδους και 6 PWM.
- **Arduino Fio:** Διαθέτει έναν ATmega328P της τάξης των 8MHz με αυτόματη επαναφορά. Ισοδυναμεί με το Arduino Pro ή το Pro Mini (3.3V, 8MHz) 6 αναλογικές εισόδους, 14 ψηφιακές εισόδους/ εξόδους και 6 PWM.
- **Arduino BT:** Διαθέτει έναν ATmega328P της τάξης των 16MHz. Ο φορτωτής εκκίνησης που εγγράφηκε (4KB) περιλαμβάνει κωδικούς για την προετοιμασία της ενσωματωμένης μονάδας Bluetooth, 6 αναλογικές εισόδους, 14 ψηφιακές εισόδους/ εξόδους και 6 PWM.
- **Lily Pad Arduino USB:** Διαθέτει έναν ATmega32u4 της τάξης των 8MHz με αυτόματη επαναφορά, 4 αναλογικές εισόδους, 9 ψηφιακές εισόδους/ εξόδους και 4 PWM.
- **Lily Pad Arduino:** Διαθέτει έναν ATmega168 ή ATmega132 της τάξης των 8MHz με αυτόματη επαναφορά, 6 αναλογικές εισόδους, 14 ψηφιακές εισόδους/ εξόδους και 6 PWM
- **Arduino Pro ή Pro Mini (5V, 16MHz) με ATmega328P:** Διαθέτει έναν ATmega328P της τάξης των 16MHz με αυτόματη επαναφορά. Αντίστοιχο με το Arduino Duemilanove ή το Nanow/ATmega328P με 6 αναλογικές εισόδους, 14 ψηφιακές εισόδους/ εξόδους και 6 PWM.
- **Arduino NG ή παλαιότερο με ATmega168:** Διαθέτει έναν ATmega168 της τάξης των 16MHz χωρίς αυτόματη επαναφορά. Η μεταγλώττιση και η μεταφόρτωση είναι ισοδύναμη με το Arduino Diecimila ή το Duemilanove με το ATmega168, ωστόσο ο φορτωτής εκκίνησης που έχει εγγραφεί έχει πιο αργό χρονικό όριο (και αναβοσβήνει το pin13 LED τρεις φορές κατά την επαναφορά). Φέρει 6 αναλογικές εισόδους, 14 ψηφιακές εισόδους/ εξόδους και 6 PWM.
- **Έλεγχος ρομπότ Arduino:** Διαθέτει έναν ATmega328P της τάξης των 16MHz με αυτόματη επαναφορά.
- **Κινητήρας ρομπότ Arduino:** Διαθέτει έναν ATmega328P της τάξης των 16MHz με αυτόματη επαναφορά.
- **Arduino Gemma:** Διαθέτει έναν ATtiny85 της τάξης των 8MHz με αυτόματη επαναφορά, 1 αναλογική είσοδο, 3 ψηφιακές εισόδους/ εξόδους και 2 PWM.

4.3 Κώδικας Arduino

```

#include <Stepper.h> //Εντολή για να εισαχθεί η βιβλιοθήκη stepper.h του βηματικού κινητήρα
#include <LiquidCrystal_I2C.h> //Εντολή για να εισαχθεί η βιβλιοθήκη LiquidCrystal_I2C.h της
LCDI2C
#include <Keypad.h> //Εντολή για να εισαχθεί η βιβλιοθήκη Keypad.h του πληκτρολογίου
#define Up_terminal_PIN 8 //Ορισμός του PIN D8 του Arduino ως Up_terminal_PIN
#define Down_terminal_PIN 9 //Ορισμός του PIN D9 του Arduino ως Down_terminal_PIN
const int stepsPerRevolution = 200; //Ορισμός μεταβλητής αριθμού βημάτων μιας περιστροφής του
stepper motor
int Up_terminal_State = 0;
int Down_terminal_State = 0;
int op_time = 0; //Χρόνος λειτουργίας μηχανικού αναπνευστήρα
long int time_passed=0; //Χρόνος που πέρασε από την έναρξη λειτουργίας
int st = 1, steps = 0 ,i; //Ορισμός βοηθητικής μεταβλητής st και βημάτων
char k; //Ορισμός μεταβλητής που επιστρέφει την τιμή του πλήκτρου που γίνεται χρήση
bool flag_entry, off = false; //Ορισμός κατάστασης off με βοηθητική μεταβλητή boolean
const byte ROWS = 4; //Ορισμός μεταβλητής αριθμού γραμμών
const byte COLS = 4; //Ορισμός μεταβλητής αριθμού γραμμών
char *myStrings[]= {" Please enter  ", " the speed  ", " Please check  ", //0,1,2
                    " Child  ", " Adult  ", " Time Over  ", //3,4,5
                    " Please insert  ", " Insert the time  ", " In Seconds  ", //6,7,8
                    " Wait to finish  ", " The parameter  ", " Incorrect entry  ", //9,10,11
                    " Please retry  ", " You're welcome  ", " Please wait  ", //12,13,14
                    " To initialize  ", " DI.PA.E.  ", " Inform& Electro  ", //15,16,17
                    " Department  ", " D = . # = Enter  ", "Enter operation time", //18,19,20
                    " O.K.  " //21
                    }; //Μηνύματα οθόνης
void input_nub(void);
Stepper myStepper(stepsPerRevolution , 4, 5, 6, 7); //Δημιουργούμε ένα αντικείμενο της κλάσης
Stepper και χρησιμοποιούμε τα Pin D4, D5, D6 και D7 του Arduino
LiquidCrystal_I2C lcd = LiquidCrystal_I2C(0x27, 20, 4); //Ορισμός διεύθυνση μνήμης πάνω στη
πλακέτα, χαρακτήρων και γραμμών.
char keys[ROWS][COLS] = {
{'1','2','3','A'},

```

```

{'4','5','6','B'},
{'7','8','9','C'},
{'*','0','#','D'}
}; //Δημιουργία πίνακα χαρακτήρων, μεγεθών ROWS και COLS

byte rowPins[ROWS] = {A3, A2, A1, A0}; //Σύνδεση pin A3, A2, A1 και A0 Arduino στους ακροδέκτες των γραμμών

byte colPins[COLS] = {13, 12, 11, 10}; // Σύνδεση pin 13,12,11 και 10 Arduino στους ακροδέκτες των στηλών

Keypad keypad = Keypad( makeKeymap(keys), rowPins, colPins, ROWS, COLS ); //Δημιουργία keypad

void setup() { //Ο κώδικας μέσα στο void setup θα εκτελεστεί μόνο μια φορά στην αρχή του προγράμματος

Serial.begin(9600); //Ορισμός ρυθμού δεδομένων σε bits/s για τη σειριακή μετάδοση δεδομένων

lcd.init(); //Αρχικοποίηση LCD

lcd.backlight(); //Ενεργοποίηση του backlight της οθόνης

myStepper.setSpeed(200); //Συνάρτηση ορισμού ταχύτητας stepper motor σε στροφές ανά λεπτό

pinMode(Up_terminal_PIN, INPUT); //Διαμόρφωση Up terminal pin ως είσοδος

pinMode(Down_terminal_PIN, INPUT); //Διαμόρφωση Down terminal pin ως είσοδος

lcd.clear(); //Καθαρισμός οθόνης

lcd.setCursor(0,0); //Τοποθέτηση κέρσορα στην 1η στήλη και 1η γραμμή

lcd.print(myStrings[16]); //"  DLPA.E.  "

lcd.setCursor(0,1); //Τοποθέτηση κέρσορα στην 1η στήλη και 2η γραμμή

lcd.print(myStrings[17]); //"Inform & Electro"

lcd.setCursor(0,2); //Τοποθέτηση κέρσορα στην 1η στήλη και 3η γραμμή

lcd.print(myStrings[18]); //"  Department  "

delay(2000);

for(int i=0;i<20;i++){

lcd.scrollDisplayLeft();

delay(200); // Σκρολλαρισμά μηνυμάτων προς τα αριστερά

```

Κεφάλαιο 4

```
}
```

```
lcd.clear(); //Καθαρισμός οθόνης
```

```
lcd.setCursor(0,0); //Τοποθέτηση κέρσορα στην 1η στήλη και 1η γραμμή
```

```
lcd.print(myStrings[20]); //Εντολή εκτύπωσης μηνύματος "Enter operation time"
```

```
op_time = 0;
```

```
while(flag_entry == false){ //Όσο αυτό είναι false δεν έχει πατηθεί κάποιο πλήκτρο από το πληκτρολόγιο, επομένως περιμένει.
```

```
switch(st){ //Σύγκριση βοηθητικής μεταβλητής st με τις τιμές που καθορίζονται στα case
```

```
case 1: //1η περίπτωση
```

```
k = keypad.getKey(); //Επιστροφή του πλήκτρου που πατήθηκε, εάν έχει πατηθεί.
```

```
If(k){ //Έλεγχος συνθήκης και εκτέλεση ακόλουθων εντολών εάν η συνθήκη είναι αληθής
```

```
If((k>=48) && (k<=57)){ //48 είναι ο χαρακτήρας ASCII του 0 και 57 ο χαρακτήρας ASCII του 9
```

```
op_time = 10 * op_time + (k - 48);
```

```
lcd.setCursor(0,1); //Τοποθέτηση κέρσορα στην 1η στήλη και 2η γραμμή
```

```
lcd.print(op_time); //Εκτύπωση του operation time στην LCD
```

```
st = 1;
```

```
}
```

```
If(k == 35){ //Το 35 είναι το ASCII της #
```

```
st = 2;
```

```
}
```

```
break; // Εντολή εξόδου
```

```
}
```

```
break;
```

```
case 2: //2η περίπτωση
```

```
flag_entry = true; //Πατήθηκε πλήκτρο
```

```
st = 1;
```

```
break;
```

```
}
```

```
}
```

```
while((digitalRead(Down_terminal_PIN) != 0)){ //Όσο ο διακόπτης δεν είναι πατημένος θα πραγματοποιούνται βήματα
```

```

steps++;
myStepper.step(1);

}
steps =0;

for(steps=0;steps<100;steps++){
myStepper.step(-1);
}

steps=0;
delay(1000);

time_passed = millis();} //Επιστροφή millisecond που πέρασαν από τότε που το Arduino ξεκίνησε να
εκτελεί το πρόγραμμα

void loop() {
while(((millis()- time_passed)<=op_time)&& (off==false)){ //Όσο η διαφορά των μεταβλητών millis
και time_passed είναι μικρότερες από το operation time τότε συνεχίζει να λειτουργεί ο μηχανικός
αναπνευστήρας

while((steps< 1120) && (digitalRead(Up_terminal_PIN) != 0) && (off==false)){ // Όσο τα βήματα
είναι μικρότερα από 1120 και δεν είναι πατημένος ο διακόπτης Up και συνεχίζει να λειτουργεί ο
μηχανικός αναπνευστήρας

k = keypad.getKey(); //Επιστροφή του πλήκτρου που πατήθηκε,εάν έχει πατηθεί.
if (k==65 || k==66 || k==67|| k==68) //Αν πατηθούν οι χαρακτήρες A ή B ή C ή D
    {off=true;// Σταματάει η λειτουργία του αναπνευστήρα
    }
steps++;
myStepper.step(-1);

}
steps =0;
while((steps < 1120) && (digitalRead(Down_terminal_PIN) != 0)&& (off==false)){
    k = keypad.getKey();

```

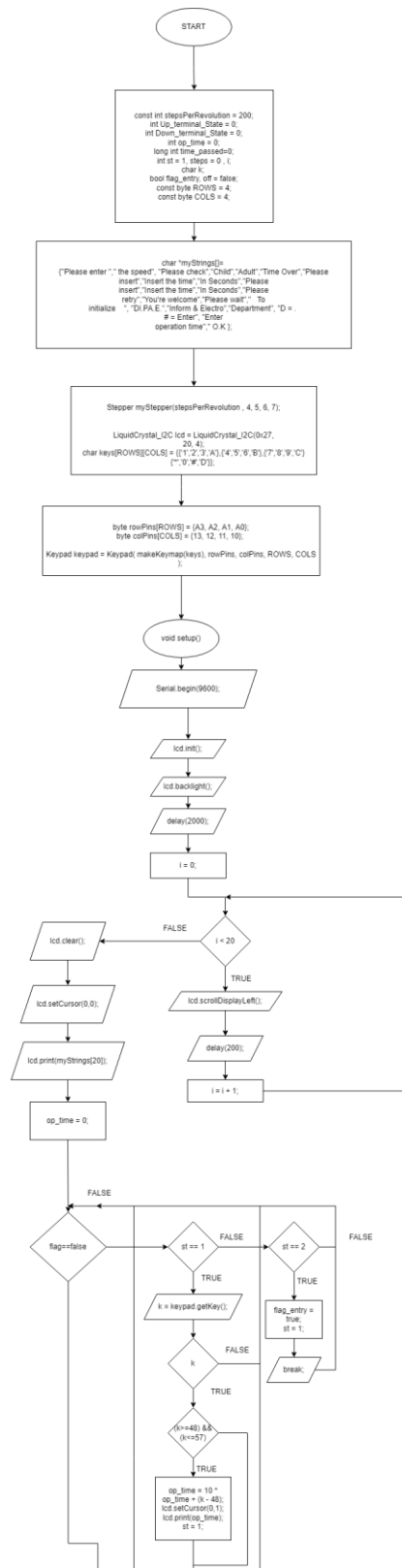
Κεφάλαιο 4

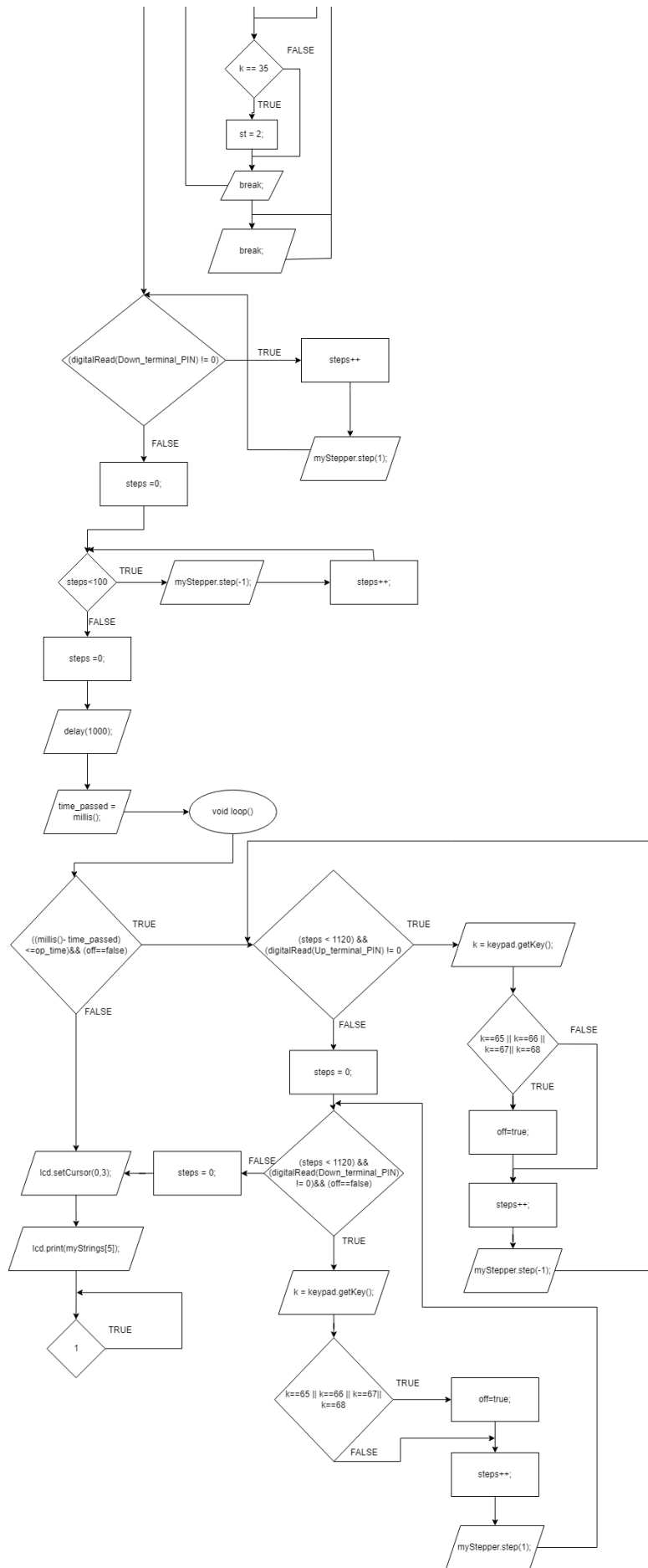
```
    if (k==65 || k==66 || k==67 || k==68)
    { off=true; //
      }
steps++;
myStepper.step(1);

}
steps =0;
}
lcd.setCursor(0,3); //Τοποθέτηση κέρσορα στην 1η γραμμή και 3η στήλη
lcd.print(myStrings[5]); //Εκτύπωση μηνύματος "Time Over"

while(1); //Infinite loop
}
```

4.4 Διάγραμμα ροής





Κεφάλαιο 5ο: Αλλαγές και Συμπεράσματα

5.1 Αλλαγές

Αρχικά, η υλοποίηση της κατασκευής ξεκίνησε χρησιμοποιώντας ένα πλαστικό κουτί (τύπου αποθήκευσης ΙΚΕΑ) με σκοπό την στήριξη του αυτοδιατεινόμενου ασκού και του μηχανισμού του. Για περαιτέρω σταθερότητα τοποθετήθηκε επιπλέον πλέξιγκλας στο άνω μέρος του κουτιού (καπάκι). Ωστόσο η πίεση που ασκούσε ο μηχανισμός κίνησης της βέργας ήταν μεγάλη και το πλαστικό άρχισε να κάμπτεται θέτοντας σε κίνδυνο την στήριξη της κατασκευής. Για τον λόγο αυτό, την θέση του πλαστικού, πήρε η ξύλινη κατασκευή συνυπολογίζοντας τις διαστάσεις του αρχικού κουτιού κατόπιν παραγγελίας. Άλλη μία σημαντική αλλαγή, ήταν η αντικατάσταση της πλαστικής βέργας με την βέργα αλουμινίου. Έπειτα από αρκετές προσπάθειες επίτευξης μεγαλύτερης δύναμης και ελαχιστοποίησης χρόνου, η πλαστική βέργα καταστράφηκε. Η καινούργια βέργα αλουμινίου φέρει τις ίδιες διαστάσεις με την προηγούμενη, με μια μικρή αύξηση πλάτους. Επιπλέον, για την ελαχιστοποίηση του χρόνου της κίνησης του αυτοδιατεινόμενου ασκού, χρησιμοποιήθηκε μεγαλύτερος βηματικός κινητήρας της τάξης των 19kg (200steps/rev) σε αντίθεση με τον αρχικό που ήταν 4.8kg (200rev/step), καθώς επίσης, αγοράστηκε μεγαλύτερος τραπεζοειδής κοχλίας (διαμέτρου 8mm). Αυτό επέφερε και τις ανάλογες αλλαγές στο Flexible Coupling Coupler. Επιπλέον, έπειτα από αρκετές δοκιμές και μετρήσεις, χρειάστηκε η επαναγορά της πλακέτας Arduino Nano καθώς υπέστη βλάβη ο επεξεργαστής. Κατά την διάρκεια του πειράματος, παρατηρήθηκε ότι η ψύκτρα που έφερε το Motor driver A4988 δεν ήταν αρκετή καθώς οι πρώτες δύο πλακέτες καταστράφηκαν. Ωστόσο, με την αντικατάσταση του Motor driver L298N και την τοποθέτηση μιας κατά πολλή μεγαλύτερης ψύκτρας το πρόβλημα αυτό επιλύθηκε. Τέλος, κατά την ολοκλήρωση της κατασκευής, διαπιστώθηκε πως η διέλευση του αέρα μέσω του σωλήνα που έφερε η μάσκα ήταν αδύνατη και έτσι επιλέχτηκε ένας ρινογαστρικός καθετήρας.

5.2 Συμπεράσματα

Ανακεφαλαιώνοντας, με την ολοκλήρωση της παρούσας πτυχιακής εργασίας, διαπιστώθηκε πως με τη σύνδεση τριών βασικών στοιχείων, αποτελούμενων από ένα μικροελεγκτή Arduino Nano, ένα Motor Driver και ένα Stepper motor φέραμε, σε πέρας, την λειτουργία του βηματικού κινητήρα και επομένως του μοχλού συμπίεσης του αυτοδιατεινόμενου ασκού. Η ολοκλήρωση του μηχανικού αναπνευστήρα, επιτεύχθηκε μόλις λάβαμε τα επιθυμητά αποτελέσματα, της κατανομής του αέρα, από τον ασκό προς την μάσκα. Για την ολοκλήρωση της εργασίας έπρεπε να συνδυάσουμε τις γνώσεις και τις τεχνοτροπίες που λάβαμε από την σχολή, κάτι το οποίο ήταν εποικοδομητικό. Σαν τελικό συμπέρασμα δεν θα μπορούσαμε να μην αναφερθούμε στην συμβολή των μηχανικών αναπνευστήρων εν καιρώ COVID-19, καθώς και στο πλεονέκτημα του σχεδιασμού του, που ουσιαστικά αυτοματοποιεί την χρήση μιας χειροκίνητης συσκευής αερισμού που χρησιμοποιείται ήδη ευρέως και είναι αποδέκτη από την ιατρική κοινότητα. Αισιόδοξο θα ήταν να πούμε πως σε κάθε ανάγκη που θα προκύψει οι μηχανικοί αναπνευστήρες θα υπάρχουν στους υγειονομικούς χώρους για να σώζουν ζωές.

5.3 Κόστος κατασκευής

Για την ολοκλήρωση της κατασκευής δαπανήθηκαν συνολικά περίπου 200 ευρώ, συμπεριλαμβανομένων των αλλαγών. Ακολουθεί αναλυτική περιγραφή στον πίνακα 5.1:

Πίνακας 5.1 Αναλυτικό κόστος κατασκευής

Υλικά	Κόστος
Πλαστικό κουτί	10.99€
Ξύλινο κουτί	30€
Αυτοδιατεινόμενος ασκός	29.90€
Πλαστική βέργα	3.40€
Βέργα αλουμινίου	1.50€
Στήριξη βέργας	0.30€
Μηχανισμός στήριξης βέργας	2€
Stepper motor (x2)	45.80€
Flexible Coupling Coupler (x3)	7.75€
Arduino breadboard	30€
Motor driver (3)	9€
CPU cooler	50€
Τροφοδοτικό	19€
Face mask (x2)	5.80€
Ρινογαστρικός καθετήρας	6.80€
Ηλεκτρονικά εξαρτήματα	3€
Βίδες	6€

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Βιβλία

- [1] [James S. Lowe, PeterG. Anderson, Stevens & Lowe's Human Histology (Fourth Edition), 2014]
- [2] [Eva Allen, Katrina Minutello, Benjamin W. Murcek, Anatomy, Head and neck, Larynx Recurrent Laryngeal Nerve, National Library of medicine, 2021]
- [3] [Clara Mihaela Ionescu, The Human Respiratory System, 2013]
- [4] [Tania Clifton Smith, Janet Rowley, Breathing pattern disorders and physiotherapy :Inspiration of our profession , 2021]
- [5] [Robert. L. Chatburn, Fundamentals of Mechanical Ventilation, 2003]
- [6] [Pooja. R. Murthy, High Frequency Ventilation, 2021]
- [7] [MarkC. Mammel MD, Sherry E. Courtney MD, in Assisted Ventilation of the Neonate (Sixth Edition), 2017]
- [8] [Αικ. Αμανίτη, «Νόμοι Αερίων και λειτουργία Εξατμιστήρων», σελ. 7, Πρακτικά 1 ου Σεμιναρίου «Αναπνοή & Θώρακας» της Εταιρείας Ανασθησιολογίας και Εντατικής Ιατρικής Β. Ελλάδος, 29 Νοεμβρίου - 1 Δεκεμβρίου, Θεσσαλονίκη, 2012]
- [9] [Mehta S, Hill NS. Noninvasive ventilation. Am J Respir Crit Care Med 2001; 163:540-577]
- [10] [Δημήτριος Ι. Σετζή, Αικατερίνη Ν. Αμανίτη, Μηχανικός αερισμός των πνευμόνων σε προνοσοκομειακό επίπεδο, Θέματα Ανασθησιολογίας και Εντατικής Ιατρικής]
- [11] [Acarney Paul, “Stepping Motors: A guide to theory and practice”, Εκδόσεις The Institute of Electrical Engineers]
- [12] [A. Sugawara, T. Kenjo, “Stepping Motors and Their Microprocessor Controls”, Oxford University Press]
- [13] [Stefanos N. Manias, Power Electronics and Motor Drive Systems,2017]
- [14] [Κ.Α Καρύμπακας, Ηλεκτρονικά Κυκλώματα,2014]

Data Sheet

- [15] [alldatasheet.com]
- [16] [<https://pdf1.alldatasheet.com/datasheetpdf/view/22440/STMICROELECTRONICS/L298N.html>]
- [17] [https://www.farnell.com/datasheets/1662717.pdf?_ga=2.160991805.1021691256.1576861318-1867060325.1576861318]

Internet Site

- [18] [Mechanical Ventilation, Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Mechanical_ventilation]

- [19] [Overview of the Arduino IDE 1, Available: <https://docs.arduino.cc/software/ide-v1/tutorials/Environment>]
- [20] [Covid-19, Available: <https://el.wikipedia.org/wiki/COVID-19>]
- [21] [<https://covid19.gov.gr/>]
- [22] [Tidal Volume –Targeted Ventilation, Available: <https://obgynkey.com/tidal-volume-targeted-ventilation>]
- [23] [Different Types of Arduino Boards, Available: <https://circuitdigest.com/article/different-types-of-arduino-boards>]
- [24] [Arduino, Available: <https://www.circuitstoday.com>]
- [25] [Arduino Nano, Available:https://en.wikipedia.org/wiki/Arduino_Nano]
- [26] [Ventilator, Available: <https://en.wikipedia.org/wiki/Ventilator>]
- [27] [Papavasiliopoulou, F. (2015). AIRWAY MANAGEMENT IN THE ICU [Chapter]. In Koutsoukou, A., Vasileiadis, I., Rovina, N., Pontikis, K., Ntaganou, M., Avgeropoulou, S., Kyriakopoulou, & Romanou, V. 2015. Βασικές αρχές εντατικής θεραπείας [Undergraduate textbook]. Kallipos, Open Academic Editions. chapter 31, Available: <http://hdl.handle.net/11419/5931>]
- [28] [MPS Proprietary Information, Stepper Motors Basics: Types, Uses and Working Principles, 2022, Available: <https://www.monolithicpower.com/en/stepper-motors-basics-types-uses>]
- [29] [Chris Woodord, Stepper motors, 2021, Available: <https://www.explainthatstuff.com/how-stepper-motors-work.html>]
- [30] [Bill Earl , All About Stepper, 2014, Bill Earl , All About Stepper, 2014, Bill Earl , All About Stepper, 2014, Available, <https://learn.adafruit.com/all-about-stepper-motors?view=all>]
- [31] [T. KHAREENDRAN, Arduino with Keypad Tutorial, <https://www.circuitbasics.com/how-to-set-up-a-keypad-on-an-arduino>]
- [32] [Hitachi, Ltd., HD44780U (LCD-II), 1998 ,Γιάννης Πλευριτάκης, Διασύνδεση του I2C LCD με το Arduino, 2021]
- [33] [Arduino, Available: <https://el.wikipedia.org/wiki/Arduino>]
- [34] [http://daskalosa.eu/physics_st/st_fysika_07_anapneustiko_systema.html]
- [35] [<https://www.tsioulos-ori.gr/pathiseis/miti/>]
- [36] [<https://sites.google.com/site/olgapappasite/katwtero-anapneustiko/tracheia-kai-bronchoi>]
- [37] [<https://medinova.gr/poies-einai-oi-aities-nerou-stous-pneymones>]
- [38] [<https://grobotronics.com/stepper-motor-57bygh627-19kg.cm.html>]
- [39] [<https://illustrationprize.com/el/560-permanent-magnet-stepper-motor.html>]
- [40] [<https://www.elprocus.com/what-is-hybrid-stepper-motor-working-its-applications>]
- [41] [<https://www.digikey.be/nl/articles/psoc-3-stepper-motor-control-with-precision-microstepping>]
- [42] [<https://chapelierfou.org/blog/converting-a-unipolar-stepper-to-bipolar.html>]

[43] [<https://www.robotistan.com/20x4-lcd-display-blue-display-with-i2c-solder>]

[44] [<https://thecodeprogram.com/h-bridge-circuit-and-control-a-dc-motor>]

[45] [<https://vayuyaan.com/blog/everything-you-want-to-know-about-1298n>]

Paper in Conference Proceedings

[46] [Robert M Kacmarek, Respiratory Care August 2011, 56 (8) 1170-1180]

[47] [Dalziel J. On sleep and apparatus for promoting artificial respiration. Br Assoc Adv Sci 1838;1:127]

[48][Katz JA, Marks JD. Inspiratory work with and without continuous positive airway pressure in patients with acute respiratory failure. Anesthesiology 1985; 63:598-607]

[49] [Fessler HE, Brower RG, Wise RA, et al. Mechanism of reduced LV afterload by systolic and diastolic positive pleural pressure. J ApplPhysiol 1988; 65:1244-1250]

[50][Diaz Lobato S, MayoralasAlises S. [Noninvasive ventilation]. Arch Bronconeumol 2003; 39:566-579]

[51] [Mehta S, Jay GD, Woolard RH, et al. Randomized, prospective trial of bilevel versus continuous positive airway pressure in acute pulmonary edema. Crit Care Med 1997; 25:620-628]

[52] [Non-Invasive Respiratory Support a practical handbook. 3rd ed. London: HodderArnold, 2007]

[53] [Willatts SM. Alternative modes of ventilation. Part I. Disadvantages of controlled mechanical ventilation: intermittent mandatory ventilation. Intensive Care Med. 1985;11(2):51-5.DOI: 10.1007/BF00254773. PMID: 3886740.]

[54] [Andriolo BN, Andriolo RB, Saconato H, Atallah ÁN, Valente O. Early versus late tracheostomy for critically ill patients. Cochrane Database Syst Rev. 2015 Jan 12;1(1):CD007271. DOI: 10.1002/14651858.CD007271.pub3. PMID: 25581416; PMCID: PMC6517297]

[55] [Spyropoulos, V. (2015). Συστήματα υποστήριξης Αναπνευστικής και Νεφρικής Λειτουργίας στις ΜΕΘ [Chapter]. In Spyropoulos, V. 2015. Εισαγωγή στην τεχνολογία χειρουργείου, εντατικής και επείγουσας ιατρικής <http://hdl.handle.net/11419/3027>]

[56] [Nikola Zlatanov, Arduino and Open Source Computer Hardware and Software, November 2015, DOI:10.13140/RG.2.1.1071.7849]

[57] [A.C. Gheorghe, C.I. Stoica, Wireless Weather Station Using Arduino Mega and Nano, DOI: 10.2478/sbeef-2021-0008]

[58] [Adil Rehman and S.S. Ashraf, Efficient Arduino Nano based Dustbin Management System, DOI: 10.7492/IJAEC.2020.015]

[59] [Slutsky AS. History of Mechanical Ventilation. From Vesalius to Ventilator-induced Lung Injury. Am J Respir Crit Care Med. 2015 May 15;191(10):1106-15. DOI: 10.1164/rccm.201503-0421PP. PMID: 25844759.]

Journal Articles

- [60] [Ann Am Thorac Soc, 2021, Mechanical –Ventilation Supply and Options for the COVID-19 Pandemic. Leveraging All Available Resources for a Limited Resource in Crisis.,[e-journal],18(3),pp.408-416 , <https://doi.org/10.1513/AnnalsATS.202004-317CME>]
- [61] [K.J Anderson, M. Henneberg, R.M Norris, Anatomy of the nasal profile, Journal of Anatomy, [e-journal], pp.210-216, <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2008.00924.x>]
- [62] [Paul W. Furlow, Douglas J. Mathisen, Surgical anatomy of the trachea, Annals of Cardiothoracic Surgery, [e-journal], pp.255-260, DOI:[10.21037/acs.2018.03.01](https://doi.org/10.21037/acs.2018.03.01)]
- [63] [Dr James Ling, Respiratory bronchiole, Radiopaedia, [e-journal], <https://doi.org/10.53347/rID-54560>]
- [64] [Joseph F.Tomashefski Jr.MD, Anatomy and Histology of the Lung, Springer, [e-journal], DOI: 10.1007/978-0-387-68792-6_2]
- [65] [Mechanical Ventilation,American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, [e-journal <https://doi.org/10.1164/rccm.1962P3>]
- [66] [Dr.T.Rajini Samuel M.D*, Application of Modified Derived Equations of Motion of Respiratory Mechanics in the Interpretation of Ventilator Graphics,[e-journal], pp. 20-36, <https://arcjournals.org/pdfs/ijcclm/v7-i1/3.pdf>]
- [67] [PAVLIDOU (Κ. ΠΑΥΛΙΔΟΥ) Κ., SAVVAS (Ι. ΣΑΒΒΑΣ) Ι., & ANAGNOSTOU (Τ. ΑΝΑΓΝΩΣΤΟΥ) Τ. (2017). Mechanical ventilation. Part II: Basic principles and function of ventilators. Journal of the Hellenic Veterinary Medical Society,62 , 334-343. <https://doi.org/10.12681/jhvms.14864>]
- [68] [The impact of COVID-19 on Subjective Well-Being:Evidence of Singapore, TerenceC. Cheng, Seonghoon Kim, Kanghyock Koh, September 2020]
- [69] [West JB: “Mechanics of breathing”, p 87-96. In: Respiratory physiology - The essentials, 4th Edition, West JB, Williams and Wilkins, Baltimore,1990]
- [70] [Hopkins T., Stepper motor driving, 2012]
- [71] [Ashutosh Bhatt, Insight-How Rocker Switch Works]
- [72] [Alisher ShakirovichIsmailov, Study of Arduino microcontroller board, Science and education scientific journal/ ISSN 2181-0842, March 2022]
- [73] [Jobit Joseph, Types of Arduino Boards – Quick Comparison on Specification and Features, 19 March 2022, Circuit Digest]
- [74] [Robert M. Kacmarek, Respiratory Care August 2011, 56 (8) 1170-1180]
- [75] [Dr. DouglasW. Jones Stepping Motor,1995]
- [76] [ChrisWoodord, Stepper motors, 2021]
- [77] [R-C/R-L Time Constant (New York: J. F. Rider, c1954) by Alexander Schure]
- [78] [Serving Receivers by Means of Resistance Measurement (New York: Radio Treatise Co, c1932) by John F. Rider]

