



Estudi i millora d'un respirador pulmonar artificial

Document:

Memòria

Autor/Autora:

Amorós Pino, Manel

Director/Directora - Codirector/Codirectora:

Pujol Vazquez, Gisela / Acho Zuppa, Leonardo

Titulació:

Grau en enginyeria electrònica, industrial i
automàtica

Convocatòria:

Primavera, 2022.

TREBALL DE FI D'ESTUDIS



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
BARCELONATECH

Escola Superior d'Enginyeries Industrial,
Aeroespacial i Audiovisual de Terrassa



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
BARCELONATECH

Escola Superior d'Enginyeries Industrial,
Aeroespacial i Audiovisual de Terrassa



Agraïments

Primer de tot, tot aquest somni no hagués estat possible sense l'ajuda de la família, els que sempre han estat i estaran al meu costat. Han permès que pugui realitzar els estudis que volia i sobretot m'han ajudat a superar els obstacles emocionals que suposa realitzar un grau universitari. Al realitzar aquest projecte donés per finalitzat un camí llarg on els pares han patit en els moments dolents amb tu i també han compartit les alegries i les emocions de quan les coses surten bé.

Seguidament, donar les gràcies als professors Gisela Pujol i Leonardo Acho, per donar-me la confiança de poder aportar en el projecte que ells van començar. Han estat uns mesos durs on han estat a prop i seguint cada pas que feia en el treball. El feedback que hi ha hagut ha estat molt bo i ens hem pogut coordinar a l'hora de realitzar reunions o visites al laboratori.

També donar les gràcies a la empresa Circontrol, sobretot al departament de Sistemes, on he estat treballant durant aquest període de temps que ha durat el TFG, per donar-me suport en tot moment i donar-me llibertat en poder agafar hores de treball per a poder realitzar el projecte de fi de grau.

Finalment, donar les gràcies a la universitat per les facilitats a l'hora d'accedir als recursos d'informació que han estat molt útils a l'hora de realitzar el projecte. També als professors que he tingut en aquests quatre anys de grau, pels coneixements que m'han aportat i que he pogut introduir en aquest treball. També als companys, als que s'han anat i als que han vingut de nous, per compartir tants moments que m'han fet créixer, no només professionalment, sinó com a persona.



Resum

Aquest projecte està basat en l'estudi i la millora d'un prototip d'un respirador pulmonar artificial construït per el professor Leonardo Acho durant la pandèmia del COVID-19.

Des de principis del segle XX es parla d'aquesta tecnologia que ha anat evolucionant en el pas dels anys per convertir-se en una necessitat cada cop més important per la salut de les persones. Es farà un repàs dels models més destacats que hi ha hagut per poder entendre el seu funcionament i poder realitzar un estudi exhaustiu del que tenim entre mans.

Les modificacions que s'han aportat impliquen una millora en la part mecànica del respirador amb el canvi de la cremallera, l'engranatge i el suport de l'estructura, així com la implementació d'una aplicació que permet monitoritzar el ventilador a distància des de qualsevol dispositiu amb connexió a internet.

El handicap que hi ha en aquest cas es que es tracta d'un respirador Low-Cost, és a dir, els components i materials utilitzats han d'estar a l'abast de totes les persones, de la mateixa manera ho serà el programari que es necessiti (Open Source).

Ha estat un repte gran des del punt de vista personal on l'aprenentatge autònom ha tingut un paper fonamental per poder superar les diverses complicacions que m'he anat trobant durant aquest llarg camí, però el resultat final ha estat un projecte molt interessant que queda obert a futures millores.



Abstract

This project is based on the study and improvement of a prototype of an artificial lung ventilator built by Professor Leonardo Acho during the COVID-19 pandemic.

This technology has been talked about since the beginning of the 20th century and has evolved over the years to become an increasing necessity for people's health. A review of the most outstanding models will be made in order to understand how they work and to carry out an exhaustive study of what we have in our hands.

The modifications have been provided involve an improvement in the mechanical part with the change of the rail, the gearing and the support of the structure, as well as the implementation of an application that allows remote monitoring of the ventilator from any device with an internet connection.

The handicap in this case is that it is a Low-Cost respirator, i.e., the components and materials used must be available to everyone, as will be the software needed (Open Source).

It has been a great challenge from a personal point of view where autonomous learning has played a fundamental role in overcoming the complications that I have encountered during this long journey. The final result has been a very interesting project that remains open to future improvements.

Índex

Índex de figures	i
Índex de taules	iii
1.- Introducció:	1
1.1.- Objectiu del projecte	1
1.2.- Abast del projecte	2
1.3.- Requeriments	2
1.4.- Justificació/Motivació	3
2.- Estat de l'art:	4
2.1.- Com funcionen els nostres pulmons?	4
2.2.- Història i funcionament dels respiradors artificials	5
2.2.1.- Dels primers ventiladors fins l'actualitat	5
2.2.1.1- Tipus de respiradors artificials en l'actualitat	11
2.2.1.2.- Ventilació invasiva i no invasiva	13
2.2.2.- COVID-19: Respiradors Low-Cost	16
2.3.- Conseqüències de l'ús dels respiradors pulmonars artificials	19
2.4.- Estudi del respirador pulmonar artificial	20
2.4.1.- Descripció:	20
2.4.2.- Estructura i funcionament:	20
2.4.3.- Cablejat	23
2.4.3.1.- Raspberry PI i Arduino	24
2.4.3.2.- Sensor de pressió:	26
2.4.3.3.- Servo motor:	28
2.4.3.4- Cablejat de Control:	30
3.- METODOLOGIA:	33
4.-EXPLICACIÓ DE LES MILLORES	34
4.1.- Monitorització:	34
4.1.1.- Internet of Things:	34



4.1.2- Node-Red:	34
4.1.2.1.- Estructura:	35
4.1.2.2.- Obtenció de dades	36
4.1.2.2.1.- Obtenció de la pressió:	37
4.1.2.2.2.- Obtenció de les entrades de control:	39
4.1.2.3.- Creació del Dashboard:	43
4.2.- Modificació estructural	45
4.2.1.- Procediment realitzat:	45
5.- ESTUDI EXPERIMENTAL	47
5.1.- Condicions inicials de l'estudi:	47
6.- Estudi ambiental	51
7.- Complicacions	52
8.- Conclusió	53
9.- Bibliografia	54

Índex de figures

Il·lustració 1. Ús d'un respirador pulmonar artificial durant la pandèmia.....	3
Il·lustració 2. Factors que afecten a la funció pulmonar.	5
Il·lustració 3. El 'Pulmotor' original (1907) patentat per Heinrich Dräger.....	6
Il·lustració 4. Diagrama esquemàtic del Pulmotor controlat a pressió.....	6
Il·lustració 5. Imatge del recipient pulmonar sent transportat.....	7
Il·lustració 6. El pulmó d'acer (1930), molt utilitzat durant la pandèmia de la poliomielitis durant els anys 50.	8
Il·lustració 7. Model del respirador pulmonar amb pressió positiva "Engström" (1953).	9
Il·lustració 8. Imatge del Evita4 (1997). Primers respiradors amb microprocessador incorporat fabricat per l'empresa Dräger.....	10
Il·lustració 9. Hamilton G5 (2020). Respirador mecànic modular d'alta gama.....	11
Il·lustració 10. Gràfica de les diferents fases de la ventilació d'un respirador pulmonar mecànic.....	12
Il·lustració 11. Mascareta de ventilació nasal no invasiva.....	14
Il·lustració 12. Ventilació Helmet no invasiva.....	14
Il·lustració 13. Exemple d'un procediment de ventilació mecànica invasiva amb el tub endotraqueal.	16
Il·lustració 14. Imatge del dashboard de la pàgina web de la universitat Johns Hopkins amb el comptadors de casos confirmats, mortalitats i vacunes administrades.....	16
Il·lustració 15. Respirador OxyGEN de l'empresa catalana Protogy.....	18
Il·lustració 16. Adaptació d'una línia de muntatge de l'empresa SEAT per la fabricació del respirador OxyGEN.....	18
Il·lustració 17. Imatge del respirador artificial mecànic experimental al laboratori de la universitat.	20
Il·lustració 18. Imatge de la roda dentada en contacte amb la barra de plexiglàs.....	21
Il·lustració 19. Sistema de tubs del respirador.....	22
Il·lustració 20. Imatge del pulmó artificial.....	22
Il·lustració 21. Esquema general del funcionament del respirador mecànic.....	22
Il·lustració 22. Esquema del connexionat general del funcionament del ventilador mecànic.....	23
Il·lustració 23. Vista de planta de la Raspberry Pi 3 model B+ que incorpora el respirador. Es poden veure els pins a la part superior, els ports USB a la part de la dreta i la connexió HDMI a la part de sota.	24
Il·lustració 24. La Raspberry té una totalitat de 40 pins, dels quals 26 són de lectura i escriptura de dades.....	25
Il·lustració 25. Sensor de pressió Honeywell (ABPDANT005PGAA5).....	26
Il·lustració 26. Circuit electrònic d'alimentació del sensor de pressió.	27

Il·lustració 27. Vista en planta de la placa Arduino del respirador on es pot veure la connexió als pins GND i A1.	27
Il·lustració 28. Equació final que converteix la sortida analògica de V a cmH ₂ O.	28
Il·lustració 29. Imatge del servomotor FS5109M del fabricant Feetech.	28
Il·lustració 30. Circuit regulador de tensió del servo motor.	29
Il·lustració 31. Imatge de les tres variables d'entrada que ha de controlar el personal mèdic.	30
Il·lustració 32. Circuit electrònic que permet la selecció de la freqüència respiratòria.	31
Il·lustració 33. Circuit electrònic que permet la selecció de la raó d'inspiració-expiració.	32
Il·lustració 34. Icona de l'eina Node-Red, estàndard de programari obert creat l'any 2013 per l'empresa IBM.	35
Il·lustració 35. Interfície principal de Node-Red. A la part central es pot observar el flow on es realitzen les connexions dels nodes que es troben a la part de l'esquerra.	35
Il·lustració 36. Node de configuració de lectura dels pins de la Raspberry Pi. Com es pot observar, es pot seleccionar aquell pin on es vol realitzar l'acció.	36
Il·lustració 37. Node de configuració de lectura del port serial. A la part de dalt s'ha d'escriure el nom del port tal com el llegeix la Raspberry. A la part de sota es realitza la configuració que li haguéssim donat al port .serial amb el Arduino IDE.	37
Il·lustració 38. Flux d'informació per poder fer funcionar el programa de Python i el codi de Node-Red a la vegada.	38
Il·lustració 39. Configuració del node del port serial per obtenir el valor de la pressió.	38
Il·lustració 40. Missatge que ens mostra per pantalla el node "Debug". En aquest cas el valor del sensor de pressió és de 0.51 cmH ₂ O segons el payload.	39
Il·lustració 41. El node de color blau s'anomena GPIO-in i es el que ens permet llegir al valor digital del pin en qüestió.	39
Il·lustració 42. Amb un node de funció lligat al node de GPIO-in som capaços de treballar amb la variable del pin digital. En aquesta funció, quan el pin=0, el missatge que és mostrarà serà 1:2.40	
Il·lustració 43. El node anomenat "move msg.payload" ens permet guardar el valor del payload a una variable anomenada vt1, que serà fàcilment tractable posteriorment en un node de funció.	40
Il·lustració 44. El node que realitza gràfiques i el node que permet visualitzar un valor com un indicador estan lligats a la sortida del node d'on s'obté el valor de la pressió.	43
Il·lustració 45. Captura de pantalla de l'aplicació de monitorització. Per poder accedir s'ha d'entrar a la URL següent: <IP>:1880/ui.	44
Il·lustració 46. Gràfica superposada de les dades dels tres experiments. La gràfica blava representa el pulmó sa, la gràfic vermella és amb el primer cas de pulmó danyat i el taronja fa referència amb el segon cas.	48
Il·lustració 47. Integrador de Clegg utilitzat per al filtratge de dades.	48
Il·lustració 48. Gràfica amb les dades filtrades per l'integrador de Clegg.	49

Il·lustració 49. Filtre passa baix de primer ordre.	49
Il·lustració 50. Gràfica amb les dades tractades pel filtre passa baix. Com es pot observar, el pulmó sà adopta una tendència al voltant dels 0,5V.....	50

Índex de taules

Taula 1. Taula comparativa entre un ventilador mecànic volumètric i un ventilador mecànic manomètric.....	13
Taula 2. Avantatges i inconvenients dels diferents mètodes de ventilació no invasiva.	14
Taula 3. Especificacions de la Raspberry PI 3 Model B+.....	24
Taula 4. Especificacions de la Raspberry PI 3 Model B+.....	26
Taula 5. Taula d'especificacions del sensor de pressió.....	27
Taula 6. Taula d'especificacions del servomotor FS5109M.....	29

1.- Introducció:

1.1.- Objectiu del projecte

L'objectiu d'aquest projecte es centra en l'estudi i la millora d'un respirador pulmonar artificial low-cost fabricat pel professor Leonardo Acho durant els inicis de la pandèmia del Covid-19.

Es realitzarà primerament una recopilació d'informació sobre aquest tipus de mecanismes, des dels seus inicis i com s'han anat desenvolupant durant aquest anys de pandèmia fins aconseguir respiradors aprovats per l'ús en l'àmbit sanitari. A més a més, es repassarà cada un dels components que constitueixen el prototip que disposem i es durà a terme una comparació amb altres models.

Com s'ha comentat anteriorment, es tracta d'un projecte low-cost, la qual cosa s'ha de tenir en compte a l'hora de elegir nous components i funcionalitats que se l'hi puguin adquirir per a millorar-lo:

- Tots els components que conformen el ventilador han de ser estàndards i accessibles a qualsevol públic.
- El programari que s'utilitza ha de ser de codi obert (*Open Source*) la qual cosa permet que sigui fàcilment imitable.

Seguint els passos anteriors, i tal com indica el títol, el projecte tracta també d'aportar una sèrie de millores, tant en la part visual: monitorització de les dades, estructura eficient... com en la part funcional, i així poder observar les diferències que hi ha hagut en el comportament del respirador durant aquest procés.

En resum, la finalitat d'aquest projecte es aconseguir un projecte funcional i més professional, el que permetrà ser reconegut i utilitzat en l'àmbit sanitari en cas d'alta necessitat per ajudar aquelles persones amb problemes respiratoris.

1.2.- Abast del projecte

El projecte es divideix en dues seccions, la part teòrica i la part experimental, amb una conclusió final on es farà menció als aprenentatges d'aquest mesos d'estudi i una visió global del treball realitzat.

En la part teòrica, com hem comentat en el punt anterior, es basarà en l'anàlisi de la història dels respiradors pulmonars artificials, tant low-cost com els industrialitzats que s'utilitzen actualment en l'àmbit sanitari. A més a més, es realitzarà un estudi per entendre el funcionament d'aquests i sobretot dels principals requeriments que ha de tenir un projecte d'aquest nivell per a que pugui ser funcional.

En la part experimental ens trobem amb l'anàlisi de les dades obtingudes amb l'ús del respirador. Els experiments que es duran a terme permetran recopilar informació i realitzar comparacions per poder distingir quan el ventilador treballa amb un pulmó sa o amb un pulmó danyat. A més a més, es realitzarà una aplicació de monitorització de les diferents dades que aporta el respirador. Aquesta podrà ser accessible des de qualsevol dispositiu amb connexió a internet (tauletes, ordenadors, mòbils...). Hi estaran incloses les variables de control juntament amb el seguiment del valor de pressió d'expiració que ens aporta el sensor, d'aquesta manera el personal mèdic podrà controlar des de la distància el funcionament del respirador.

1.3.- Requeriments

Per la realització d'aquest projecte hi ha un requeriment principal que s'ha de mantenir durant tot el procés, aconseguir que es continuï parlant d'un respirador pulmonar artificial low-cost.

Serà necessari, primer de tot, l'aprenentatge en l'ús de les dues plaques que conformen el respirador (Raspberry Pi i Arduino), l'anàlisi de les dades que obtenim a través del hardware mencionat anteriorment i l'ús de programari Open Source per a la realització de l'aplicació de monitorització, en el cas que tenim al davant, s'utilitzarà l'eina coneguda com Node-Red. A més a més, els canvis realitzats a l'estructura hauran de ser amb materials fàcilment accessibles per a qualsevol persona.

1.4.- Justificació/Motivació

L'interès sorgeix per la pandèmia que s'ha viscut al nostre planeta a partir de l'any 2020 i que a algunes persones els hi ha causat un impacte més personal degut a la pèrdua de familiars propers, moltes d'aquestes ocasionades per la falta de material mèdic que pogués substituir la maquinaria industrialitzada utilitzada fins al moment.

La motivació d'aquest treball té a veure amb la conscienciació i l'aprenentatge de com van sorgir mecanismes accessibles per a tothom que podien ajudar a atendre a la població que va veure afectada la seva salut per les diferents infeccions respiratòries causades pel SARS-CoV-2, i el poder contribuir en l'aparició de nous mètodes similars als existents que tinguin la capacitat de socórrer en cas de necessitat, i fins i tot, poder salvar alguna vida, és d'on prové l'esforç per a realitzar aquest projecte.



Il·lustració 1. Ús d'un respirador pulmonar artificial durant la pandèmia. Font: <https://www.netwerk24.com/Sake/Muntslim/Mediese-Fondse/wie-kry-ventilator-medicinic-het-plan-in-plek-20200604>

2.- Estat de l'art:

2.1.- Com funcionen els nostres pulmons?

El funcionament dels pulmons d'un ésser humà és més complex del que sembla i hi ha molts factors a tenir en compte.

Primer de tot, s'ha de saber diferenciar entre pressió negativa i pressió positiva. Quan parlem de pressió negativa, es pren com a referència el valor de la pressió atmosfèrica, que la igualem a 0. Tota pressió per sota d'aquest valor, es considera pressió negativa o subatmosfèrica. Aquesta pressió es la que actua expandint el pulmó (fase d'inhalació). Durant el procés d'exhalació, la pressió que actua es positiva, i la pressió interna s'igualava amb la pressió atmosfèrica quan acaba el procés anterior.

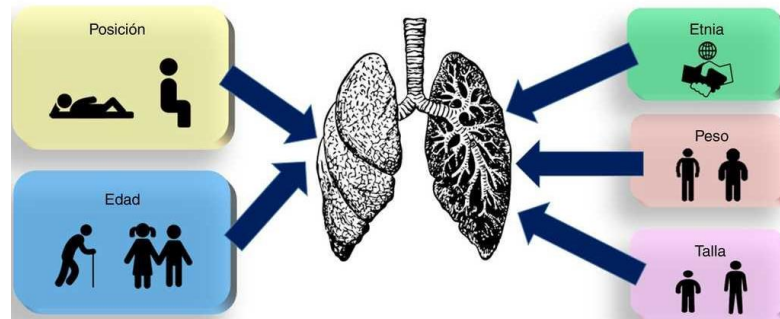
Quan respirem, el diafragma es mou en direcció a l'abdomen i provoca un augment en el volum de la caixa toràctica permetent l'entrada d'aire. Quan s'exhala, el diafragma es mou en direcció contrària i fa que els pulmons soltin l'aire del seu interior. Durant aquest procés, l'oxigen passa a la sang a través dels alvèols, i transportat per tot el cos pel torrent sanguini pels glòbuls vermells.

Els pulmons tenen una tensió elàstica continua, gràcies a les fibres que els recobreixen permeten crear un moviment com el d'una cinta elàstica.

Cada persona realitza un cicle respiratori diferent, depenent del estat de salut i del propi estat dels seus pulmons, i també de l'edat, el pes, el gènere, etc...(veure figura 2). En l'àmbit de la medicina, els factors principals que es tenen en compte per saber l'estat dels pulmons són:

- FVC (Capacitat vital forçada): és el màxim volum d'aire expirat amb el màxim esforç possible. El seu valor es considera normal si supera el 80% del llinar teòric marcat per les característiques de la persona. Aquesta mesura va disminuint amb els anys.
- TLC (Capacitat pulmonar total): màxim volum de gas que poden contenir els pulmons. La TLC es veu afectada per l'altura de la persona, significa que un individu alt sofrirà una pèrdua de capacitat pulmonar a mesura que incrementi l'edat.
- CV (Capacitat vital): quantitat màxima d'aire que una persona pot expulsar dels pulmons després d'una inhalació màxima. Aquesta mesura disminueix amb l'edat ja que es perd elasticitat als pulmons.

- FRC (Capacitat residual funcional): és una mesura en repòs. Indica el volum de gas que queda als pulmons després d'una expiració normal. Aquesta variable disminueix amb l'increment de la massa corporal.



Il·lustració 2. Factors que afecten a la funció pulmonar. Font:
<https://www.archbronconeumol.org/en-factors-affecting-lung-function-a-articulo-S1579212918301320>

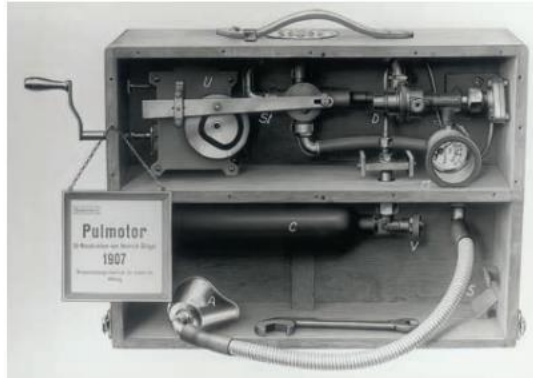
2.2.- Història i funcionament dels respiradors artificials

2.2.1.- Dels primers ventiladors fins l'actualitat

El principal funcionament d'un ventilador o respirador pulmonar artificial es el subministrament d'oxigen mitjançant un dipòsit d'aire, que pot estar compost per un 21% d'oxigen (el compost normal de l'aire) fins al 100% (oxigen pur), comprimit pneumàticament diverses vegades per minut, el qual impulsa aire a través del tub. En alliberar l'excés de pressió, el pacient exhala passivament degut a l'elasticitat dels pulmons.

A banda d'aquesta part pneumàtica, també es pot trobar en l'actualitat un sistema de monitorització que proporciona informació dels paràmetres del pacient i amb alarmes incorporades que indiquen errors humans (pressió, volum...) o errors de la pròpia màquina (talls d'energia, falla mecànica...).

Els primers respiradors pulmonars artificials van aparèixer com a dispositiu de reanimació per a bombers i per al cos de policia. Aquesta nova tecnologia va ser introduïda al principi del segle passat per l'empresa alemanya *Dräger*, anomenant-lo 'Pulmotor' (veure figura 3).



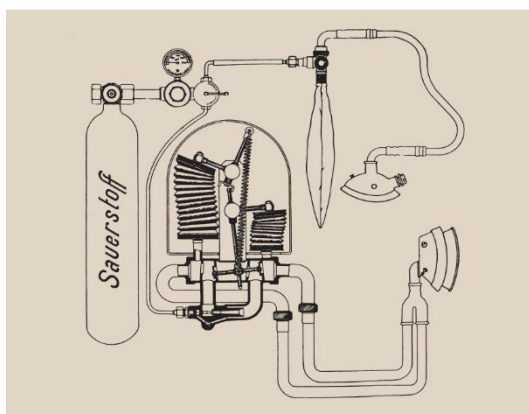
Il·lustració 3. El 'Pulmotor' original (1907) patentat per Heinrich Dräger. Font: El Confidencial [https://www.elconfidencial.com/tecnologia/2016-10-13/de-barriles-de-cerveza-a-incubadoras-para-bebes-asi-es-la-tecnologia-que-nos-ayuda-a-respirar_1273521/]

Aquesta primera patent administrava pressió positiva a les vies aèries del pacient i funcionava amb oxigen a pressió.

Per passar de la inhalació a la exhalació, Heinrich Dräger va crear un sistema de control de la ventilació a través d'un disc de lleves, com el que s'utilitzava en rellotgeria, per així aconseguir un moviment regular dels pulmons basant-se amb la marca del temps d'un rellotge, i no controlat per pressió.

Aquest primer ventilador, en ser un model pioner, tenia alguns errors que no permetien que fos utilitzat en hospitals. El fill de Heinrich Dräger, Bernard Dräger, va continuar l'invent del seu pare per trobar-hi les solucions idònies.

Un d'aquests problemes era que només constava d'un tub pel qual circulava l'aire inhalat i l'aire exhalat, el que ocasionava que el pacient respirés una gran part del diòxid de carboni que expulsava.



Il·lustració 4. Diagrama esquemàtic del Pulmotor controlat a pressió. Font: <https://www.draeger.com/Library/Content/dw-fibel-bk-9051384-es.pdf>

A diferència de la Fig. 2, en el diagrama presentat a la figura 4 es pot observar que es va afegir un tub més a la mascareta del pacient. D'aquesta manera es podia dividir el camí per on anava l'aire subministrat de l'aire exhalat pel pacient. El sistema de vàlvules està construït de tal manera que el tub està obert a l'ambient durant la fase d'exhalació permetent que el gas pugui sortir lliurement.

Aconseguint la patent i el permís de sanitat per a poder utilitzar-lo als hospitals només en cas d'emergència mèdica, l'any 1908 es van fabricar més de 3.000 unitats d'aquest primer respirador pulmonar.

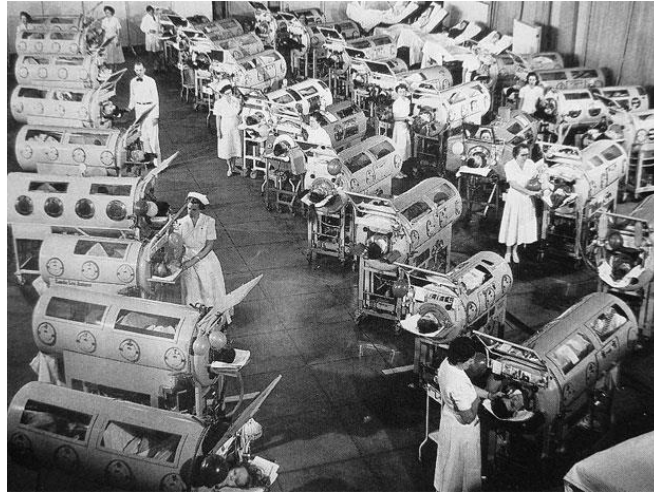
Durant els següents anys, la mateixa empresa va anar estudiant i millorant el seu producte fins que van crear "The Pulmonar Canister" l'any 1955. Va ser utilitzat sobretot en l'àmbit militar ja que era fàcilment transportable i es podia realitzar la reanimació a molts pocs metres del pacient.



Il·lustració 5. Imatge del recipient pulmonar sent transportat. Font: <https://www.draeger.com/Library/Content/dw-fibel-bk-9051384-es.pdf>

Paral·lelament als respiradors pulmonars de pressió positiva de l'empresa Dräger, trobem el que es coneix com "El pulmó d'acer" (veure figura 6).

El pulmó d'acer, o també anomenat ventilador de pressió negativa, es una gran màquina que permet al pacient respirar quan aquesta ha perdut el total control dels músculs que treballen en el cicle respiratori.



Il·lustració 6. El pulmó d'acer (1930), molt utilitzat durant la pandèmia de la poliomielitis durant els anys 50. Font: https://es.wikipedia.org/wiki/Pulm%C3%B3n_de_acer

L'any 1929, els germans Philip i Cecil Drinker, de Boston, van ser els creadors d'aquest invent. Aquest tipus de respiradors van tenir un gran auge en els anys quaranta i cinquanta, sobretot per a persones que es trobaven infectades de poliomielitis, una malaltia que causava paràlisi respiratòries a les persones que la contreïen. Viure dins d'aquest tubs d'acer era la única forma de supervivència per a molts dels pacients.

El funcionament d'aquesta màquina era el següent. El pacient habitava al seu interior deixant únicament el cap a l'exterior. El tub es tancava hermèticament i per l'acció d'un motor, desplaçava un pistó que generava intervals regulars on s'aplicava pressió negativa possibilitant així la respiració. La pressió i la freqüència respiratòria era controlada pel metge des d'un petit quadre de comandaments.

La balança es va decantar cap als respiradors amb pressió positiva degut a la pandèmia de poliomielitis que va a arrasar Dinamarca l'any 1953. Els metges danesos, a diferència dels anglesos i dels nord-americans, van utilitzar el ja mencionat Pulmotor, però els recursos eren escassos, el que va impulsar la creació d'un nou ventilador.

Aquest respirador aplicava ventilació a través de traqueotomia, és a dir, fent un forat d'obertura a través del coll fins a la tràquea, cosa que va fer disminuir la mortalitat dels pacients amb paràlisis respiratòria fins al 27%. A conseqüència d'aquest èxit, es va augmentar la fabricació de respiradors pulmonar amb pressió positiva i va fer oblidar els pulmons d'acer. Se'n pot veure un model Engström a la figura 7.



Il·lustració 7. Model del respirador pulmonar amb pressió positiva "Engström" (1953). Font: <https://www.timetoast.com/timelines/tecnoloqias-invasivas-a-traves-del-tiempo-en-el-cuidado-del-paciente-pediatrico-e0bcccab-673a-4f23-ad36-fd344b514f48>

Com a anècdota d'aquesta gran fita, les sales on els pacients eren intervinguts amb aquests respiradors es van convertir amb els antecedents del que coneixem avui en dia com la unitat de cuidats intensius (UCI).

A partir d'aquesta època i amb el continu desenvolupament de la ventilació mecànica clínica permet dividir la història dels respiradors en quatre generacions, des del 1960 fins l'actualitat.

Com a primera generació, des del 1960 fins a meitats del 1970, es troben els respiradors artificials mecànics que, sense cap tipus de monitorització, oferien ventilació controlada. Cal destacar l'aparició del mètode PEEP, pressió positiva al final de l'expiració. Es tracta d'una maniobra mecànica que augmenta la capacitat residual (volum d'aire present als pulmons al final de l'expiració), fa que la força elàstica de retrocés dels pulmons i de la caixa toràcica estiguin en equilibri de tal manera que el diafragma no realitza esforç i no perjudica als músculs respiratoris, evitant així el col·lapse de les vies respiratòries, problema que fins en aquell moment havia suposat la mort de molt pacients.

De meitats dels anys 70 fins a principis dels 80 ens situem en la segona generació de ventiladors. En aquest tram es poden trobar els primers respiradors que incorporaven alarmes bàsiques i la monitorització de la freqüència respiratòria i del volum que s'està subministrant. A més a més, apareix el denominat "Self-Triggered Ventilation", que traduït al català seria la ventilació activada pel pacient. Aquest nou concepte correspon a l'esforç que ha de realitzar el pacient per a que el ventilador pugui calcular la sensibilitat del cicle respiratori. Va permetre una millora en la monitorització i l'anàlisi entre el pacient i el respirador.

Es poden diferenciar dos tipus:

- Activació per pressió: en aquest cas el pacient ha de realitzar una pressió negativa que s'agafa com a valor llindar, d'aquesta manera, el ventilador pot entregar un volum adequat durant el cicle respiratori.
- Activació per flux: en aquest, a diferència de l'anterior, el pacient no ha de realitzar un esforç de pressió negativa, sinó que el respirador agafarà de valor llindar l'esforç expressat en flux inspiratori mínim. Aquests últims eren considerats els pioners ja que requerien un menor esforç per part del pacient.

A partir dels anys 80 i fins finals de la dècada dels 90, els ventiladors es caracteritzen per l'ús de microprocessadors, capaços d'oferir diferents modes de cicle respiratori i una major simbiosi amb les necessitats del pacient. Durant aquest període, cal destacar l'aparició de la ventilació d'alta freqüència (VAFO), la qual aconsegueix una oxigenació i ventilació adequades utilitzant volums reduïts i petits canvis de pressió. La seva aparició va suposar un gran avenç en la seguretat i eficiència dels respiradors artificials.



Il·lustració 8. Imatge del Evita4 (1997). Primers respiradors amb microprocessador incorporat fabricat per l'empresa Dräger. Font: <https://medicareexel.net/product/draeger-evita-4-edition/>

Finalment, la quarta generació compren els ventiladors que hi ha en l'actualitat. El gran desenvolupament en la tecnologia en aquest últims anys ha suposat l'aparició d'una gran diversitat de respiradors per a qualsevol tipus de situació. En el mercat es poden trobar respiradors tant per a persones adultes com per a nounats, ventiladors destinats únicament a les unitats de cures intensives i els que són fàcilment transportables per situacions fora dels centres mèdics.



Il·lustració 9. Hamilton G5 (2020). Respirador mecànic modular d'alta gama. Font: <https://www.medicaexpo.es/prod/hamilton-medical/product-75118-474524.html>

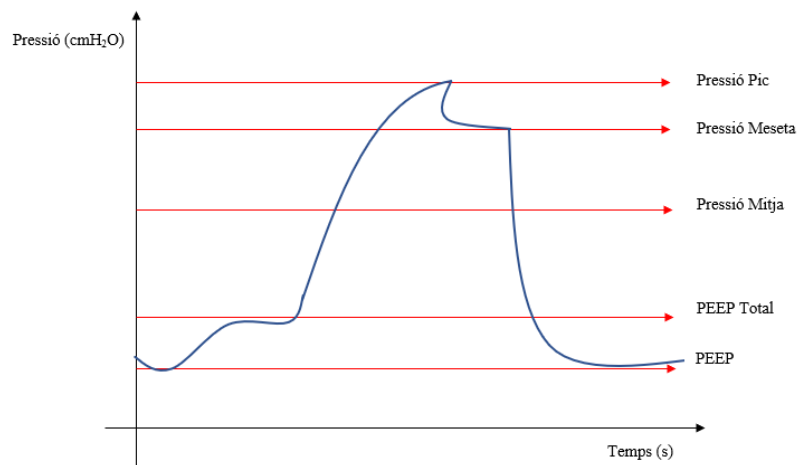
Els ventiladors de l'actualitat disposen d'un gran sistema de monitorització, on l'anàlisi de dades permet l'anticipació en els errors tant humans com de la pròpia màquina. A més a més, la instal·lació de sensors ha permès aplicar modes de control que fan que sigui una tecnologia segura per al pacient.

2.2.1.1- Tipus de respiradors artificials en l'actualitat

Els respiradors artificials que es poden trobar en l'actualitat en funcionament generalment utilitzen una turbina per generar el flux d'aire que es vol enviar al pacient. Es pot trobar dos presses, una d'oxigen i una d'aire, que seran les responsables de realitzar la combinació de gasos necessària per poder introduir la concentració d'oxigen desitjada. Posteriorment, s'introdueix aquesta barreja de gasos a una pressió superior a l'atmosfèrica per forçar als pulmons a omplir-se.

Els ventiladors mecànics segueixen tres fases durant tot el procés de respiració:

- **Insuflació:** El ventilador genera una pressió a sobre d'un volum de gas i l'introdueix a l'interior del pulmó augmentant el gradient de pressió. Aquest punt màxim que s'obté a les vies aèries és la pressió de pic o pressió d'insuflació i està relacionada amb la resistència total respiratòria i amb l'elasticitat dels pulmons.
- **Meseta:** Es genera una pausa respiratòria. El gas introduït es manté a l'interior del pulmó per tal d'homogeneïtzar la seva distribució durant un període petit de temps. La pressió mesurada en aquest cas correspon a la pressió alveolar.
- **Deflació:** En aquest final del cicle el ventilador no actua. El buidament pulmonar és un fenomen passiu degut a la retroacció elàstica del pulmó. La pressió decreix fins arribar a igualar-se a 0 (pressió atmosfèrica). Els ventiladors actuals poden obtenir una pressió final d'expiració positiva, conegut amb les sigles de PEEP.



Il·lustració 10. Gràfica de les diferents fases de la ventilació d'un respirador pulmonar mecànic. Font: Imatge pròpia.

Es poden distingir dos tipus de ventiladors mecànics: els ventiladors mecànics volumètrics i els ventiladors mecànics manomètrics. En la següent taula es poden observar les principals diferències entre aquests:

Volumètric	Es programa un volum que es va entregant en un temps determinat (Volum/temps).
	Controla el flux respiratori.
	El flux inspiratori i el volum programats es mantenen constants.
	El temps inspiratori es determinat pel flux i el volum que s'han fixat.
	La pressió depèn de la resistència de la via aèria.
Manomètric	La insuflació s'acaba quan s'arriba a una pressió prefixada.
	La pressió inspiratòria programada es constant.
	El volum i el flux varien d'acord amb el nivell de pressió.
	El temps inspiratori es prefixa al ventilador.
	El flux d'aire disminueix quan s'aproxima a la pressió de pic.

Taula 1. Taula comparativa entre un ventilador mecànic volumètric i un ventilador mecànic manomètric.

2.2.1.2.- Ventilació invasiva i no invasiva

Es poden diferenciar dos grans grups de ventiladors mecànics segons el mètode de ventilació: la ventilació mecànica no invasiva o la ventilació mecànica invasiva.

La ventilació mecànica no invasiva (VNI) es qualsevol forma de suport per part d'un respirador pulmonar que no comporta la intubació traqueal. El procediment es basa en la col·locació d'una mascareta fixa sobre la boca i el nas. Aquesta mascareta està subjectada amb unes corretges per evitar l'entrada d'aire de l'exterior i així no alterar la combinació de gasos que s'introdueix al pacient. Malalties com l'Asma o la pneumònia no aguda són tractades amb ventilació no invasiva.

Existeixen diferents tipus de ventilació no invasiva segons la forma de contacte entre el respirador i el pacient:

Tipus	Avantatges	Inconvenients
Nasal	Permet parlar i menjar Menys claustrofòbia Fàcil col·locació	Fugues bucals Irritació nasal
Oronasal	Millor control de les fugues Major efectivitat en pacients més greus	Impossibilitat de menjar Perill d'aspiració
Peça bucal	Poc espai obert a l'exterior Menys claustrofòbia	Deformitat de les dents Fugues nasals Poc efectiva en pacients més greus
Facial Completa	Fàcil col·locació Més comoditat Poc risc de lesió cutània	Sequedat ocular Risc de lesió cutània
Helmet	Més comoditat per alguns pacients Poc risc de lesió cutània	Possible inhalació de CO ₂ Poca sincronització entre respirador i pacient

Taula 2. Avantatges i inconvenients dels diferents mètodes de ventilació no invasiva.



Il·lustració 12. Mascareta de ventilació nasal no invasiva.
 Font: <https://www.medicaexpo.es/prod/pulmodyne/product-107717-815786.html>



Il·lustració 11. Ventilació Helmet no invasiva. Font:
<https://www.tratamientoictus.com/diferentes-interfases-o-mascarillas-para-bipap/>

Per altra banda, ens trobem amb la ventilació mecànica invasiva, que consisteix en un procediment de respiració artificial per la qual es connecta un respirador al pacient per mitja d'un tub endotraqueal amb la finalitat de substituir la funció de ventilació. És dona quan el pacient no es capaç d'oxigenar suficientment la sang.

En aquest cas, el ventilador introdueix una pressió positiva durant la fase d'inspiració i la combinació d'aire i oxigen entra als pulmons sense que faci falta que els músculs respiratoris i el diafragma actuïn.

En la ventilació mecànica invasiva, ens trobem amb diferents modalitats segons la gravetat de la malaltia del pacient:

- **Ventilació mecànica controlada (CMV):** També anomenada ventilació a pressió positiva intermitent (IPPV), és la forma més bàsica de ventilació invasiva més bàsica. El ventilador és insensible als esforços inspiratoris del pacient ja que la majoria es troben sedats.
- **Ventilació assistida controlada (CAV):** En aquest cas, la inspiració es disparada pel pacient però subministrada pel respirador. Si la persona malalta no realitza esforços al cap d'un determinat període de temps el ventilador realitza el cicle respiratori.
- **Ventilació obligatòria intermitent (IMV):** És un tipus de ventilació que combina la CMV i la CAV. Permet realitzar respiracions espontànies durant la fase expiratòria i facilitant de forma progressiva la ventilació mecànica invasiva. Entre les avantatges que té aquest tipus de modalitat, ens trobem que redueix la necessitat de sedació i disminueix l'atrofiament dels músculs respiratoris.
- **Ventilació obligatòria intermitent sincronitzada (SIMV):** Aquest tipus de ventilació es considera mínimament invasiva, significa bàsicament que es una de les opcions menys intrusives disponibles. Sol ser eficaç per a aquelles persones que estan una mica despertes, que realitzen almenys un mínim de respiracions per minut de forma independent i que es preparen per ser desconnectades del ventilador.



Il·lustració 13. Exemple d'un procediment de ventilació mecànica invasiva amb el tub endotraqueal. Font: <https://www.medicaldesignandoutsourcing.com/could-old-ventilators-be-a-secret-weapon-against-covid-19/>

2.2.2.- COVID-19: Respiradors Low-Cost

La COVID-19, també coneguda com a malaltia respiratòria causada per SARS-CoV-2, és una malaltia infecciosa que es va identificar a la població de Wuhan, Xina, al desembre de 2019 donant lloc a una pandèmia mundial declarada per l'OMS l'11 de març de 2020.

El SARS-CoV-2 s'estén per diversos mitjans, principalment per la saliva i secrecions corporals. La saliva i els fluids respiratoris formen petites gotes/aerosols que es poden escampar a mesura que una persona infectada respira, rus, esternuda, canta o parla. A més a més, també es pot estendre per contacte directe i, encara que s'han realitzat molts estudis, avui en dia encara es desconeix la freqüència amb la que es propaga per superfícies contaminades.

Segons un estudi del Center of Systems Service and Engineering (CSSE) a la universitat Johns Hopkins, es comptabilitza un total de 526.906.000 casos confirmats des que va començar la pandèmia fins al maig de 2022, amb un total de 6.250.000 morts confirmades.



Il·lustració 14. Imatge del dashboard de la pàgina web de la universitat Johns Hopkins amb el comptadors de casos confirmats, mortalitats i vacunes administrades. Font: <https://coronavirus.jhu.edu/map.html>

El símptomes més greus que ha causat la COVID-19 han estat les dificultats respiratòries, la insuficiència respiratòria i la hipoxèmia silenciosa (disminució de la pressió en les artèries derivant en fort dolor al pit i sensació d'escassetat d'aire). L'OMS estima que 1 de cada 5 adults que s'infecten necessitaran hospitalització per dificultats respiratòries, i 1 de cada 20 rebrà atenció a les UCI per insuficiència respiratòria i necessitarà ventilació mecànica.

Durant aquesta pandèmia, les comunitats de tot el món s'han enfrontat a una gran escassetat d'equips mèdics, el que ha portat a situacions molt delicades com la decisió de no atendre a pacients amb baixa probabilitat estadística de supervivència.

Degut a la necessitat de la ventilació mecànica per afrontar els problemes respiratoris dels pacients, van anar apareixent ventiladors segurs, de baix cost, ràpids de fabricar i amb la suficient funcionalitat per proporcionar ventilació mecànica tant invasiva com no invasiva.

En Espanya per a que un respirador "low-cost" pugui ser utilitzat ha d'obtenir l'etiqueta CE, la qual indica que aquell producte compleix amb els requisits mínims legals i tècnics. Els requeriments per a considerar "low-cost" un respirador pulmonar artificial són els següents:

- Els components han de ser un hardware de fàcil adquisició i disponibles per al públic en general.
- Han de ser compatibles amb "Open-Source" per a que el disseny sigui àmpliament disponible i sigui tècnicament fàcil de construir.
- Han de ser capaços de tolerar una sèrie d'estratègies de ventilació per tractar les altes pressions de les vies respiratòries associades al síndrome de la dificultat respiratòria aguda.
- S'ha de mantenir una estratègia de contenció de costos per a garantir que el ventilador no resulti prohibitiu.

Un dels models que es va agafar d'exemple a principis de la pandèmia com a respirador pulmonar low-cost va ser OxyGEN. Defineixen aquest aparell com una màquina que automatitza el procés manual de ventilació en pacients en situació d'emergència on no hi ha suficients ventiladors disponibles. Va rebre l'aprovació de l'Agència Espanyola de Medicaments i Productes Sanitaris (AEMPS) per a poder ser utilitzat en els hospitals.



Il·lustració 15. Respirador OxyGEN de l'empresa catalana Protofy. Font: https://www.globalia.com/2020/03/31/oxygen-respiradores-ventiladores-automaticos_3486/

Al ser un hardware de codi obert, moltes empreses van adaptar les seves fàbriques per la construcció d'aquest mecanisme de ventilació, una d'elles va ser l'empresa SEAT a Martorell, que va reconvertir una de les seves línies de muntatge del model de cotxes León.

En aquesta ocasió, es va reutilitzar motors d'eixugaparabrises i altres tipus de components per a fabricar el model OxyGEN, amb la qual cosa podien realitzar 200 respiradors diaris aproximadament.



Il·lustració 16. Adaptació d'una línia de muntatge de l'empresa SEAT per la fabricació del respirador OxyGEN. Font: <https://www.lavanquardia.com/economia/20200417/48570019473/seat-erte-expediente-empleo-coronavirus.html>

2.3.- Conseqüències de l'ús dels respiradors pulmonars artificials

La ventilació mecànica és una eina molt important per al tractament de pacients amb insuficiència respiratòria, com s'ha anat comentant fins ara, però la seva aplicació no està exempta de riscos ni d'efectes adversos que podrien arribar a ser letals a la llarga.

Estudis que s'han anat realitzant durant l'evolució dels respiradors artificials confirmen que la ventilació mecànica pot danyar el pulmó i provocar una lesió pulmonar aguda. Pot aparèixer tant en pulmons prèviament sans com aquells prèviament danyats (aquests últims apareix amb major intensitat).

Principalment, es poden distingir dos tipus de lesions pulmonars induïdes per la ventilació: el volutrauma i l'atelectrauma.

El volutrauma es defineix com una sobredistensió del teixit pulmonar causada per l'ús de volum circulat elevat. És una complicació molt similar al barotrauma, però aquest últim es provocat per un canvi elevat en la pressió, com el que succeeix quan hi ha un canvi d'altitud. La conseqüència d'aquesta reacció inflamatòria és la ruptura de les parets alveolars.

L'atelectrauma és donat per l'esforç constant de l'acció repetitiva de la respiració, quan els pulmons es col·lapsen al final de la expiració degut a una combinació d'un estat pulmonar dolent i una capacitat residual funcional baixa. Per evitar aquest col·lapse, els metges han d'assegurar una pressió respiratòria final adequada (PEEP) per a mantenir els alvèols oberts.

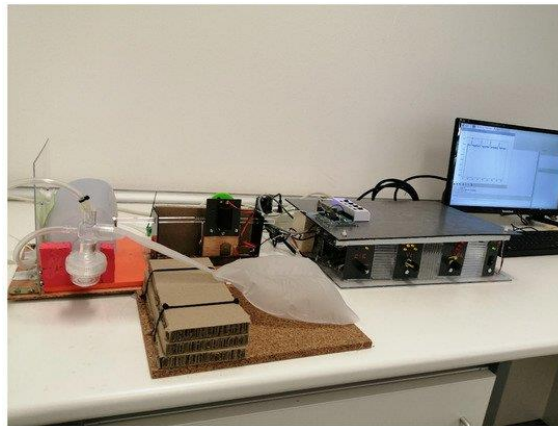
A part d'aquests problemes respiratoris, també s'ha de tenir en compte que durant el temps que el pacient es passa connectat a un ventilador mecànic, es perd una part de la massa muscular, ja que la persona es troba completament en repòs, a banda de dolors articulars degut a les posicions a les quals es troben i problemes circulatoris de la sang. Per evitar una llarga recuperació posterior a la intervenció respiratòria, l'equip mèdic comença amb la rehabilitació durant l'estat de ventilació.

2.4.- Estudi del respirador pulmonar artificial

En aquest punt es farà un estudi de l'estructura i el funcionament del respirador pulmonar artificial el qual tractarem aquest projecte.

2.4.1.- Descripció:

Aquest respirador pulmonar artificial "low-cost" va ser desenvolupat pel professor Leonardo Acho durant els principis de la pandèmia del Covid-19. És tracta d'un prototip experimental que a partir de les lectures de pressió de l'interior d'un pulmó artificial, es bombeja un ressucitador manual (AMBU) amb l'ajuda d'un servomotor. En aquest cas i com s'ha definit en els punts anteriors, ens trobem davant d'un respirador amb ventilació amb pressió positiva, més concretament, de cicle de volum. És a dir, un cert volum d'aire, especificat per l'infermer, es bombeja als pulmons permetent una exhalació passiva.



Il·lustració 17. Imatge del respirador artificial mecànic experimental al laboratori de la universitat. Font: <https://labtech.upc.edu/projects/ventilator>

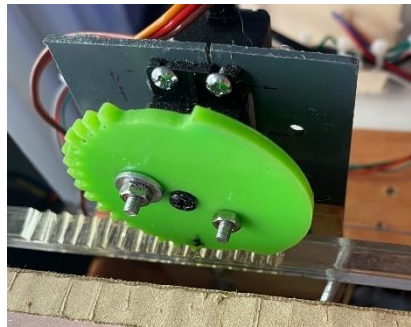
2.4.2.- Estructura i funcionament:

En aquest apartat i per explicar el contingut d'una forma més ordenada i entenedora, es pot dir que el respirador pulmonar es divideix en dues parts, la part mecànica i la part de control.

Començant per la part mecànica, ens trobem amb tot l'encapsulat que inclou el cablejat electrònic i el mecanisme que pressiona el baló de ventilació.

Per poder bombejar el ressucitador AMBU s'utilitza una barra de plexiglàs de 7,8 cm dentada a la part superior desplaçat per un engranatge de 2,5 cm de radi i una separació entre cada una de les dents d'1°. Aquesta roda dentada està subjectada per un motor pas a pas que rep indicacions de la placa Raspberry PI.

A la part final de la barra de plexiglàs i en contacte amb el ressucitador hi trobem una peça de plàstic encarregada del bombeig.



Il·lustració 18. Imatge de la roda dentada en contacte amb la barra de plexiglàs. Font: Imatge pròpia.

L'estructura on es troba subjectat aquest mecanisme està compost per tres materials diferents. Primer de tot tenim una placa de fusta on hi reposa tant l'AMBU com l'estructura del servomotor. Per evitar un desplaçament de la barra de plexiglàs hi trobem dues plaques petites de plàstic subjectades a la fusta. De la mateixa manera, una altra peça de plàstic subjecta el motor pas a pas. Dos peces sòlides de cartró s'utilitzen de reforç de l'estructura mecànica.

A la part final del ressucitador hi trobem dos tubs, com es pot observar en la il·lustració 19, a la part de dalt hi ha un tub connectat al sensor de pressió i a la part de sota el que s'encarrega d'expulsar l'aire del procés d'expiració, al qual hi va connectat el sensor de pressió. D'aquesta manera, al hipotètic pacient evita respirar el diòxid de carboni que expulsa. A la sortida de la unió entre els dos tubs hi trobem connectat els pulmons artificials. Són una peça de plàstic que intenten simular la elasticitat d'aquests durant el cicle respiratori. S'utilitzen per a realitzar proves de pulmons sans com per simular alguna falla.



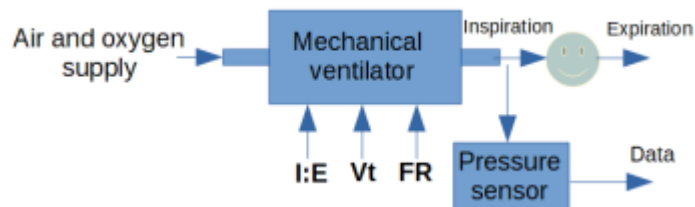
Il·lustració 19. Sistema de tubs del respirador. Font: Imatge pròpia.



Il·lustració 20. Imatge del pulmó artificial. Font: Imatge pròpia.

Pel que fa a la part de control, per a ser utilitzat en les unitats de cures intensives (UCI), el ventilador ha de permetre als usuaris ajustar tres directrius: la freqüència respiratòria (FR), la relació d'inspiració a expiració en cada cicle respiratori (I:E) i el volum d'aire subministrat al pacient (V_t). L'aparell s'encarrega d'ajustar el flux d'aire als pulmons del pacient dependent dels valors que ha elegit el clínic.

Com es pot veure en la il·lustració 21, el ventilador en qüestió compleix amb les tres directrius anteriors:

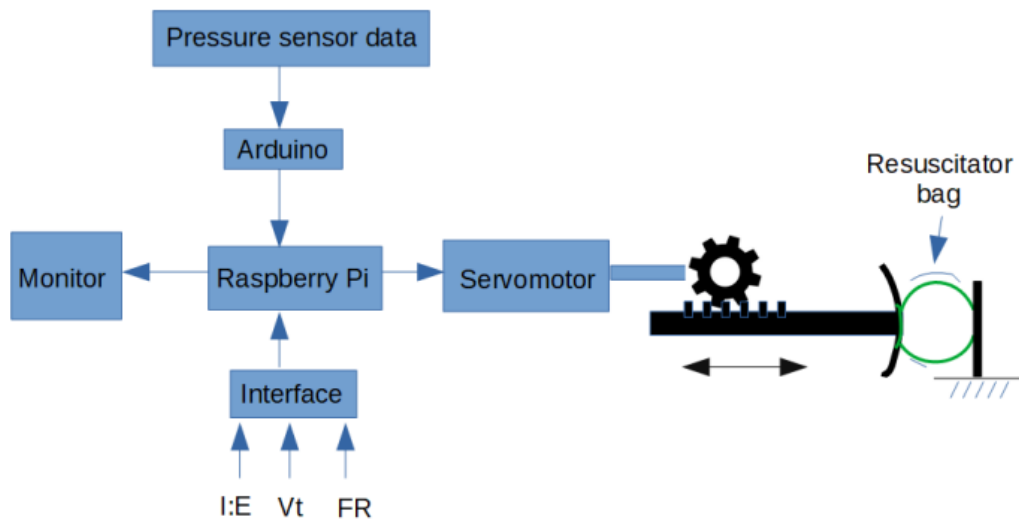


Il·lustració 21. Esquema general del funcionament del respirador mecànic.
Font: <https://labtech.upc.edu/projects/ventilator>

2.4.3.- Cablejat

Com es pot observar en la il·lustració 22, des d'una vista general, el sensor de pressió envia les dades de tensió que es converteix en pressió absoluta a través d'un codi aplicat a una placa Arduino UNO. Posteriorment, aquest microcontrolador està connectat mitjançant el port sèrie amb la Raspberry Pi Model 3b.

A la Raspberry hi estan connectades les tres entrades: FR, I:E i Vt. De la mateixa manera hi està connectada la sortida del servomotor, que mitjançant unes consignes calculades per un petit programa en codi Python, desplaça una barra de plexiglàs que bombeja el resuscitador AMBU i infla els pulmons artificials.



Il·lustració 22. Esquema del cablejat general del funcionament del ventilador mecànic. Font: <https://labtech.upc.edu/projects/ventilator>

2.4.3.1.- Raspberry PI i Arduino

És important tenir en compte com funciona la distribució dels pins de la nostra placa Raspberry. La que incorpora aquest respirador correspon al model “*Raspberry Pi 3 model B+*”, i consta de les següents especificacions tècniques:

Raspberry PI 3 Model B+	
Processador	Quad core 1,2 GHz
Memòria RAM	1GB
Wireless	LAN Bluetooth
Alimentació	Micro USB 5,1V
Memòria ROM	Micro SD 16GB
Ports	4 x USB 2.0 HDMI AUX 40 pins GPIO

Taula 3. Especificacions de la Raspberry PI 3 Model B+.



Il·lustració 23. Vista de planta de la Raspberry Pi 3 model B+ que incorpora el respirador. Es poden veure els pins a la part superior, els ports USB a la part de la dreta i la connexió HDMI a la part de sota. Font: Imatge Pròpia.

Seguint la taula 3, aquest model de Raspberry Pi consta de 40 GPIO pins, cada un amb una funció determinada. GPIO significa Entrada/Sortida de propòsit general, és a dir, serveixen per la lectura i escriptura de dades en components externs. Són pins digitals, per tant només poden adoptar el valor de 0 o 1. Com es pot veure en la il·lustració 24, hi ha 14 pins dedicats a la connexió a terra (GND), font d'alimentació i pins reservats per cablejat I2C, la resta dels 26 pins són GPIO.



3.3V PWR	1		2	5V PWR
GPIO 2	3		4	5V PWR
GPIO 3	5		6	GND
GPIO 4	7		8	UART0 TX
GND	9		10	UART0 RX
GPIO 17	11		12	GPIO 18
GPIO 27	13		14	GND
GPIO 22	15		16	GPIO 23
3.3V PWR	17		18	GPIO 24
GPIO 10	19		20	GND
GPIO 9	21		22	GPIO 25
GPIO 11	23		24	GPIO 8
GND	25		26	GPIO 7
Reserved	27		28	Reserved
GPIO 5	29		30	GND
GPIO 6	31		32	GPIO 12
GPIO 13	33		34	GND
GPIO 19	35		36	GPIO 16
GPIO 26	37		38	GPIO 20
GND	39		40	GPIO 21

Il·lustració 24. La Raspberry té una totalitat de 40 pins, dels quals 26 són de lectura i escriptura de dades. Font:

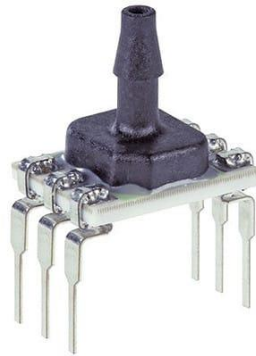
<https://docs.microsoft.com/es-es/windows/iot-core/learn-about-hardware/pinmappings/pinmappingsrpi>

La microSD que porta incorporada conté el sistema operatiu Raspberry Pi OS, el qual està basat en Linux. És el sistema operatiu més optimitzat per aquest tipus de plaques ja que consumeix molts pocs recursos, dada important ja que la Raspberry només disposa d'1GB de RAM

Per altra banda, tenim una placa Arduino UNO, un microcontrolador que està alimentat directament al port sèrie de la Raspberry amb un USB. Està compost per 6 pins analògics i 14 pins digitals, dels quals 6 estan reservats per senyals PWM. A aquest microcontrolador hi està únicament connectat el sensor de pressió, i s'envien les dades a la Raspberry PI a través de la connexió Serial.

2.4.3.2.- Sensor de pressió:

El sensor que disposa aquest respirador artificial és un sensor de pressió de la marca *Honeywell*, model ABPDANT005PGAA5. La il·lustració 25 correspon al sensor en qüestió. Es tracta d'un sensor de pressió de silici piezoresistiu amb sortida analògica per la lectura de la pressió. Està completament aïllat dels efectes de la temperatura, la sensibilitat i la no linealitat mitjançant un circuit integrat. La no linealitat prové de la sensibilitat d'aquest tipus de sensors el que provoca un ser gradient en la corba i fa que la lectura de la pressió no sigui una línia recta completament. Aquests sensors són capaços de mesurar pressions absolutes, diferencials i manomètriques. En el nostre cas, el sensor està connectat al tub d'expiració i llegeix la pressió absoluta en aquell punt. Per obtenir aquesta lectura, el tub es connecta a la part superior del sensor i es tapona el forat que hi ha a la part inferior (fa referència a la pressió diferencial).



Il·lustració 25. Sensor de pressió Honeywell (ABPDANT005PGAA5). Font: <https://www.mouser.es/ProductDetail/Honeywell/ABPDANT005PGAA5?qs=eRmS5dli9yP5z0HALJM90g%3D%3D>

Dels sis pins que disposa aquest sensor de pressió, només es realitza el cablejat en tres d'ells. Per una part tenim l'alimentació del sensor que es realitza en el pin 6, el GND és connecta al pin de terra del Arduino des del pin 1 del sensor i la lectura de la pressió es realitza connectant el pin 3 del sensor de pressió al pin analògic A1 de la placa Arduino.

En la taula 3 es pot veure la funció que tenen els pins del sensor de pressió:

Referenciat de Pins	
PIN 1	GND
PIN 2	NC*
PIN 3	OUTPUT
PIN 4	NC
PIN 5	NC
PIN 6	VDC

Taula 4. Especificacions de la Raspberry PI 3 Model B+.

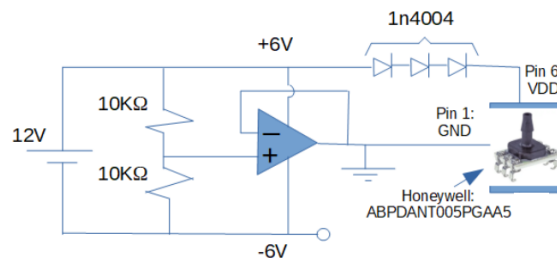
*NC = No connectat.

S'ha de tenir en compte les següents especificacions de la taula 4 per un ús acurat del sensor de pressió:

Especificacions ABPDANT005PGAA5			
Paràmetre	Mínim	Mitjana	Màxim
Tensió d'entrada	4,75 V	5 V	5,25 V
Intensitat	-	2 mA	3 mA
Temperatura	-20°C	-	85°C
Vida útil	$1 \cdot 10^6$ cicles	-	-
Rangs de pressió	0 psi	-	5 psi

Taula 5. Taula d'especificacions del sensor de pressió.

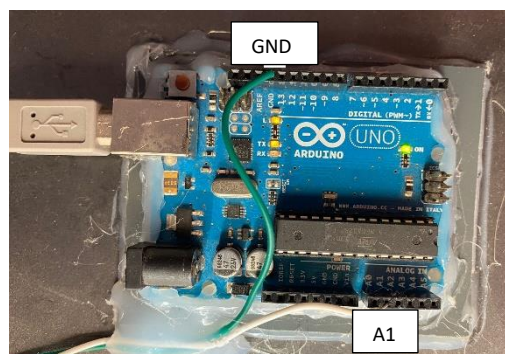
Per l'alimentació, hi ha implementat un circuit que limita el voltatge de la font de tensió de 12V als 5V als que s'alimenta el sensor (il·lustració 26).



Il·lustració 26. Circuit electrònic d'alimentació del sensor de pressió.

Font: <https://labtech.upc.edu/projects/ventilator>

El pin 3 del sensor de pressió està connectat al pin analògic A1 de la placa Arduino i el pin 1 connectat al GND del mateix microcontrolador. De la mateixa manera que amb la font d'alimentació, també es requereix d'un circuit electrònic entre el pin 3 del sensor de pressió i l'entrada analògica del Arduino.



Il·lustració 27. Vista en planta de la placa Arduino del respirador on es pot veure la connexió als pins GND i A1. Font: Imatge pròpia.

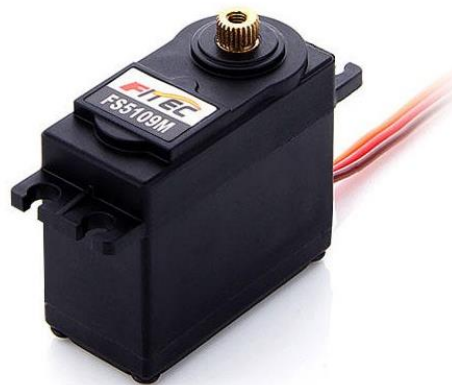
Per convertir els valors de voltatge que entren al Arduino a través del pin A1 a valors de pressió que es puguin utilitzar per al funcionament del ventilador, s'ha creat un petit codi (Annex 2) amb les dades que aporta el fabricant per obtenir el valor de la pressió en cmH_2O (il·lustració 28).

$$cmH_2O = 21,8 \times (Output(V) - 0,4)$$

Il·lustració 28. Equació final que converteix la sortida analògica de V a cmH_2O .

2.4.3.3.- Servo motor:

L'encarregat de realitzar el moviment per comprimir l'AMBU és el servomotor. En aquest cas, es té incorporat un servomotor d'alta precisió del fabricant Feetech. Es tracta del model FS5109M i treballa amb senyals d'entrada donades en forma de PWM.



Il·lustració 30. Imatge del servomotor FS5109M del fabricant Feetech. Font: <https://www.robotshop.com/es/es/servo-analogico-estandar-fs5109m-feetech.html>

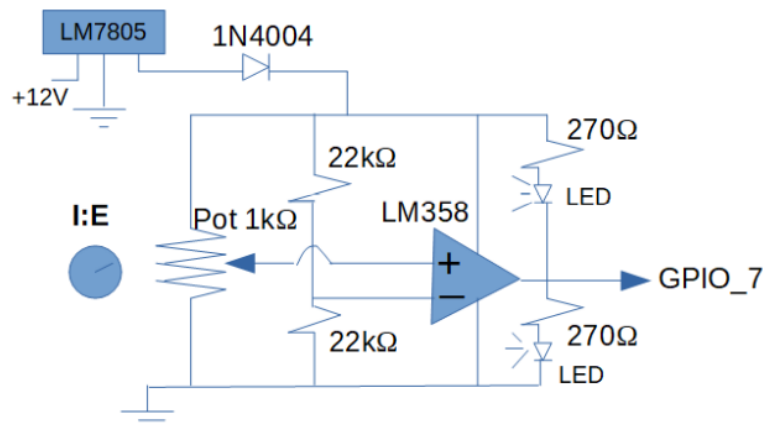
Aquest motor pas a pas es troba alimentat a 5V i la freqüència de funcionament és de 50 Hz. A més a més, és capaç de realitzar un gir de 60 graus en 0,16 segons i té un angle màxim d'operació de 180°.

Especificacions FS5109M		
Paràmetre	Valor	
Tensió d'entrada	4,8 – 6V	
Dimensions (llarg x amplada x alçada)	40,8 x 20,1 x 38 mm	
Pes	56 g	
Velocitat d'operació	Vin = 4,8V	0,18 s – 60°
	Vin = 6 V	0,16 s – 60°
Angle d'operació	180°	
Sistema de control	Analògic	

Taula 6. Taula d'especificacions del servomotor FS5109M.

Aquest motor està compost per tres cables: marró, vermell i taronja. El cable marró és connecta al pin GND de la Raspberry, el cable vermell és l'encarregat de l'alimentació (5V) i el cable taronja és el que transporta la senyal PWM.

De la mateixa manera que amb el sensor, l'alimentació del servo motor passa per un circuit regulador de tensió ja que la font principal és de 12 V.



Il·lustració 31. Circuit regulador de tensió del servo motor. Font: <https://labtech.upc.edu/projects/ventilator>

Per realitzar la pressió sobre l'AMBU, el servo motor té incorporat un engranatge que gira gràcies a una consigna calculada depenent de les variables de control, de la mateixa manera, es calcula el temps d'espera entre cada una de les rotacions.

2.4.3.4- Cablejat de Control:

Com s'ha explicat anteriorment, per a què un ventilador artificial pugui ser utilitzat en les unitats de cures intensives ha de complir una sèrie de normatives, entre elles, la persona encarregada de fer anar l'aparell ha de ser capaç de configurar i controlar una sèrie de variables: el volum d'aire subministrat, la freqüència respiratòria i la relació entre inspiració i expiració.

Aquestes tres variables d'entrada que es poden observar a la il·lustració 32 serveixen posteriorment per al càlcul de la senyal que el respirador li envia al servomotor per a que realitzi la compressió.

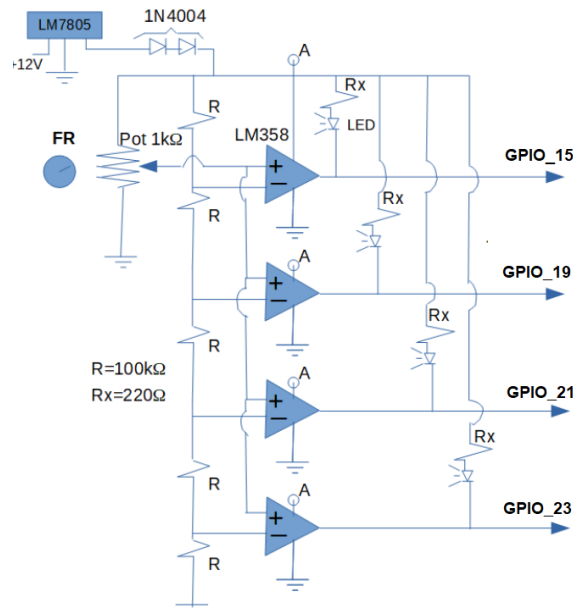


Il·lustració 32. Imatge de les tres variables d'entrada que ha de controlar el personal mèdic. Font: Imatge pròpia.

La freqüència respiratòria (Fr) normal per un adult en repòs és de 8 a 16 respiracions per minut, en canvi, la taxa mitjana d'un nadó és de 44 respiracions per minut aproximadament (<https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/007198.htm>). En el nostre cas es permet seleccionar entre quatre valors: 5, 10, 15 o 25 respiracions per minut.

Per al control de la freqüència respiratòria, disposem d'un circuit electrònic de quatre posicions, indicades per un LED cada una, que activen un dels pins de la Raspberry. En la posició inicial amb cap LED encès, s'activa per flanc de pujada el GPIO(15), que equival a 5 respiracions per minut, la segona posició activa el GPIO(19) que indica un valor de 10 respiracions per minut, el valor de 15 respiracions corresponen al GPIO(21) i, finalment, l'activació del GPIO(23) representen 25 respiracions per minut.

En la il·lustració 33 es pot veure el circuit electrònic que permet el sistema d'eleccions de la freqüència respiratòria.



Il·lustració 33. Circuit electrònic que permet la selecció de la freqüència respiratòria. Font:

<https://labtech.upc.edu/projects/ventilator>

La següent variable d'entrada que es pot modificar es el volum d'aire subministrat al pacient (V_t). El valor de la V_t depèn de l'edat del pacient, la massa corporal... entre d'altres. En aquest cas s'han elegit quatre valors diferents que pot configurar el personal mèdic, i de la mateixa manera que la freqüència respiratòria, son elegibles per mitjà d'una roda amb quatre posicions. La primera posició activa el GPIO(3), la segona posició activa el GPIO(5), la tercera activa el GPIO(11) i la quarta posició activa el GPIO(13).

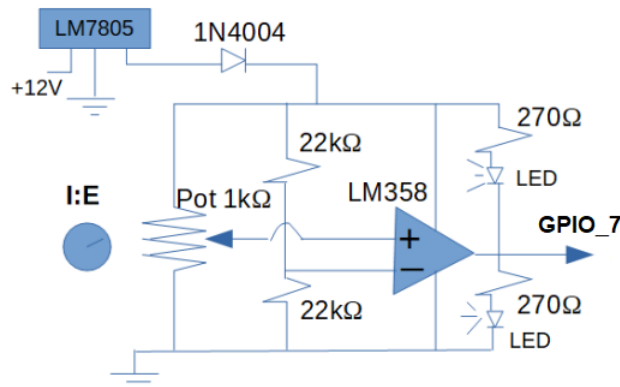
El fabricant de l'AMBU diu que la bombona té un volum total de 1475 mL, però les mesures realitzades al laboratori indiquen que conté un volum total de 800 mL, d'aquesta manera es va poder calcular quina quantitat de volum li estàvem subministrant al pacient depenen de quants pins havíem seleccionat.

El volum d'aire que s'introdueix als pulmons s'ha calculat de manera estimada fent l'àrea de la superfície de contacte amb l'AMBU per la distància de desplaçament de la cremallera. La superfície de contacte és un rectangle de 4,5 x 2,7 cm. Quan el valor dels quatre pins és 0, és a dir que es troben els quatre LED's encesos (ja que s'activen per flanc descendent), el desplaçament de la cremallera és de 2 cm, per tant el valor de volum total que es subministra al pacient és de 150 ml d'aire (150 cm³). Quan el GPIO(3) és l'únic que té valor 1, el volum que es subministra és de 250 ml d'aire. Si tant el GPIO(3) com el GPIO(5) estan actius amb valor 1, el volum té un valor de 300 ml d'aire. Finalment, el volum que es subministra de de 350 ml quan el GPIO(13) és l'únic amb valor 0.

El circuit electrònic del volum és el mateix que l'utilitzat a la freqüència respiratòria, l'únic que canvien són els pins de la Raspberry.

Finalment, la variable d'entrada que queda per a comentar és la proporció d'inspiració a expiració a cada cicle respiratori (I:E). Un pulmó sa la raó és de 1:1, però si ens trobem davant d'un pulmó malalt, el temps d'inspiració és més curt que el d'expiració. Això és degut a que l'expiració és un procés passiu o, de manera natural, no intervé cap múscul. Seguint aquesta explicació, els valor elegits que es poden configurar són: 1:2 i 1:3. Aquestes proporcions es fan per no estressar els pulmons, per a no insuflar aire quan encara no estan prou buits.

El circuit electrònic que s'ha utilitzat és el que indica la il·lustració 34, que en aquest cas, la rodeta per controlar aquesta entrada només té les dues posicions que van directe a un mateix pin (GPIO(7)). Quan el valor del pin és 0, indica que estem treballant a raó d'una inspiració per cada dos expiracions. En canvi, quan el valor del pin es 1, significa que estem treballant a proporció de una inspiració per cada 3 expiracions.



Il·lustració 34. Circuit electrònic que permet la selecció de la raó d'inspiració-expiració. Font: <https://labtech.upc.edu/projects/ventilator>

3.- METODOLOGIA:

Una vegada realitzat el estudi de l'estat del respirador artificial actual, el següent pas es enumerar i posar a prova les millores que se l'hi realitzaran.

Les dues millores que s'han elegit són les següents:

- Creació d'una interfície de monitorització a temps real de les tres entrades de control (Fr, I:E i Vt) i del valor del sensor de pressió. Aquesta és la part més important ja que poder monitoritzar les dades a la distància facilita el treball del personal mèdic encarregat del respirador artificial. La implementació es realitza mitjançant Node-Red, una eina de programació per connectar dispositius de hardware i serveis en línia de creació de "dashboards". Aquest interfície accessible a través del navegador web permet la connexió de diferents mòduls, on cada un té una funció en concret, i que es poden executar tots a la vegada. La seva interfície serà accessible per qualsevol dispositiu amb connexió a Internet (tauletes, mòbils, ordenadors...) i la visualització de les dades serà a temps real.
- Modificació de l'estructura actual del respirador. Com s'ha comentat a l'estat de l'art, l'estructura actual que fa de suport del servo motor està realitzada a base de cartró i fusta, cosa que suposa que molta part de l'esforç que pot realitzar el motor es necessita per a subjectar la construcció. Amb aquesta nova estructura es realitzarà un estudi on es recopilaran dades amb un pulmó sà i un pulmó danyat per poder veure-hi la diferència.

Per mantenir l'essència de respirador "Low-Cost", el programari que s'ha utilitzat per a la realització de la interfície gràfica per la monitorització de les diferents variables és de codi obert, per tant, accessible per a tothom. De la mateixa manera, els materials utilitzats en la millora de l'estructura són peces reutilitzades que he pogut trobar de diferents mobles que ja no se'ls hi donava un ús.

4.-EXPLICACIÓ DE LES MILLORES

4.1.- Monitorització:

Com s'ha explicat en l'apartat anterior, una de les millores que se l'hi ha realitzat al respirador pulmonar artificial ha estat la creació d'una interfície gràfica per la monitorització de les diferents entrades que pot regular el personal mèdic, és a dir, la freqüència respiratòria, el volum d'aire que se l'hi subministra al pacient i la proporció inspiració-expiració. També s'ha aconseguit visionar a temps real el valor del sensor de pressió. Abans d'explicar com s'ha realitzat aquesta millora, s'explicarà el perquè, i això es degut a que aquest apartat està relacionat amb el món del *Internet of Things* (IoT),

4.1.1.- Internet of Things:

Internet of Things (IoT) és una xarxa de dispositius electrònics que contenen sensors, software i altres tecnologies, connectats a Internet per intercanviar dades amb altres dispositius i usuaris.

El IoT, des de un punt de vista personal, ajuda a facilitar les feines diàries, reduint l'esforç humà i permet accedir fàcilment a la monitorització dels dispositius connectats. És per això que s'ha elegit el programari Node-Red, ja que permet la connexió des de diferents dispositius a les dades que recopilen els sensors i es pot visualitzar a temps real els diferents valors que van adoptant.

Des del punt de vista mèdic, estem oferint una solució als infermers encarregats de la vigilància del pacient per poder visualitzar el funcionament del respirador des de qualsevol punt de l'hospital, sempre i quan el dispositiu estigui connectat a la xarxa. D'aquesta manera, ofereixes comoditat al personal sanitari i una forma ràpida i precisa de poder preveure errors.

4.1.2- Node-Red:

Node-Red es una eina de programació visual que s'implementa en dispositius controladors de hardware. Treballa ensenyant les relacions i funcions de manera que ens permet programar sense escriure.

Va ser creada l'any 2013 per l'empresa d'informàtica IBM per la necessitat d'oferir una solució a la manera d'integrar un hardware amb altres serveis, donant facilitat a la connexió entre diferents dispositius de manera ràpida i fàcil. Avui en dia, Node-Red es considera l'estàndard de programari obert per al processament de dades a temps real.



Il·lustració 35. Icona de l'eina Node-Red, estàndard de programari obert creat l'any 2013 per l'empresa IBM.
Font: <https://nodered.org/>

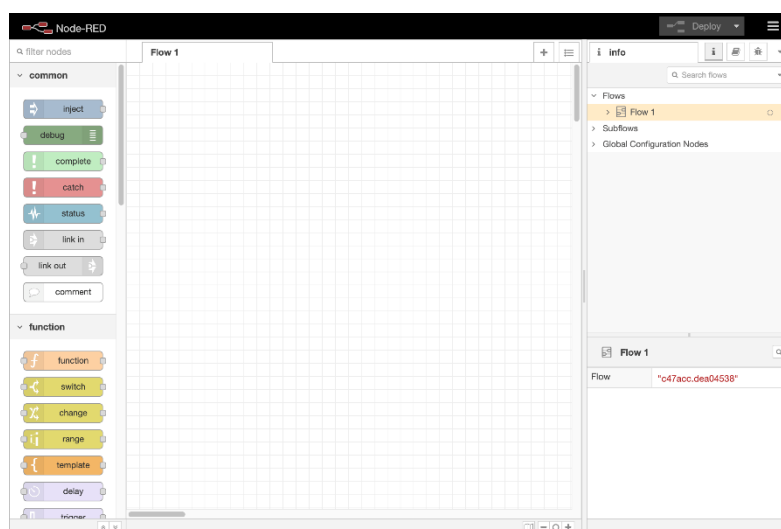
4.1.2.1.- Estructura:

La primera vegada que s'instal·la Node-Red apareix una interfície per defecte amb una pestanya principal anomenada *Flow*. En aquesta pàgina en blanc és on es treballa amb els diferents nodes que es troben a la part de l'esquerra de la pantalla (il·lustració 36).

Per unir els diferents nodes entre si o per crear situacions i condicions, existeixen uns nodes de funcions, que funcionen com a editor de textos, on es pot programar mitjançant JavaScript.

Per millorar la interacció entre usuari i software, Node-Red ens permet instal·lar infinitat de llibreries per a realitzar qualsevol tipus de funció. Hi ha llibreries predeterminades que venen per defecte i d'altres, com les que permeten la creació de gràfiques i displays de monitorització, que s'han d'instal·lar posteriorment.

Tots els flows que es creen a Node-Red es poden importar i exportar fàcilment ja que es guarden en format JSON. Existeixen llibreries online gratis on es poden compartir els codis realitzats.



Il·lustració 36. Interfície principal de Node-Red. A la part central es pot observar el flow on es realitzen les connexions dels nodes que es troben a la part de l'esquerra. Font: Imatge pròpia.

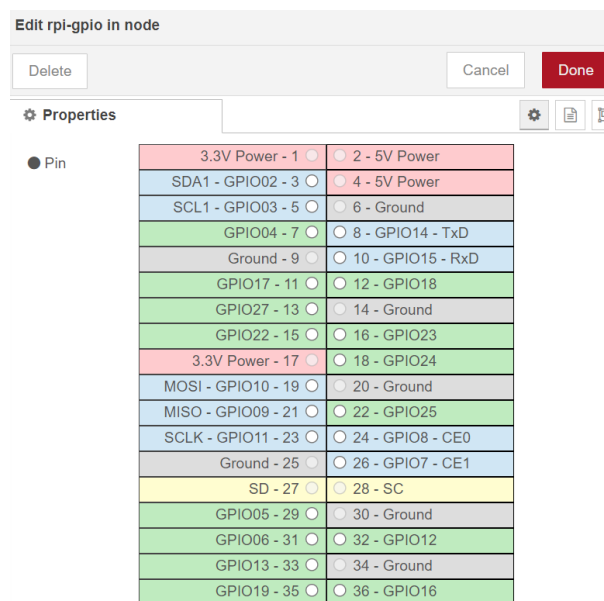
4.1.2.2.- Obtenció de dades

Una vegada coneixem com funciona Node-Red, s'ha de estudiar d'on s'obtenen les diferents dades que volem monitoritzar.

El software del Node-Red està instal·lat a la placa Raspberry, per tant sabem que la dada del sensor de pressió s'obté a través del port sèrie que connecta al microcontrolador Arduino i les dades de les entrades de control estan connectades directament als pins GPIO de la Raspberry.

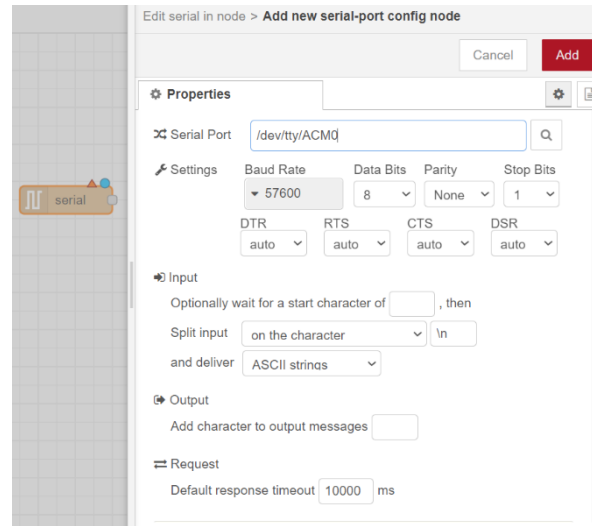
En la interfície de Node-Red hi ha dues llibreries que haurem d'utilitzar per poder realitzar un tractament a aquestes dades. Aquestes llibreries són:

- node-red-node-pi-gpio: són els nodes que ens permeten llegir o escriure l'estat en digital dels pins GPIO de la placa Raspberry. Com es pot veure a la il·lustració 37, quan s'obri la configuració del node apareix una imatge de tots els pins que conformen la placa i es pot seleccionar quina entrada es vol llegir. El propi Node-Red identifica quin model de Raspberry s'està utilitzant, en el nostre cas és la Raspberry Pi 3 model B.



Il·lustració 37. Node de configuració de lectura dels pins de la Raspberry Pi. Com es pot observar, es pot seleccionar aquell pin on es vol realitzar l'acció. Font: Imatge pròpia.

- node-red-node-serialport: en aquest cas ens permet connectar-nos al port serial de la Raspberry i poder llegir la variable que s'envia des del microcontrolador Arduino. En la il·lustració 38, s'hi pot veure les opcions de configuració d'aquest node.



Il·lustració 8. Node de configuració de lectura del port serial. A la part de dalt s'ha d'escriure el nom del port tal com el llegeix la Raspberry. A la part de sota es realitza la configuració que li haguéssim donat al port .serial amb el Arduino IDE. Font: Imatge pròpia.

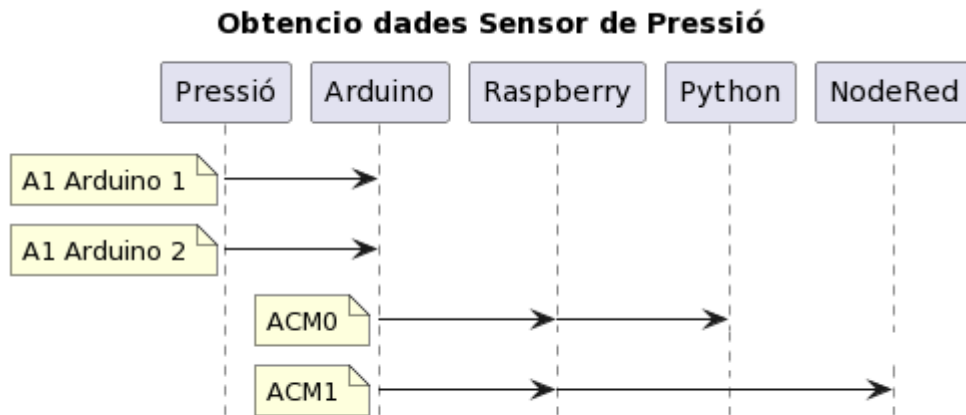
4.1.2.2.1.- Obtenció de la pressió:

El sensor de pressió aporta una sèrie de valors en format de tensió i, mitjançant un codi realitzat en llenguatge C++ [Annex 2], transforma aquest voltatge en valor de pressió. L'equació, que es troba a la il·lustració 28, ens retorna un valor en unitats de cmH_2O .

La sortida del sensor està connectada a l'entrada analògica del Arduino, i el Node-Red obté el valor de la pressió a través del port serial de la Raspberry, utilitzant el node de la il·lustració 38. L'inconvenient era que el programa en Python, que s'encarrega del moviment del servo motor, no podia llegir el valor del port serial si el Node-Red estava utilitzant el mateix port per llegir la pressió.

La solució que s'ha trobat ha estat utilitzar una placa Arduino secundària, fent un pont entre les dos entrades analògiques (A1) de cada un dels microprocessadors. D'aquesta manera, el programa de la Raspberry pot llegir el port serial "ACM0" i el Node-Red es comunica a través del port serial "ACM1".

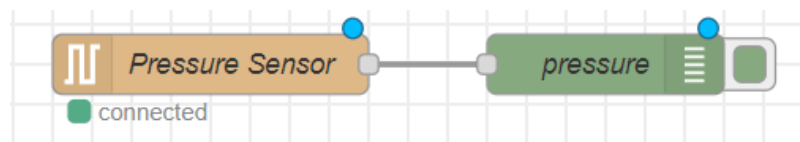
En la il·lustració 39 s'hi pot veure com es realitza el flux d'informació entre les dues plaques Arduino i poder utilitzar els dos softwares a la vegada:



Il·lustració 38. Flux d'informació per poder fer funcionar el programa de Python i el codi de Node-Red a la vegada. Font: Imatge pròpia.

Una vegada tenim el muntatge fet ja podem començar programant el codi a Node-Red. Primer de tot hem de configurar el node del port serial per què coincideixi amb el del Arduino d'on obtenim la informació. En el nostre cas s'ha inicialitzat el Baud Rate (velocitat de dades en bits per segon) a 9600 i l'hem configurat en el port "ACM1".

En conclusió i com indica el node, el port serial queda de la següent forma: /dev/ttyACM1:9600-8N1. El valor de 8N1 significa que estem treballant amb 8 bits, un bit de parada i sense paritat (N).



Il·lustració 39. Configuració del node del port serial per obtenir el valor de la pressió. Font: Imatge pròpia.

Amb el node de color verd que es pot observar en la il·lustració 40 (node de "Debug") es pot realitzar la monitorització de la informació que l'hi arriba al Node-Red. En el missatge hem de diferenciar el "payload", que inclou el valor del sensor de pressió, i el "tòpic", que ens dona informació d'on s'han extret les dades.

```
msg : Object
  ▶ { payload: "0.51", port:
    "/dev/ttyACM1", _msgid:
    "2e9fa88ea9665ab2" }
-----
10/6/2022, 11:08:21 node: pressure
msg : Object
  ▶ { payload: "0.52", port:
    "/dev/ttyACM1", _msgid:
    "a37672549206a8db" }
```

Il·lustració 40. Missatge que ens mostra per pantalla el node "Debug". En aquest cas el valor del sensor de pressió és de 0.51 cmH2O segons el payload. Font: Imatge pròpia.

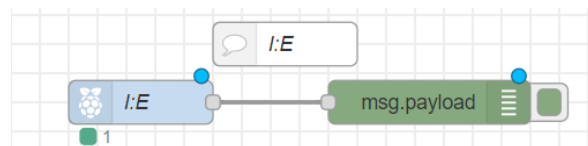
4.1.2.2.2.- Obtenció de les entrades de control:

Les entrades de control estan directament connectades als pins GPIO de la Raspberry. Com s'ha vist anteriorment, aquests pins son digitals, per tant només es pot llegir el valor 1 o 0, depèn de si s'ha activat o no.

Per poder obtenir els valors que equivalen a l'accionament de cada un dels pins GPIO elegits, primer hem de ser capaços de llegir el bit.

L'estructura que conforma les entrades és la següent:

La proporció entre inspiracions i expiracions es llegeix amb el pin 7, que equival al GPIO 4 de la taula que ens mostra el node.



Il·lustració 41. El node de color blau s'anomena GPIO-in i es el que ens permet llegir al valor digital del pin en qüestió. Font: Imatge pròpia.

En aquest cas, si el valor del pin és 0, la raó entre la inspiració i la expiració és de 1:2. En canvi, si el valor és 1, la I:E equival a 1:3. Per tant, un cop llegit el valor del pin, realitzant una petita funció en JavaScript és pot transformar el valor que ens retorna el payload per el valor equivalent (1:2 o 1:3).

```
var newMsg = msg.payload;
if(newMsg==0){

    msg.payload="1:2"
}
else {msg.payload="1:3"}
return msg;
```

Il·lustració 42. Amb un node de funció lligat al node de GPIO-in som capaços de treballar amb la variable del pin digital. En aquesta funció, quan el pin=0, el missatge que és mostrat serà 1:2. Font: Imatge pròpia.

Pel que fa a la resta de les entrades, el procediment és semblant que amb la I:E, però en aquest cas disposem de quatre pins per cada una de les entrades, per tant, la funció per realitzar la equivalència entre pin i valor haurà de dependre d'una sèrie de condicions. A més a més, a diferència que amb la raó entre inspiració i expiració, la connexió amb els pins està realitzada a nivell baix. Per tant, quan activem una posició de l'entrada de la freqüència respiratòria, el valor que s'obtéindrà al Node-Red serà un 0.

Com es pot observar en la il·lustració 42, el node que ens aporta el valor del pin GPIO retorna el payload i el tòpic. Per tractar els quatre valors de la freqüència respiratòria o del volum d'aire que li proporcionem al pacient, s'ha de guardar el payload de cada una en quatre variables diferents, això es realitza amb el node "Change" que es pot veure a la il·lustració 44 de color groc. Per exemple, la primera posició del volum d'aire el movem d'una variable msg.payload a una variable anomenada flow.vt1:



Il·lustració 43. El node anomenat "move msg.payload" ens permet guardar el valor del payload a una variable anomenada vt1, que serà fàcilment tractable posteriorment en un node de funció. Font: Imatge pròpia.

Seguint el codi en Python podem saber quin es el valor de control que correspon a cada una de les entrades dependent de l'activació dels pins.

Per el volum d'aire subministrat al pacient tenim:

- Si el pin 3 (GPIO 2) = 0 i la resta de pins equivalen a 1, el volum proporcionat al pacient és de 250 mm d'aire.
- Si el pin 3 (GPIO 2) = 0, el pin 5 (GPIO 3) = 0 i la resta valen 1, el volum equival a 350 mm d'aire.
- Si estan actius els pins anteriors i ara s'activa el pin 11 (GPIO 17) = 0, el volum proporcionat és de 450 mm d'aire.
- Finalment, si s'activa el pin 13 (GPIO 27) i la resta segueixen actius, el volum proporcionat al pacient es de 600 mm d'aire.

Sabent les condicions anteriors, es pot crear una funció que relacioni el valor dels pins amb el valor que volem llegir per pantalla:

```
var vol1 = flow.get("vt1");
var vol2 = flow.get("vt1");
var vol3 = flow.get("vt1");
var vol4 = flow.get("vt1");
var VolTotal = 0.0;

if(vol1=="0" && vol2=="1" && vol3=="1" && vol4=="1"){

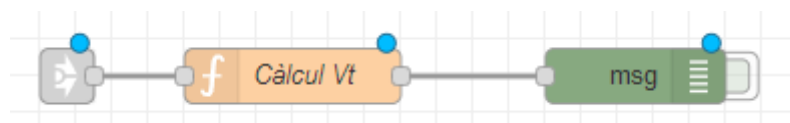
    VolTotal = 150;
}
else if(vol1=="0" && vol2=="0" && vol3=="1" && vol4=="1"){

    VolTotal = 250;
}
else if(vol1=="0" && vol2=="0" && vol3=="0" && vol4=="1"){

    VolTotal = 300;
}
else if(vol1=="0" && vol2=="0" && vol3=="0" && vol4=="0"){

    VolTotal = 350;
}
else VolTotal = 150;

msg.payload = VolTotal;
return msg;
```



Il·lustració 44. En el node "Càlcul Vt" hi està inclòs el codi anterior. Font: Node-Red.

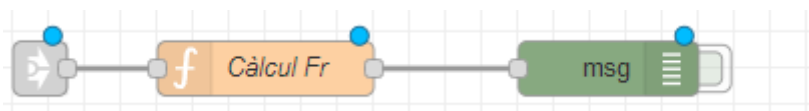
De la mateixa manera s'ha realitzat el codi per extreure els valors de la freqüència respiratòria:

- Si no hi ha cap pin activat, el respirador proporciona 5 respiracions per minut.
- Si el pin 15 (GPIO 22) = 0 i la resta de pins equivalen a 1, es realitzen 10 respiracions per minut.
- Si el pin 15 (GPIO 22) = 0, el pin 19 (GPIO 10) = 0 i la resta valen 1, el pacient rep 15 respiracions per minut.
- Si estan actius els pins anteriors i ara s'activa el pin 21 (GPIO 9) = 0, es realitzen 20 respiracions per minut.
- Finalment, si s'activa el pin 23 (GPIO 11) i la resta segueixen actius, el respirador proporciona 25 respiracions per minut.

El codi que realitza la equivalència anterior és el següent:

```
var fre1 = flow.get("fr1");
var fre2 = flow.get("fr2");
var fre3 = flow.get("fr3");
var fre4 = flow.get("fr4");
var freTotal = 0;

if(fre1=="1" && fre2=="1" && fre3=="1" && fre4=="1"){
    freTotal = 5;
}
else if(fre1=="0" && fre2=="1" && fre3=="1" && fre4=="1"){
    freTotal = 10;
}
else if(fre1=="0" && fre2=="0" && fre3=="1" && fre4=="1"){
    freTotal = 15;
}
else if(fre1=="0" && fre2=="0" && fre3=="0" && fre4=="1"){
    freTotal = 20;
}
else if(fre1=="0" && fre2=="0" && fre3=="0" && fre4=="0"){
    freTotal = 25;
}
else {freTotal = null;}
msg.payload = freTotal;
return msg;
```



Il·lustració 45. Igual que en la il·lustració 45, dins del node "Càlcul Fr" està inclòs el codi anterior. Font: Node-Red.

4.1.2.3.- Creació del Dashboard:

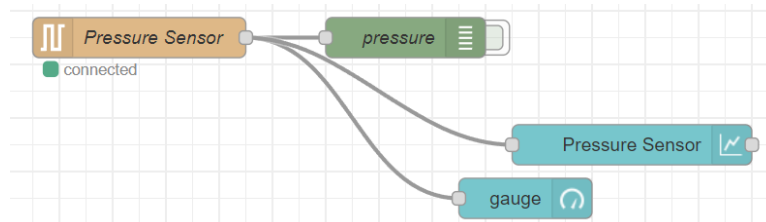
Una vegada s'han obtingut totes les variables, ja es pot començar amb la monitorització d'aquestes. Per poder afegir gràfiques i crear l'aplicació, el primer pas és instal·lar les llibreries necessàries a Node-Red. En aquest cas, hem d'afegir la següent:

- node-red-dashboard: aquesta llibreria proporciona un llistat de nodes per crear ràpidament un panell de dades a temps real.

Una vegada ho tenim instal·lat al flow del Node-Red, es podrà comprovar les diverses opcions que ens ofereix aquesta llibreria. Permet afegir interruptors, gràfiques, taules de dades, diferents tipus de botons... Una vegada afegit els nodes que ens interessin, es podrà veure el resultat a la direcció: <http://<ip>:1880/ui>.

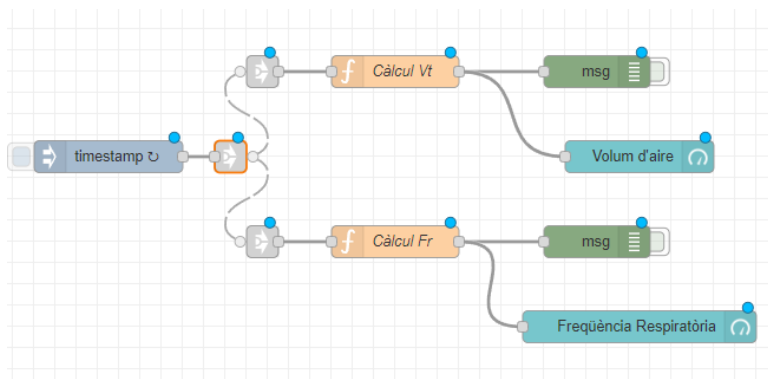
Seguint l'estructura que s'ha realitzat a l'hora d'obtenir les dades, s'haurà de tenir en compte en quin format apareixen al payload.

Primer de tot ens trobem amb el sensor de pressió, en aquest cas és una variable decimal que es va actualitzant a temps real i s'ha de controlar. Per monitoritzar la pressió s'ha utilitzat, per una part, un node que ens permet realitzar gràfiques, d'aquesta manera es pot anar observant per pantalla els pics causats quan el servo motor entra en contacte amb el ressucitador. A més a més, també s'ha afegit un node que ens permet visualitzar la variable de la pressió com un indicador de velocitat d'un vehicle, així fem que l'aplicació sigui més visual.



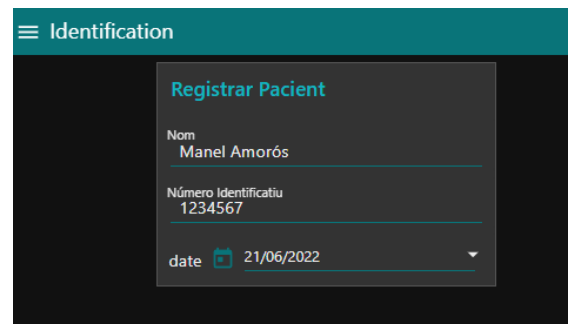
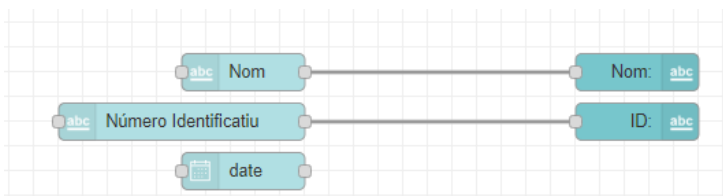
Il·lustració 46. El node que realitza gràfiques i el node que permet visualitzar un valor com un indicador estan lligats a la sortida del node d'on s'obté el valor de la pressió. Font: Imatge pròpia.

La proporció entre inspiració i expiració apareix en format text (string), per tant en aquest cas haurem d'utilitzar un node de text del dashboard. En canvi, el volum d'aire que es subministra al pacient i la freqüència respiratòria es tracten en format decimal. Per visualitzar aquestes dues entrades de control s'ha utilitzat un tipus d'indicador, utilitzant el mateix node que amb el sensor de pressió, però en aquest cas es visualitza en forma de dipòsit que es va omplint com més gran és el valor de control (veure figura 48).



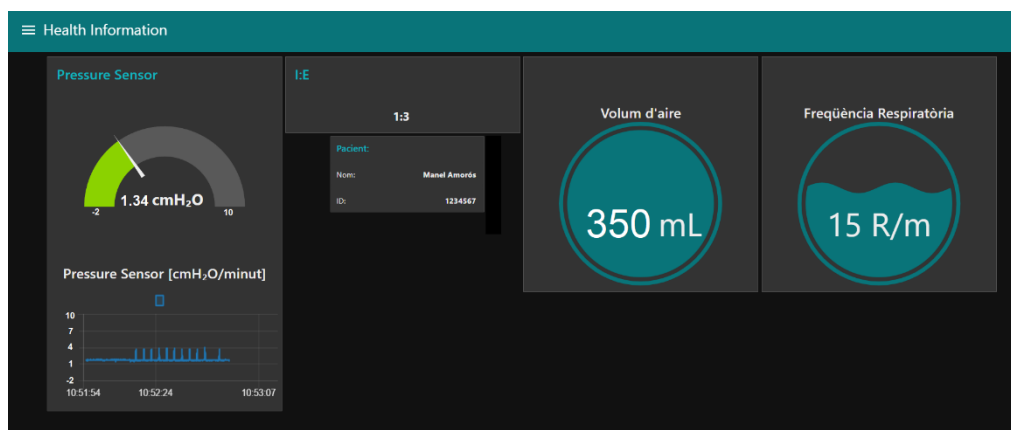
Il·lustració 47. En aquesta imatge es pot veure com es fan els indicadors de la Vt i de la Fr. El node blau del principi injecta un impuls cada 0,5 segons per actualitzar les dades. Font: Node-Red.

Per simular que es tracta d'una aplicació real utilitzada en hospitals, s'han creat dues seccions. La primera és un petit formulari on s'indica el nom del pacient, un identificador (en aquest cas el DNI) i la data a la que ens trobem. S'ha fet amb els nodes que es poden veure a la figura 49. El resultat final d'aquest apartat és el següent:



Il·lustració 48. A la dreta hi ha els nodes que formen la secció d'identificació de l'app. A l'esquerra es pot observar el resultat final. Font: Node-Red.

Finalment, el resultat final de la secció d'informació seria el següent, on es pot trobar el valor de les tres variables de control i els indicadors del sensor de pressió:



Il·lustració 49. Captura de pantalla de l'aplicació de monitorització. Per poder accedir s'ha d'entrar a la URL següent: <IP>:1880/ui. Font: Imatge pròpia.

4.2.- Modificació estructural

Una vegada realitzada la millor de la monitorització del respirador pulmonar artificial, el següent pas és fer una màquina més eficient en el sentit de rendiment. En el prototip inicial, el servo motor realitzava un esforç molt gran per subjectar la estructura cada vegada que havia de realitzar un insuflat d'aire. A més a més, les fustes que subjectaven l'estructura principal estaven perdent resistència i a la barra de plexiglàs, a causa de la calor i del moviment de l'engranatge, se l'hi estaven deformant les dents.

4.2.1.- Procediment realitzat:

Primer de tot, es va pensar com reforçar l'estructura per a què el rendiment del servo motor millori. La zona on es realitza tot el moviment respiratori estava subjectada per una única fusta de marqueteria, a diferents altures, el que suposava que un cop el motor impulsava la barra de plexiglàs contra el ressucitador, es realitzes un esforç de torsió sobre aquesta placa.

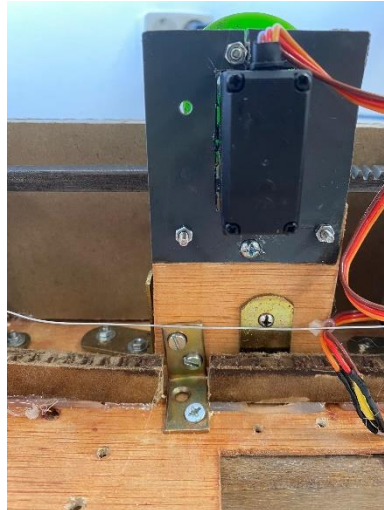
Per evitar aquest problema s'han eliminat les peces de silicona que feien aixecar la base i s'han cargolat dos llistons de fusta de banda a banda de l'estructura, d'aquesta manera s'evita la flexió de la placa de fusta i tot es troba a la mateixa altura.



Il·lustració 50. Imatge dels dos llistons que subjecten la base del respirador per mantenir l'estructura a la mateixa altura. Font: Imatge pròpia.

Una vegada s'ha provat la millora anterior, es va veure que l'estructura que subjecta el servo motor era molt feble, i encara que es reforces la base, el servo tenia moltes pèrdues d'energia degut a que es movia molt.

Per solucionar aquest problema, com es pot veure en la figura 48, s'ha cargolat una esquadra d'acer que agafa l'estructura del servo amb la base de fusta, per tant, s'evita que quan s'apliqui un voltatge al motor, aquest no es mogui al realitzar l'esforç.



Il·lustració 51. En aquesta imatge es pot observar a la part de sota l'esquadra cargolada a la base de l'estructura que subjecta el servo. Font: Imatge pròpia.

Finalment, es va reemplaçar la barra de plexiglàs per una barra d'acer amb les mateixes mesures. Gràcies a aquesta millora i al realitzar-se de forma industrial, la distància entre cada una de les dents és homogènia. A més a més, al ser un material més resistent, no es necessiten les peces que subjectaven la barra de plàstic i l'esforç que realitza el servo per desplaçar-la és menor (veure il·lustració 53).



Il·lustració 52. En la imatge es pot veure la nova cremallera feta amb acer. Aportem resistència i durabilitat al respirador. Font: Imatge pròpia.

En la bibliografia [2] hi ha un vídeo on es pot veure el moviment de l'estructura abans i després de la modificació. Es pot apreciar com el servo guanya rendiment i el moviment sobre la cremallera es molt més fluid.

5.- ESTUDI EXPERIMENTAL

A l'hora de realitzar l'estudi experimental ens basarem en com diferenciar quan el respirador pulmonar està treballant amb un pulmó sà o amb un pulmó danyat, tenint en compte les limitacions que presenta aquest aparell.

S'ha de tenir en ment que es tracta d'un prototip, el qual els valors que s'agafen són totalment aproximats a valors de casos reals extrets de diferents estudis. S'ha de pensar que el cos humà es diferent en cada una de les persones i el seu funcionament pot variar a partir de molts factors: edat, pes, sexe, qualitat de vida... Per tant, el personal mèdic, a l'hora d'ajustar els valors de control, en aquest cas, d'un respirador, ho fa de forma específica per a cada pacient.

Els resultats finals de l'experiment estaran basats en la electrònica que constitueix el respirador. Per poder validar-los en un cas real es necessita de personal mèdic expert per a fer-ho.

5.1.- Condicions inicials de l'estudi:

L'estudi inicial s'ha realitzat sense la millora estructural, és a dir, sense el reforç de l'estructura del respirador i sense la modificació de la barra de plexiglàs que impulsa el ressucitador.

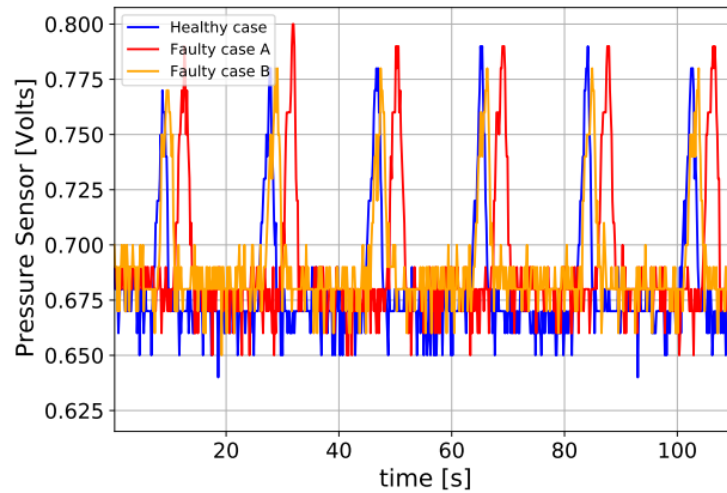
Com s'ha dit en l'apartat anterior, s'ha realitzat un recull de dades amb diferents condicions del pulmó:

- Pulmó sà: es tracta de inflar totalment el pulmó i deixa que treballi simulant un pulmó d'una persona sana.
- Pulmó danyat: amb la mateixa condició de pulmó inflat, es col·loca una massa petita a sobre d'aquest per simular una petita deformació en el teixit pulmonar. En aquest cas es farà amb dues masses diferents: unes claus de cotxe que tenen una massa de 48 grams aproximadament, i una moneda de dos euros d'uns 8,5 grams.

Les condicions inicials de les entrades de control del respirador són les següents:

- I:E = 1:2.
- $V_t = 350$ mL.
- Fr = 5 R/minut.

En la figura 54 es pot observar la gràfica extreta de les dades que provenen directament del sensor, sense cap tipus de tractament.



Il·lustració 53. Gràfica superposada de les dades dels tres experiments. La gràfica blava representa el pulmó sa, la gràfica vermella és amb el primer cas de pulmó danyat i el taronja fa referència amb el segon cas. Font: <https://labtech.upc.edu/projects/ventilator>

Es pot veure que, amb les tres gràfiques superposades, hi ha una gran similitud entre els casos estudiats. Per poder extreure un resultat que ens permeti poder concloure en quin cas el pacient no està patint alguna problema en els pulmons es necessiten realitzar un tractament de les dades mitjançant algoritmes més avançats.

Per poder analitzar les dades, la forma matemàtica més fàcil és extreure la mitjana estadística mitjançant un filtre lineal passa baix. Aquesta estratègia pot provocar que la senyal mesurada tendeixi a l'infinit a mesura que passa el temps. Per poder arreglar això, s'utilitza l'integrador de Clegg, que permet reajustar els valors o directament reiniciar-los sempre que es compleixi la condició que se l'hi dona. En aquest respirador se l'hi ha aplicat les següents condicions:

$$x(k + 1) = \begin{cases} 0, & |d(k)| > th \\ x(k) + h[-a(x(k) - d(k))], & |d(k)| \leq th \end{cases}$$

Il·lustració 54. Integrador de Clegg utilitzat per al filtratge de dades.

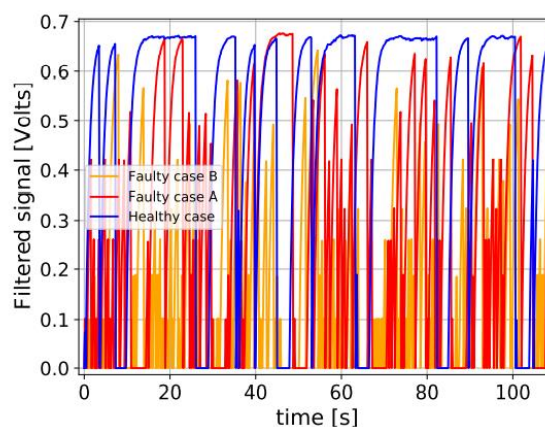
On $d(k)$ són les dades que s'han de processar, $x(k)$ és el valor que adopta després de passar pel filtre passa baix, i 'a', 't' i 'h' són constants positives del filtre que es declaren a dins del codi Python.

En l'experiment aquestes constants tenen el següent valor:

- a = 1
- t = 4,53
- h = 0,15

El valor de 'h' correspon a la diferència entre el màxim i el mínim voltatge que adopta els valors visualitzats a la il·lustració 54 ($0,8 - 0,65 = 0,15$). El valor de 't' és el valor equivalent de realitzar la mitjana de les dades i dividir-ho entre el valor de 'h'. La mitjana en aquest cas és 0,679, el que comporta que al dividir-ho entre 0,15 obtinguem el valor de 4,53.

Una vegada calculades aquestes constants, la gràfica amb les tres condicions és la següent:



Il·lustració 55. Gràfica amb les dades filtrades per l'integrador de Clegg.

Font: <https://labtech.upc.edu/projects/ventilator>

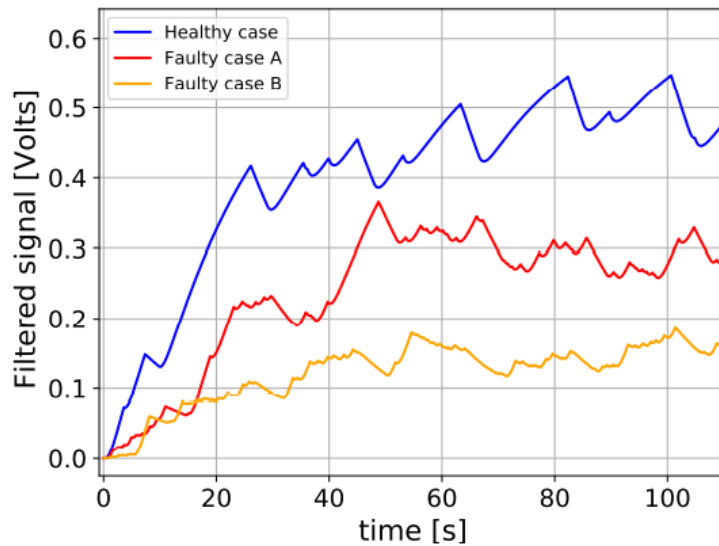
A diferència de la gràfica de la il·lustració 54, en la il·lustració 56 aquelles dades que complien la condició que donava de resultat zero no s'han tingut en compte. Finalment, els valors obtinguts es poden filtrar.

El filtre passa baix de primer ordre utilitzat en el codi té la següent forma:

$$w(k + 1) = w(k) + h(-a_1(w(k) - x(k)))$$

Il·lustració 56. Filtre passa baix de primer ordre. Font: <https://labtech.upc.edu/projects/ventilator>

Aplicant el filtratge passa baix (il·lustració 58), la gràfica que surt de resultat permet discernir quines mesures formen part de la zona on el pulmó es troba sà i en quines zones el pulmó està patint.



Il·lustració 57. Gràfica amb les dades tractades pel filtre passa baix. Com es pot observar, el pulmó s'adopta una tendència al voltant dels 0,5V. Font: <https://labtech.upc.edu/projects/ventilator>

Es pot afirmar, observant la gràfica, que el pulmó s'adopta a mantenir-se a valors al voltant de 0,5V. Per tant, tots aquells valors en règim permanent per sota d'aquests 0,5V es poden considerar valors d'un pulmó que està danyat. D'aquesta manera es pot avisar al personal mèdic que un pacient està patint algun tipus de problema respiratori si el sensor envia valors equivalents a un pulmó inferiors a la dada que es posa com a límit.

6.- Estudi ambiental

Avui en dia, es convenient realitzar un petit estudi de l'impacte ambiental en cas que aquest projecte es volgués industrialitzar. Ens centrarem en la petjada provocada per la fabricació del cablejat, semiconductors i dels microprocessadors, a més a més, de la fabricació i la industrialització dels materials de l'estructura: les peces de fusta utilitzades com a reforç i l'acer utilitzat en la substitució de la barra de plexiglàs.

Encara que per una banda, l'evolució en l'àmbit dels sensors i l'ús de l'electrònica ha suposat una millora en la eficiència energètica i la capacitat de la monitorització d'aquesta, la proliferació en la producció d'aquests components suposa un augment en les deixalles electròniques i l'alliberament de materials perillosos en el medi ambient.

Segons un estudi realitzat per investigadors de Harvard l'any 2020, preveuen que l'any 2030, la tecnologia de la informació i la computació representi un 20% de la demanda mundial d'energia.

De la mateixa manera, la indústria de l'acer ha anat evolucionant molt els últims anys i s'ha convertit en un material que permet ser reciclat molt fàcilment ja que no presenta una degradació significativa després de la seva utilització.

En el projecte, els materials utilitzats han estat reciclats o reutilitzats d'altres aparells o objectes que s'han pogut trobar per casa. Els llistons de fusta han estat extrets d'una calaixera antiga, tallada amb una serra de mà, per tant en aquest aspecte no hi hagut cap tipus d'impacte. L'esquadra d'acer i els cargols també són materials reutilitzats i implementats al respirador sense cap tipus de màquina. L'únic procés que ha suposat un impacte ambiental ha estat el tall de les dents sobre la barra d'acer, realitzat per una fresadora. Per tant, la carga ambiental principalment ha estat el consum d'energia elèctrica.

7.- Complicacions

El projecte que es va plantejar en un principi ha estat modificat al llarg del pas dels mesos ja que s'han trobat una sèrie de complicacions que han fet buscar solucions i trobar-ne alternatives.

El primer problema amb el que ens vam trobar va ser amb l'objectiu de modificar el sensor de pressió i el servo motor. Degut a la pandèmia i amb l'escassetat de microprocessadors, els enviaments des de Xina són cada vegada més cars i el temps d'arribada és superior que en anys previs. El sensor de pressió, buscat en mes de Març de 2022, tenia un temps d'arribada prevista de quatre mesos. A més a més, la unitat tenia un preu de 35,95 euros si compraves 100 unitats totals, amb unes despeses d'enviament de 60€ aproximadament. El nou servo motor tenia el mateix problema, el preu d'una unitat era de 25 euros si en compraves un total de 20 unitats, i les despeses d'enviament rondaven al voltant del 40 euros.

Un altre problema amb el que m'he trobat ha estat la capacitat de rendiment de la Raspberry Pi 3 model B+. Una vegada executats el programa Arduino i el programa en Python, no es podia realitzar cap tipus d'acció en la interfície, ja que la pantalla es quedava totalment congelada fins que no finalitzes el codi. Això portava a que el Node-Red no es pogués utilitzar ja que la placa no tenia suficient processador com per fer-lo funcionar. Per solucionar aquest problema, es va convertir l'arxiu de Python a una aplicació executable (.exe) (Annex 3). D'aquesta manera, la Raspberry no consumeix tants recursos i es poden utilitzar la resta del programari.

Un altre repte amb el que m'he trobat durant aquests mesos ha estat complir amb l'essència del respirador artificial, que sigui un producte Low-Cost. L'única millora que ha passat per un procés d'industrialització ha estat la fabricació de la cremallera que empeny el ressucitador.

Finalment, el problema que ha costat més solucionar ha estat la sincronització entre el Node-Red, Arduino IDE i el codi Python. A l'hora d'obtenir les dades, la web de Arduino t'avisa que Node-Red i Arduino no poden estar executat a l'hora, ja que després les dades no s'envien a través del port serial i no es poden llegir. A més a més, si els valors de la pressió no arriben a la Raspberry, el programa Python t'avisa que hi ha més d'una màquina intentant obrir accedir al port sèrie o les dades no han viatjat i no les pot llegir.

Com he explicat anteriorment, implementant un nou Arduino i obrint dos camins per separat vam poder aconseguir que tot funcionés a la vegada. A més a més, per poder obtenir les dades del codi en Python es va anar complicant ja que les possibilitats que ens donava el Node-Red només funcionaven per sensor i servo motors "predeterminats" amb les seves pròpies llibreries.

8.- Conclusió

En aquest projecte s'han aconseguit parcialment els objectius que s'havien plantejat des d'un principi.

Primer de tot, l'estudi de l'aparell ha estat un procés llarg i tediós. Al tractar-se d'un prototip, s'havia d'entendre el seu funcionament des d'un punt de vista electrònic i no tant des del punt de vista mèdic. Tenint en compte les diverses limitacions que presentava l'aparell, s'han hagut de realitzar les millores partint des d'un punt inicial.

La millora estructural s'ha anat realitzant a mesura que s'ha anat utilitzant el respirador i per tant ha portat més temps de l'esperat. Aquest, en un principi, no havia estat desplaçat fora del laboratori, i el moviment per poder treballar-hi des de casa ha ocasionat que algunes de les parts de l'estructura s'anessin fent més febles, cosa que va portar al trencament de la barra principal de plexiglàs o un curtcircuit en el sensor de pressió provocat per la humitat la silicona degut a la calor.

La part de la monitorització és la que ha donat més problemes i la millora que estic més satisfet. Ha estat una tasca complicada ja que, fent recerca, hi havia molt poca documentació on donés idees de com sincronitzar el Node-Red amb una placa Arduino i una placa Raspberry a la vegada. Al final i dedicant molt temps en l'aprenentatge, s'ha pogut crear una aplicació accessible per qualsevol dispositiu que ofereix la monitorització en temps real de les condicions d'entrada del respirador i de l'estat del pulmó del pacient.

Per altra part, s'ha de fer una part d'autocrítica, ja que en un principi no era conscient de tots els inconvenients que he anat trobant al llarg d'aquest camí i el temps ha estat un factor clau a l'hora de poder anar complint amb els objectius marcats.

Finalment, com a conclusió global, estic satisfet amb el treball realitzat ja que m'ha aportat una dosis d'experiència necessària per a futurs projectes com a enginyer.

9.- Bibliografia

- [1] Acho, Leonardo., N. Vargas, Alessandro., & Pujol-Vazquez, Gisela (2022). Low-Cost, Open-Source Mechanical Ventilator with Pulmonary Monitoring for COVID-19 Patients. <https://www.mdpi.com/2076-0825/9/3/84/htm>
- [2] Amorós, M. (2022). Comparació del funcionament entre l'estructura inicial i l'estructura modificada. <https://youtu.be/TSitIyCgk8A>
- [3] Así eran los primeros respiradores artificiales. (2022). <https://www.eluniversal.com.mx/opinion/mochilazo-en-el-tiempo/asi-eran-los-primeros-respiradores-artificiales>
- [4] Casabona, L., Santos, R., & Lillo, M. (2022). Historia y evolución de la ventilación mecánica. <https://fcsalud.ua.es/es/portal-de-investigacion/documentos/monografias-libros-y-capitulos-2016/historia-y-evolucion-de-la-ventilacion-mecanica.pdf>
- [5] Cómo funcionan los respiradores y por qué la desesperada carrera por fabricar más es clave en la batalla contra el coronavirus - BBC News Mundo. (2022). <https://www.bbc.com/mundo/noticias-52060716>
- [6] DeepL Translate - El mejor traductor del mundo. (2022). <https://www.deepl.com/es/translator>
- [7] Enviar datos de un arduino a otro. (2022). <https://forum.arduino.cc/t/enviar-datos-de-un-arduino-a-otro/63069/6>
- [8] Estructura de los Flujos en Node-RED. (2022). <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/2020/11/29/estructura-de-los-flujos-en-node-red/>
- [9] Gordo Vidal, F., Delgado Arnaiz, C., & Calvo Herranz, E. (2022). Lesión pulmonar inducida por la ventilación mecánica. https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0210-56912007000100003
- [10] How case?, H., it, S., & data, P. (2022). JSON data to Dashboard Chart. <https://discourse.nodered.org/t/json-data-to-dashboard-chart/3792/3>
- [11] How case?. (2022). Running python in node-red, passing back a msg. <https://discourse.nodered.org/t/running-python-in-node-red-passing-back-a-msg/32673/11>
- [12] How to Plot line chart of real time data. (2022). <https://discourse.nodered.org/t/how-to-plot-line-chart-of-real-time-data/40167/14>
- [13] Impacto ambiental del acero: Circularidad de acero - ECVerde. (2022). <https://economiecircularverde.com/impacto-ambiental-del-acero/>

- [14] Impactos ambientales/Fabricación de hierro y acero - Wikilibros. (2022).
https://es.wikibooks.org/wiki/Impactos_ambientales/Fabricaci%C3%B3n_de_hierro_y_acero#Producci%C3%B3n_de_acero
- [15] Joshi, S. (2022). Cómo filtrar filas de DataFrames en función de los valores de columna en Pandas. <https://www.delftstack.com/es/howto/python-pandas/how-to-filter-dataframe-rows-based-on-column-values-in-pandas/>
- [16] La industria de chips tiene otro problema: su huella de carbono. (2022).
<https://www.elfinanciero.com.mx/tech/2021/04/09/la-industria-de-chips-tiene-otro-problema-su-huella-de-carbono/>
- [17] LabTECH - Ventilator. (2022). <https://labtech.upc.edu/projects/ventilator>
- [18] Node-Red, H., Vaddi, S., & Chambers, I. (2022). How to trigger Python script on Raspberry Pi from Node-Red. <https://stackoverflow.com/questions/32057882/how-to-trigger-python-script-on-raspberry-pi-from-node-red>
- [19] Noninvasive Ventilation in Severe Hypoxemic Respiratory Failure | A Randomized Clinical Trial | American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine. (2022).
<https://www.atsjournals.org/doi/full/10.1164/rccm.200301-072OC>
- [20] Principal, P., médica, E., & superficial, R. (2022). Respiración rápida y superficial: MedlinePlus enciclopedia médica. <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/007198.htm>
- [21] REDIB. (2022). https://redib.org/Record/oai_articulo2782007-volutrauma-una-complicaci%C3%B3n-subdiagnosticada-durante-la-ventilaci%C3%B3n-mec%C3%A1nica
- [22] Respirador artificial - Wikipedia, la enciclopedia libre. (2022).
https://es.wikipedia.org/wiki/Respirador_artificial
- [23] Seat, Virgin y fábricas de todo el mundo harán el respirador español. (2022).
<https://www.blockchaineconomia.es/seat-virgin-haran-el-respirador-espanol/>
- [24] Storing Data in Node-Red Variables. (2022). <https://stevesnoderedguide.com/node-red-variables>
- [25] Using the Exec Node to Run External Commands. (2022).
<https://stevesnoderedguide.com/using-the-exec-node>
- [26] Vaughan, A. (2022). PlantText UML Editor. <https://www.planttext.com/>
- [27] Volumen corriente - Wikipedia, la enciclopedia libre. (2022).
https://es.wikipedia.org/wiki/Volumen_corriente



[28] Zapata, J. (2022). Visualización de Datos con Python | Jose Ricardo Zapata.

<https://joserzapata.github.io/courses/python-ciencia-datos/visualizacion/>