

Ventilación Asistida, primer paso

Assisted Ventilation, first step

Presentación: 15/09/2022

Sergio Felissia.

UTN-FRSFCO Universidad Tecnológica Nacional-facultad regional San Francisco, Argentina.
sfelissia@facultad.sanfrancisco.utn.edu.ar

Bruno Rubiolo.

UTN-FRSFCO Universidad Tecnológica Nacional-facultad regional San Francisco, Argentina.
brubiolo@facultad.sanfrancisco.utn.edu.ar

Germán Montejano.

UNSL Universidad Nacional de San Luis, Argentina.
gmontejano@unsl.edu.ar

Rodolfo Podadera.

UTN-FRSFCO Universidad Tecnológica Nacional-facultad regional San Francisco, Argentina.
rpodadera@facultad.sanfrancisco.utn.edu.ar

Resumen

El presente proyecto nace de la necesidad que evidenció la Argentina en el año dos mil veinte, cuando el país y el mundo vieron desbordada su capacidad hospitalaria y aumentada la necesidad de poder contar con este tipo de instrumentos en cantidad suficiente y económicamente accesible. Lo anterior se convirtió en un desafío que refleja tecnología y desarrollo puesta a disposición del país. El proyecto abarca, provisión y acondicionamiento de aire en cantidad suficiente, a temperatura y humedad controlada. Y en su primera etapa se busca la modelización de su sistema de control, para luego poder avanzar y llegar así a poder diseñar un Framework para respirador artificial.

Palabras clave: Ventilación asistida – modelización función de transferencia

Abstract

This project is born from the need that Argentina evidenced in the year two thousand and twenty, when the country and the world saw their hospital capacity overwhelmed and the need to be able to count on this type of instruments in sufficient quantity and economically accessible increased. This became a challenge that reflects technology and development made available to the country. The project covers, provision and conditioning of air in sufficient quantity, at controlled temperature and humidity. And in its first stage, the modelling of its control system is sought, in order to then be able to move forward and thus be able to design a Framework for artificial respirator.

Keywords: Assisted ventilation – modelling transfer function

Introducción

Según el escenario presente en el país y en el mundo, uno de los problemas para enfrentar y dar batalla de manera completa a la pandemia causada por el virus COVID-19, es que no se disponía de cantidad suficiente de respiradores asistidos. Ya planteada la introducción, el problema que busca resolver de este proyecto es la imposibilidad descripta y como paso final plantear el desarrollo de un Framework para respiradores asistidos que sea accesible por grupos de investigación de distintas universidades como resultado final (se aclara que hoy se está en el comienzo del desarrollo y los resultados son educativos en su totalidad).

Durante los últimos años y gracias al avance de distintas plataformas tecnológicas se pudo percibir accesibilidad a las mismas para todo quien lo decida siendo algunas de ellas software libre / hardware libre. Lo que motiva la realización de distintos modelos desde los más básicos hasta aquellos que sean interoperables con distintas posibilidades y distintos lazos de control, accesibilidad y portabilidad desde o hacia otras bases o plataformas.

El proyecto es desarrollado por integrantes del grupo **GIROc** (Grupo de Investigación en Robótica y Control, que trabaja en I+D+i) de la facultad de regional San Francisco de la Universidad Tecnológica Nacional. La cual facilita los laboratorios y alguna de las distintas partes que conforman los diferentes prototipos en los que está abocado su fuerza de trabajo. Debido a los objetivos planteados fue necesario un importante respaldo humano, así como material, herramientas e instrumentación. Se tuvo acceso a distinta aparatología como por ejemplo osciloscopios digitales, fuentes de corriente directa, soldadores, generadores de señales, y también un lugar físico donde el grupo pueda reunirse siempre y cuando las disposiciones vigentes lo hayan permitido y luego todo se trabajó mediante reuniones científicas virtuales.

Conceptualización Inicial

Respirar: Proceso en el cual el oxígeno se pone en contacto con el sistema circulatorio e ingresa en la sangre, elimina dióxido de carbono (CO₂), produce proceso metabólico y finalmente proporciona energía.

Por lo general, se dice respirar y se hace referencia al movimiento mecánico de los pulmones, sin embargo, lo anterior es mucho más que un movimiento en el sistema respiratorio y consiste en expulsar gases que se alojan en los pulmones. En la inspiración, sucede la contracción de los músculos intercostales y el diafragma, lo cual permite que el aire ingrese en los pulmones, mientras que, en la expiración, sucede la relajación de los músculos intercostales lo que produce que los gases sean expulsados fuera de los pulmones.

En el proceso biológico de la respiración suceden los siguientes procesos: ventilación entre atmósfera y pulmones, Intercambio de oxígeno y dióxido de carbono en la superficie pulmonar y a nivel celular. El sistema respiratorio se encarga de mantener un flujo de aire en superficies intercambiadoras de gases pudiendo adicionar oxígeno y eliminar dióxido de carbono de la sangre que pasa por los pulmones. De acuerdo a lo explicado en libros de Fisiología, la respiración se inicia con movimientos alternados y cíclicos de inspiración y expiración, controlados por los músculos de la caja torácica.

La contracción de diafragma y también músculos intercostales externos, que se da en la inspiración, obliga a expandir la caja torácica y así produce que, la presión intrapulmonar alcance niveles por debajo de 1 atm. Lo descrito está reglado por la ciencia física, la cual establece que un gas (en nuestro caso aire) se movilizara desde el lugar de mayor presión, al lugar de menor presión, permitiendo un flujo unidireccional entre ambos lugares; facilitando que el aire fluya desde la atmósfera hacia los pulmones (en términos médicos desde la vía aérea hacia los alveolos, donde realiza el intercambio de oxígeno con el sistema circulatorio).

La vía aérea se divide en dos partes, la parte alta (boca, cavidad nasal, faringe y laringe) y la parte baja o vía aérea intratorácica (tráquea, bronquios, Alveolos pulmonares). El flujo del aire que ingresa, lo hace por la nariz y la boca con dirección a la faringe (la faringe se presta tanto para el paso de aire, como para el paso de alimentos), llegando a la laringe, donde se encuentra con las cuerdas vocales, que son quienes producen sonido cuando el aire pasa.

Lo descrito, pertenece a la vía aérea alta y resulta fundamental en el momento de hablar de aparatos de ventilación asistida, ya que en el proceso de la intubación endotraqueal (cuando un paciente no puede sostener la respiración por sí solo y se requiere conectarlo, se debe colocar un tubo dentro de la tráquea para que el volumen de aire ingrese en los pulmones. En este momento es importante abrir la boca y tener a la vista la laringe y las cuerdas vocales, con el fin de no causar daño alguno.

Analizando la vía aérea baja, luego de pasar por la laringe, el aire pasa a la tráquea, que es un tubo con un diámetro de 15mm a 20mm recubierto parcialmente por anillos de material cartilaginoso. La tráquea se encuentra comprendida entre el cuello (vía extratorácica) y el tórax (vía aérea intratorácica), la cual se divide posteriormente en dos bronquios (derecho e izquierdo), los que presentan diferencias en sus formas físicas, las cuales residen en que el bronquio derecho se encuentra más verticalizado que el izquierdo, es más corto y más voluminoso. Estas desigualdades hacen que cuando se realice una intubación endotraqueal, se deba tener mucho cuidado que el tubo no se resbale hacia el bronquio derecho (dado su tamaño). Lo que podría crear graves traumas respiratorios en el paciente. En general los bronquios tienden a dividirse en un gran número de ramas dentro del pulmón, esto dado que el aire debe llegar a todas las unidades de intercambio del pulmón, con un flujo laminar de baja velocidad.

Otra parte esencial del sistema respiratorio son los pulmones, los cuales se componen por los bronquios intrapulmonares, vasos sanguíneos (vasos bronquiales, arteria pulmonar, venas pulmonares) y vasos linfáticos. Básicamente cada pulmón se divide en lóbulos, el pulmón derecho cuenta con tres lóbulos y el izquierdo con dos. Dentro de los lóbulos se encuentra la pieza maestra de los pulmones *unidad alveolocapilar* los cuales son pequeñas bolsas dispuestas en forma de racimos al final de los bronquiolos terminales, la subdivisión más pequeña de la vía aérea. Finalmente se hace necesario mencionar que el sistema respiratorio está íntimamente ligado con el sistema circulatorio mediante dos tipos de lazos: Lazo mecánico, entre fuelles de la caja torácica y la bomba circulatoria y lazo nervioso, entre los receptores y neuronas que regulan la respiración y la circulación, sirviendo para coordinar las respuestas de ambos sistemas.

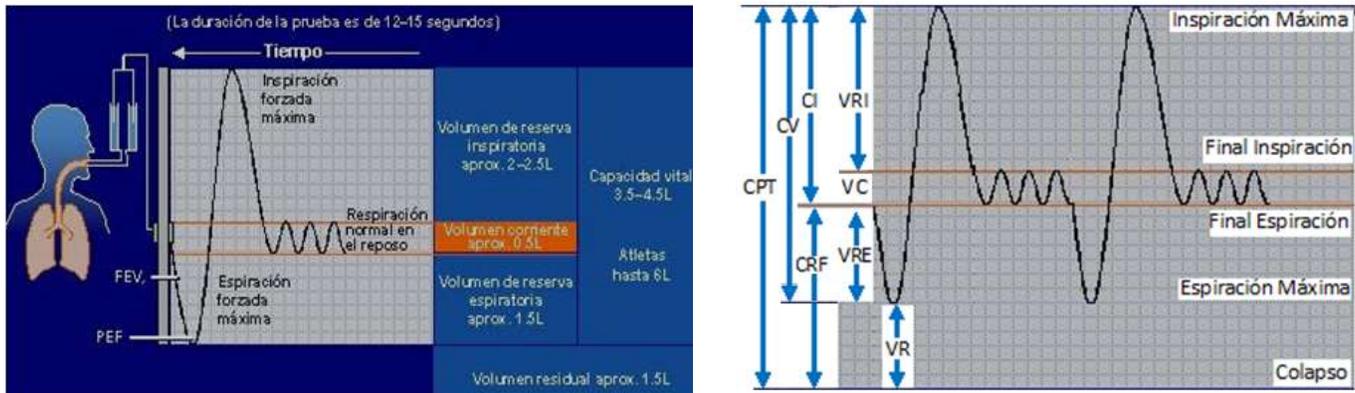


Fig. 1. Capacidad pulmonar de una persona sana

En la gráfica se puede apreciar VRI volumen de reserva inspiratoria, VC volumen corriente, VRE volumen de reserva espiratoria, VR volumen residual.

La suma de los volúmenes da por resultado la capacidad pulmonar CPT capacidad pulmonar total, CV capacidad de ventilación, CI capacidad de inspiración, CRF capacidad residual funcional.

Se considera un ciclo completo de respiración a una inspiración y espiración consecutivas; por lo que el volumen corriente es el volumen de aire inhalado en un ciclo de respiración.

La función del sistema respiratorio es tomar el aire que ingresa por vía aérea y conducirlo hasta los alvéolos, donde se produce el intercambio de gases. Así, el oxígeno pasa a la sangre y es transportado a todas las células.

Se nombra aquí la ventilación mecánica (VM), la cual es una técnica de soporte ventilatorio que se divide en dos variantes bien definidas (VMNI: Ventilación Mecánica no Invasiva) a través de máscaras o conductos y (VI: Ventilación Mecánica no Invasiva) a través de traqueotomía en pacientes con insuficiencia respiratoria aguda.

Tipos de respiradores asistidos

Respiradores de presión (BiPAP: Bilevel Positive Airway Pressure)

Este respirador genera dos niveles de presión, inspiratorio y espiratorio. La diferencia entre ambas presiones representa la presión inspiratoria efectiva o presión de soporte. El mecanismo del mismo está basado en una turbina que genera alto flujo de aire y así la presión en la vía aérea alcanza rápidamente el nivel prefijado (presión inspiratoria).

También puede captar la inspiración del paciente (trigger) y es muy sensible y se adapta al patrón respiratorio del paciente y requiere que el mismo mantenga el impulso respiratorio. No son indicados para pacientes en los que su vida depende del respirador.

La presión espiratoria actúa como PEEP (Positive End Expiratory Pressure, Presión positiva al final de la espiración) como parte de su mecanismo de acción.

Respiradores de Volumen

Este tipo de instrumento está basado en introducir el volumen de aire programado en la vía aérea o tubo endotraqueal. El parámetro principal es el volumen de gas que se pretende aportar al paciente, el cual se mide en ml (mililitros).

No pueden proporcionar presión espiratoria. En los pacientes que la precisan hay que añadir una válvula externa (válvula PEEP), lo que aumenta la resistencia del circuito y no garantiza el correcto funcionamiento en los respiradores portátiles.

Desarrollo

Paso siguiente a la investigación de temas necesarios, se comenzó a diseñar un respirador asistido (no invasivo), propulsado eléctricamente, por un motor de corriente continua que presiona de manera cíclica y configurable una bolsa resucitadora, la cual se utiliza para suministrar aire al paciente afectado. Como primer paso se delineó el sistema completo al que se quiere arribar y se comenzó por la modelización y la función de transferencia del motor que lo propulsará.

Modelado matemático del motor de CC

En el siguiente diagrama se representa el motor DC, la caja reductora y la carga acoplada al motor. Esta imagen ilustra muy bien el sistema utilizado en el proyecto, compuesto por tres subsistemas.

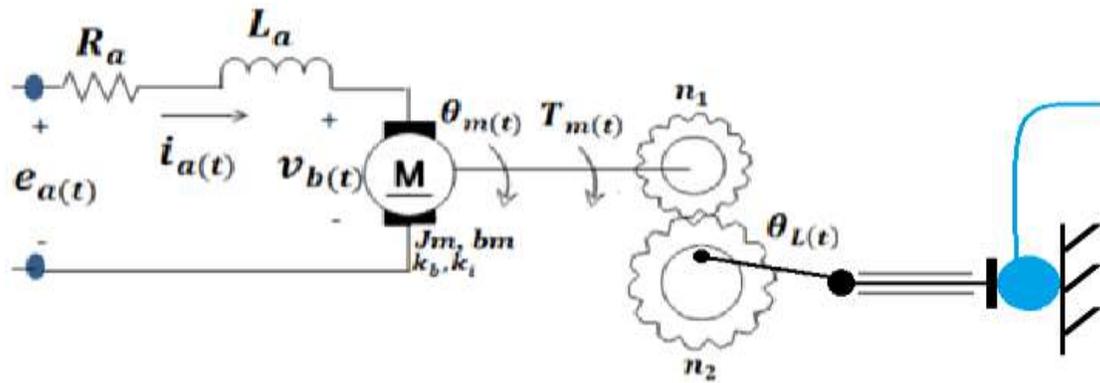


Fig. 2: Esquema eléctrico, magnético y mecánico del motor que presiona linealmente la bolsa.

Se explicará de manera genérica cada uno de los subsistemas, eléctrico y magnético, e individualmente el mecánico.

Sistema magnético

Al circular la corriente $i_a(t)$ por el bobinado de armadura dentro de un campo magnético se induce un torque que hace girar el rotor. La intensidad del par es directamente proporcional a la corriente de armadura y al campo magnético. Despreciando las pérdidas en el motor, la potencia eléctrica consumida es igual a la potencia mecánica entregada en el eje, por lo tanto:

$$P = e_a(t) \times i_a(t) = T(t) \times \omega_t(t) \quad T(t) = \frac{P}{\omega_t(t)} = \frac{e_a(t) \times i_a(t)}{\omega_t(t)} = K_t \times i_a(t)$$

Donde K_t es la constante de proporcionalidad o de par del motor.

Otro fenómeno importante que ocurre es la fuerza contraelectromotriz $V_b(t)$ anteriormente nombrada, la cual es una tensión generada cuándo los conductores de la armadura se mueven a través de un flujo magnético generado por unos imanes permanentes.

$$V_b(t) = K_e \times \omega_t(t) = K_e \frac{d\theta_m(t)}{dt}$$

Donde K_e es la constante fem (fuerza contraelectromotriz). Ahora aplicando transformada de Laplace a las ecuaciones de $T(t)$ y $V_b(t)$ se llega a:

$$T(s) = K_t \times i_a(s) \quad V_b(s) = K_e s \theta_m(s)$$

Sistema eléctrico

Está formado por un bobinado de armadura que cuenta con una resistencia R_a , una inductancia L_a y la fuerza contraelectromotriz $V_b(t)$. El motor es controlado por un voltaje $e_a(t)$ aplicado a los terminales de armadura. Para obtener la ecuación eléctrica del motor se aplica Ley de Kirchoff, la cual indica que la tensión aplicada en los terminales de armadura es igual a la suma de la caída de tensión en la resistencia, más la caída en la inductancia, más la fuerza contraelectromotriz.

$$e_a(t) = R_a i_a(t) + L_a \frac{di(t)}{dt} + V_b(t)$$

Luego aplicando transformada de Laplace se obtiene:

$$e_a(s) = i_a(s)(R_a + sL_a) + K_e s \theta_m(s)$$

Sabiendo que $V_b(t) = K_e \frac{d\theta_m(t)}{dt}$

Sistema mecánico

Mediante las leyes de Newton para movimientos rotacionales para un motor de CC obtenemos:

$$T(t) = J_t \frac{d^2\theta_m(t)}{dt^2} + b_m \frac{d\theta_m(t)}{dt}$$

Donde b_m es el coeficiente de fricción viscosa del motor y J_t ($J_m + J_l$) el momento de inercia total, que es igual a la suma del momento correspondiente al rotor más el momento de inercia de la carga acoplada al mismo.

La ecuación del sistema mecánico quedaría expresada:

$$T(t) = \left(J_t \frac{d^2\theta_m(t)}{dt^2} + b_m \frac{d\theta_m(t)}{dt} \right) \times n_{eq}$$

Donde n_{eq} es la relación entre el engranaje acoplado a la articulación y el motor de CC.

Continuamos aplicando la operación transformada de Laplace y obtenemos:

$$T(s) = (J_t \times s + b_m) \times s \times \theta_m(s) \times n_{eq}$$

Luego se calculó el momento de inercia J_m . Los momentos de inercia van a variar dependiendo de la posición en que se encuentre el extremo del brazo se realizaron los cálculos para los peores casos.

Se analizó el rotor del motor como si fuera un cilindro sólido para poder utilizar la siguiente fórmula:

$$J_m = \frac{1}{2} \times m_r \times r^2$$

Los datos del motor con los que se contaron fueron tales como, masa del motor: 240g, se tomó una solución de masa del rotor del 80% del total, por lo tanto:

$$m_r = 0,24 \text{ Kg} \times 0.8 = 0,192 \text{ Kg}$$

Y el radio del rotor, se aproximó a 10 mm.

Utilizando los valores aproximados se calculó el momento de inercia del rotor:

$$J_m = \frac{1}{2} \times 0,192 \times 0,01^2 = 19.2 \times 10^{-6} \text{ Kg}.$$

Función de transferencia

Habiendo calculado las funciones que describen cada subsistema (ecuaciones recuadradas), se procedió a calcular la función de transferencia del motor que describa el ángulo rotado con respecto al voltaje aplicado en sus terminales.

$$FT = H(s) = \frac{\theta_m(s)}{e_a(s)}$$

Primero igualamos las dos siguientes ecuaciones para luego despejar $\theta_m(s)$.

$$K_t \times i_a(s) = ((J_t \times s + b_m) \times s \times \theta_m(s)) \times n_{eq} \quad \theta_m(s) = \frac{K_t \times i_a(s)}{(J_t \times s + b_m) \times s \times n_{eq}}$$

Luego se reemplazó $\theta_m(s)$ en: $e_a(s) = i_a(s)(R_a + sL_a) + K_e s \theta_m(s)$

$$e_a(s) = i_a(s)(R_a + sL_a) + K_e s \frac{K_t \times i_a(s)}{(J_t \times s + b_m) \times s \times n_{eq}}$$

Para finalizar, se armó la relación para lograr la función de transferencia.

$$H(s) = \frac{\theta_m(s)}{e_a(s)} = \frac{K_t \times i_a(s)}{\left(i_a(s)(R_a + sL_a) + K_e \frac{K_t \times i_a(s)}{(J_t \times s + b_m) \times n_{eq}} \right) \times (J_t \times s + b_m) \times s \times n_{eq}}$$

Aplicando algunas simplificaciones se llegó a:

$$H(s) = \frac{\theta_m(s)}{e_a(s)} = \frac{K_t}{\left((R_a + sL_a)(J_t \times s + b_m)n_{eq} + K_t K_e \right) s}$$

Se trabajó en la función de transferencia, por considerar necesaria disponer la misma para realizar en el sistema completo los distintos controles que serán necesarios por ser este un desarrollo que estará en la franja de salud.

El sistema biela-manivela de una máquina está compuesto por una biela AB cuyo extremo A llamado pie de biela, se desplaza a lo largo de una recta, mientras que el otro extremo B, llamado cabeza de biela, articulado en B con una manivela OB describe una circunferencia de radio OB. El pie de biela está articulado en una pieza denominada patín solidaria con el pistón que se desplaza entre dos guías. El pistón describe un movimiento oscilatorio que como vamos a ver no es armónico simple, aunque se puede aproximar bastante a éste.

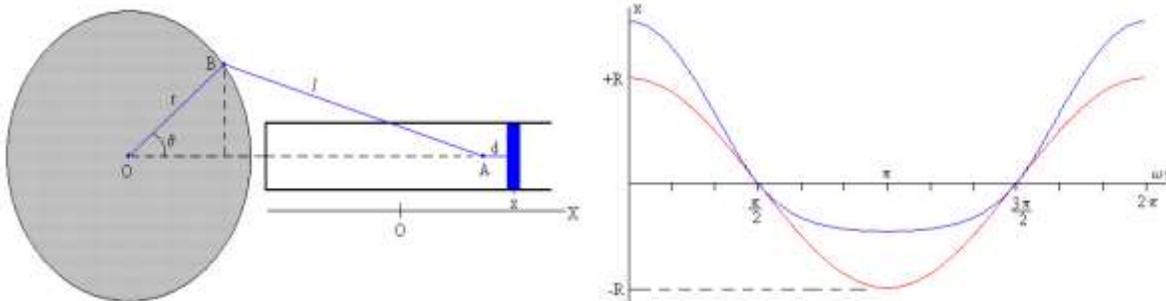


Fig. 3: Sistema que impulsa la bolsa que entrega aire y grafico de movimiento circular (rojo) y lineal (azul) Si la manivela se mueve con velocidad angular ω constante, la posición del pistón en función del tiempo es

$$x = r \cdot \cos(\omega t) + \sqrt{l^2 - r^2} \sin^2(\omega t) - \sqrt{l^2 - r^2}$$

El valor máximo se obtiene para $\omega t=0$, y vale

$$x = r + l - \sqrt{l^2 - r^2}$$

El valor mínimo se obtiene para $\omega t=\pi$,

$$x = -r + l - \sqrt{l^2 - r^2}$$

Simulación y código

Luego se diseñó el circuito, se incorporó sensores, controlador y motor, de manera tal que el sistema tenga la posibilidad de poder tomar temperatura y presión del aire que se entregará al paciente, con posibilidades de poder variar mediante procesos y actuadores los valores de dichos parámetros. El código generado en primera instancia se quemó en un mcu ATMEGA 328p, el cual permite como resultado de procesos de decisión y análisis con lo recolectado por sensores, configurar el motor a distintas revoluciones de giro. En primera instancia se lo instrumentó con el sensor de temperatura LM35 y luego se lo cambió por DHT11 el cual capta temperatura y humedad del aire.

Líneas de código (se transcriben algunas líneas de código que permiten la escritura de datos en pantalla y además el seteo de conversor analógico/digital para que el operador pueda acceder de esa forma a la lectura de parámetros importantes entregados por sensores utilizados)

```
void LCD_8bits_dato(unsigned char dato){
    DDRB = 0xFF;
    DDRD = 0xFF;
    PORTB = 0x01;
    PORTD = dato;
    PORTB = 0x05;
    _delay_ms(1);
    PORTB = 0x01;
    return;
}
void LCD_8bits_Crea_Caracter(unsigned int pos, unsigned char *msg)
{
    unsigned int i;
    if(pos<8)
    {
        LCD_8bits_comando(0x40 + (pos*8));
        for(i=0;i<8;i++)
            LCD_8bits_dato(msg[i]);
    }
}
void LCD_8bits_print(char *str){
    unsigned char i = 0;
    while(str[i]!=0){
        LCD_8bits_dato(str[i]);
        i++;
    }
}
void ADC_initialization(uint8_t pin){
    ADMUX = 0x45;
    ADCSRA = 0x87;
    DIDR0 |= 1 << pin;/
}
```

Conclusiones

Con este trabajo de investigación, desarrollo e innovación pudo movilizarse trabajo inter cátedras y avanzar hacia uno de los objetivos planteados en la planificación de cada una de ellas, el cual es avanzar en conocimientos desde las dimensiones del saber-saber, del saber-ser y del saber-hacer. En este paso, avanzamos hacia la realización de un sistema completo, para luego poder definir los requerimientos necesarios de software, para encarar como paso final el desarrollo de un framework para ventiladores asistidos.

Referencias

- [1] Dvorkin Mario, (2010), Best & Taylor. Bases fisiológicas de la práctica médica, 14^a ed., Ed. Médica Panamericana.
- [2] Elaine N. Marieb, (2017), Fisiología Humana, 1^a ed., Pearson Education.
- [3] Ogata K., (2010), Ingeniería de Control Moderna, 5^a ed., Prentice Hall.
- [4] Slotine, J.-J. E., W. Li, (1991), Applied Nonlinear Control, Prentice Hall.
- [5] Florida, U. (2020). Open Source Ventilator Project » The Center for Safety, Simulation and Advanced Learning Technologies » UF Academic Health Center » University of Florida. Retrieved May 21, 2020, from: <https://simulation.health.ufl.edu/technology-development/open-source-ventilator-project/>
- [6] Instructables. (2020). The Pandemic Ventilator:6 Steps (with Pictures) - Instructables. Retrieved May 18, 2020, from <https://www.instructables.com/id/The-Pandemic-Ventilator/>