



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial

Estudio biomecánico y aproximación a los efectos
fisiológicos de la ventilación mecánica en paciente
pediátrico

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Biomédica

AUTOR/A: Beltrán Mola, Jaime

Tutor/a: Rupérez Moreno, María José

Cotutor/a: Martínez Millana, Antonio

CURSO ACADÉMICO: 2021/2022



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUELA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIERÍA
INDUSTRIAL VALENCIA

TRABAJO FIN DE GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA



Estudio biomecánico y aproximación a los efectos fisiológicos de la ventilación mecánica en paciente pediátrico

AUTOR: Jaime Beltrán Mola

TUTORA: María José Rupérez Moreno

COTUTOR: Antonio Martínez Millana

Curso Académico: 2021-22



AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, me gustaría agradecer todo el trabajo realizado por Toni y María José, mis dos tutores, cuya ayuda e implicación, así como su apoyo han sido imprescindibles para la realización de este trabajo.

Por otra parte, quisiera dar las gracias a mis padres y mis hermanos por todo su respaldo a lo largo de mi vida. En especial a mi gemelo Guille con el cual he compartido toda mi vida. Gracias a mis dos abuelas que siempre me muestran su cariño y apoyo incondicional.

Muchas gracias a todos los profesores y compañeros que he conocido durante estos 4 años.

Tengo que dar las gracias también al mejor grupo de amigos que he hecho en mucho tiempo, gracias a esta carrera, "Rosametalizado", con quien he compartido días y noches de diversión y estudio. Gracias a Ángela, Blanca, Marina, Pepe, Pablo y Jesús.

Por último, quisiera expresar que estaré eternamente agradecido a mi mejor amiga Alba, por siempre soportarme, escucharme y darme consejo.

RESUMEN

La lesión pulmonar inducida por la ventilación mecánica (ventilator induced lung injury o VILI) es objeto de intenso estudio actualmente. Pese a los continuos estudios y aproximaciones, todavía no existe consenso en cuales son los parámetros ideales para cuantificar los efectos negativos que la ventilación mecánica provoca sobre el parénquima pulmonar, que pueden ocasionar lesiones como displasia, enfisema y pneumotorax e incluso la muerte del paciente. En 2019 se publicaron dos artículos que proponen dos nuevas ecuaciones para estimar la potencia mecánica (PM) transferida por el ventilador mecánico a los pulmones. Sendos estudios en animalario y humanos adultos crean controversia por no saber discernir un valor numérico de la PM partir del cual aparece la VILI. No obstante, un reciente estudio sobre más de 13.400 registros confirma que la exposición continuada a intensidades elevadas es dañina, aun cuando esta se produce por intervalos pequeños de tiempo, concluyendo que la presión y la PM deberían estudiarse con detenimiento en función de la modalidad ventilatoria. El presente TFG propone derivar la fundamentación teórica basada en ingeniería biomecánica que influye en la aparición de VILI y las relaciones existentes entre los parámetros de ventilación, la modalidad ventilatoria y la fisionomía del paciente. El proyecto implica un estudio teórico riguroso, acudiendo a la evidencia sólida y teorías de los últimos 70 años, la enumeración de una(s) hipótesis(s) y su validación experimental con los datos disponibles en la Unidad de Cuidados Intensivos de Pediatría (UCIP) del Hospital La Fe.

Palabras Clave: VILI; Biomecánica pulmonar; ventilación mecánica

RESUM

La lesió pulmonar induïda per la ventilació mecànica (ventilator induced lung injury o VILI) és objecte d'intens estudi actualment. Malgrat els continus estudis i aproximacions, encara no existeix consens en quals són els paràmetres ideals per a quantificar els efectes negatius que la ventilació mecànica provoca sobre el parènquima pulmonar, que poden ocasionar lesions com a displàsia, emfisema i pneumotorax i fins i tot la mort del pacient. En 2019 es van publicar dos articles que proposen dues noves equacions per a estimar la potència mecànica (PM) transferida pel ventilador mecànic als pulmons. Sengles estudis en animalari i humans adults creen controvèrsia per no saber discernir un valor numèric de la PM partir del qual apareix la VILI. No obstant això, un recent estudi sobre més de 13.400 registres confirma que l'exposició continuada a intensitats elevades és nociva, tot i que aquesta es produeix per intervals xicotets de temps, concloent que la pressió i la PM haurien d'estudiar-se amb deteniment en funció de la modalitat ventilatòria. El present TFG proposa derivar la fonamentació teòrica basada en enginyeria biomecànica que influeix en l'aparició de VILI i les relacions existents entre els paràmetres de ventilació, la modalitat ventilatòria i la fesomia del pacient. El projecte implica un estudi teòric rigorós, acudint a l'evidència sòlida i teories dels últims 70 anys, l'enumeració d'una(s) hipòtesi(s) i la seua validació experimental amb les dades disponibles en la Unitat de Vigilància intensiva de Pediatria (UCIP) de l'Hospital La Fe.

Paraules clau: VILI; Biomecànica pulmonar; ventilació mecànica

ABSTRACT

Ventilator induced lung injury (VILI) is currently the subject of intense study. Despite continuous studies and approaches, there is still no consensus on the ideal parameters to quantify the negative effects that mechanical ventilation causes on the lung parenchyma, which can cause injuries such as dysplasia, emphysema and pneumothorax and even death of the patient. In 2019, two articles were published that propose two new equations to estimate the mechanical power (MP) transferred by the mechanical ventilator to the lungs. Two studies in animal and adult humans create controversy for not knowing how to discern a numerical value of PM from which VILI appears. However, a recent study of more than 13,400 records confirms that continuous exposure to high intensities is harmful, even when it occurs for short intervals of time, concluding that pressure and PM should be carefully studied depending on the ventilatory modality. This TFG proposes to derive the theoretical foundation based on biomechanical engineering that influences the appearance of VILI and the relationships between the ventilation parameters, the ventilatory modality and the patient's physiognomy. The project involves a rigorous theoretical study, turning to solid evidence and theories of the last 70 years, the enumeration of one (s) hypothesis(es) and its experimental validation with the data available in the Pediatric Intensive Care Unit (PICU).) of the La Fe Hospital.

Keywords: VILI; Lung biomechanics; mechanic ventilation

**ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA
VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO**

DOCUMENTOS CONTENIDOS EN EL TFG

I.MEMORIA

II.PRESUPUESTO

III.ANEXOS

ÍNDICE DE LA MEMORIA

1.	INTRODUCCIÓN.....	15
2.	OBJETIVOS.....	16
2.1-	Plan de trabajo	16
3.	MARCO TEÓRICO.....	19
3.1-	Características anatómicas y funcionales del aparato respiratorio de pacientes pediátricos.....	19
3.2-	Etapas del desarrollo en el aparato respiratorio.....	20
3.2.1-	Fase embrionaria.....	20
3.2.2-	Fase pseudoglandular	21
3.2.3-	Fase canalicular	22
3.2.4-	Fase sacular	22
3.2.5-	Fase alveolar.....	23
3.3-	Características anatomofuncionales pediátricas	23
3.3.1-	Vía aérea superior	23
3.3.2-	Vía aérea inferior.....	24
3.4-	Caja torácica y musculatura asociada	25
3.5-	Factores que afectan al desarrollo pulmonar	25
3.6-	Transición de vida prenatal a postnatal	26
3.7-	Volúmenes pulmonares	27
3.8-	Mecánica pulmonar y modelado	29
3.9-	Ventilación mecánica	30
3.10-	Asistencia respiratoria pediátrica.....	32
4.	ESTADO DEL ARTE	34
4.1-	Modelo reológico de ventilación mecánica	34
4.2-	Revisión bibliográfica del modelado de ventilación mecánica	34
4.2.1-	Teoría de Becher	35
4.2.2-	Teoría de Siri van der Meijden	36
4.2.3-	Estudio de Urner	36
4.3-	Tablas resumen modalidades ventilatorias	39
5.	MATERIAL Y MÉTODOS	45
5.1-	Metodología general.....	45

**ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA
VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO**

5.2- Modalidades de ventilación	46
5.3- Equipo de ventilación mecánica.....	49
5.4- Modelado teórico de la biomecánica pulmonar	52
5.4.1- Modelo viscoelástico de Kelvin-Voigt	52
5.4.2- Modelo viscoelástico de Maxwell	53
5.5- Modelo simulador de pulmón.....	54
5.6- Ecuación de la potencia mecánica	56
5.7- Diseño del experimento	58
6. RESULTADOS	59
6.1- Análisis de curvas de adulto de 60kg.	59
6.1.1- Parámetros ventilatorios.....	59
6.1.1- Curvas de presión, volumen y flujo	60
6.1.2- Bucles de presión/volumen y de flujo/volumen	61
6.1.3- Potencia mecánica	63
6.2- Análisis de curvas de niño de 5kg.....	66
6.2.1- Parámetros ventilatorios.....	66
6.2.2- Curvas de presión, volumen y flujo	66
6.2.3- Bucles de presión/volumen y de flujo/volumen	67
6.2.4- Potencia mecánica	69
6.3- Análisis de curvas de niño de 5kg con retardo temporal de 12%.	72
6.3.1- Parámetros ventilatorios.....	72
6.3.2- Curvas de presión, volumen y flujo	72
6.3.3- Bucles de presión/volumen y de flujo/volumen	73
6.3.4- Potencia mecánica	75
6.4- Comparación	78
7. DISCUSIÓN.....	79
7.1- Limitaciones	80
8. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS	82
9. BIBLIOGRAFÍA.....	83

ÍNDICE DEL PRESUPUESTO

CAPITULO 1 INTRODUCCIÓN.....	88
CAPITULO 2 PRECIOS DE MANO DE OBRA.....	89
2.1. Coste del personal.....	89
2.1.1. Salarios.....	89
2.1.2. Coste SS (Seguridad Social).....	89
2.1.3. Días de trabajo y vacaciones.....	89
CAPÍTULO 3. PRECIOS SOFTWARE Y HARDWARE.....	90
3.1. Coste de software.....	90
3.2. Coste de hardware.....	91
CAPÍTULO 4. PRESUPUESTO TOTAL.....	92

LISTADO DE FIGURAS

Figura 1. Diagrama de Gantt	18
Figura 2. Etapa embrionaria del aparato respiratorio [6]	20
Figura 3. Etapa embrionaria. [6]	21
Figura 4. Etapa pseudoglandular y canalicular [6]	21
Figura 5. Etapa sacular y alveolar. [5]	22
Figura 6. Vía aérea superior. [6]	23
Figura 7. Caja torácica [6]	25
Figura 8. Diagrama inspiración y espiración. Elaboración propia	27
Figura 9. Caja torácica – Ventilación [6]	27
Figura 10. Volúmenes pulmonares y capacidades. [9]	28
Figura 11. Probabilidad acumulada de mortalidad según índice de PAO ₂ /FIO ₂ [20]	37
Figura 12. Probabilidad acumulada de mortalidad según presión de conducción [20].	38
Figura 13. Incidencia de fallecimientos según distintas presiones de conducción [20]	39
Figura 14. Curvas de presión/volumen de modalidad ventilatoria VCP.	46
Figura 15. Curvas ideales de presión/volumen de modalidad ventilatoria VCP	47
Figura 16. Curvas de presión/volumen de modalidad ventilatoria VCV.	48
Figura 17. Curvas ideales de presión/volumen de modalidad ventilatoria VCV	48
Figura 18. Curvas ideales de presión/volumen de modalidad ventilatoria dual	49
Figura 19. Ventilador mecánico Servo U	50
Figura 20. Estructura general del ventilador Servo U	50
Figura 21. Suministro del flujo de gas	51
Figura 22. Modelo mecánico del cuerpo de Voigt	52
Figura 23. Respuesta mecánica del cuerpo de Voigt [32]	53
Figura 24. Modelo mecánico del cuerpo de Maxwell.	54
Figura 25. Respuesta mecánica del cuerpo de Voigt. [32].	54
Figura 26. Modelo simulador de pulmón	55
Figura 27. Parámetros ventilatorios adulto	59
Figura 28. Gráficas de presión, volumen y flujo de adulto sometido a ventilación	61
Figura 29. Bucle de presión/volumen adulto	62
Figura 30. Bucle de flujo/volumen adulto	63
Figura 31. Detección de rama inspiratoria adulto	64

**ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA
VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO**

Figura 32. Ramas inspiratorias del bucle presión/volumen adulto	65
Figura 33. Parámetros ventilatorios niño.....	66
Figura 34. Gráficas de presión, volumen y flujo de niño sometido a ventilación	67
Figura 35. Bucle de presión/volumen niño	68
Figura 36. Bucle de flujo/volumen niño	69
Figura 37. Detección de rama inspiratoria niño.....	70
Figura 38. Rama inspiratoria del ciclo presión/volumen de niño	70
Figura 39. Parámetros ventilatorios niño con retardo temporal.....	72
Figura 40. Gráficas de presión, volumen y flujo de niño sometido a ventilación con retardo temporal.....	73
Figura 41. Bucle de presión/volumen niño con retardo temporal	74
Figura 42. Bucle de flujo/volumen niño con retardo temporal	75
Figura 43. Detección de rama inspiratoria niño con retardo temporal	76
Figura 44. Rama inspiratoria del ciclo presión/volumen de niño con retardo temporal.....	76
Figura 45. Comparativa Potencias mecánicas.....	78

LISTADO DE TABLAS

Tabla 1. Distribución de actividades repartido en días.....	17
Tabla 2. Variables respiratorias en recién nacidos [10]	28
Tabla 3. Monitorización y control durante la ventilación mecánica [15].....	32
Tabla 4. Niveles de oxigenación [15].....	33
Tabla 5. Características de los pacientes con problemas de fallo respiratorio [20]	37
Tabla 6. Parámetros ventilatorios [20].....	38
Tabla 7. Effect of peak inspiratory flow on gas exchange, pulmonary mechanics, and lung histology in rabbits with injured lungs. Fujita,2006. [21].....	39
Tabla 8. Effects of Peak Inspiratory Flow on Development of Ventilator-induced Lung Injury in Rabbits. Maeda,2004.[22]	40
Tabla 9. Randomised trial of volume controlled versus time cycled, pressure limited ventilation in preterm infants with respiratory distress síndrome. K Shina,2006. [23].....	41
Tabla 10. Long term follow-up of very low birthweight infants from a neonatal volume versus pressure mechanical ventilation trial. Singh,2009. [24].....	42
Tabla 11. Flow-Controlled Ventilation Attenuates Lung Injury in a Porcine Model of Acute Respiratory Distress Syndrome: A Preclinical Randomized Controlled Study. Schmidt,2020. [25]	43
Tabla 12. Parámetros de ventilación adulto	60
Tabla 13. Potencia mecánica experimental adulto	65
Tabla 14. Parámetros de ventilación niño.....	66
Tabla 15. Potencia mecánica experimental niño	71
Tabla 16. Parámetros de ventilación niño con retardo temporal.....	72
Tabla 17. Potencia mecánica experimental niño con retardo temporal.....	77
Tabla 18. Coste de mano de obra	89
Tabla 19. Coste de software.....	90
Tabla 20. Coste de hardware	91
Tabla 21. Coste total	92

I.MEMORIA

1. INTRODUCCIÓN

La ingeniería biomédica es la disciplina que combina los conocimientos asociados a la ingeniería con los conocimientos de anatomía y fisiología del cuerpo humano con la finalidad de aplicarlos a la mejora de la medicina. Esta disciplina busca desarrollar dispositivos innovadores, programas, o sistemas aplicados al ámbito sanitario que logren facilitar la vida y trabajo de profesionales y de pacientes. Esta disciplina ha conseguido reducir la brecha existente entre la ingeniería y la medicina, haciendo posible una simbiosis que incluye la capacidad resolutive propia de los ingenieros con las ciencias biológicas y sanitarias. Todo ello ha permitido realizar avances en las tecnologías de diagnóstico, monitorización y tratamiento de diversas patologías.

Este Trabajo Fin De Grado aborda el funcionamiento del sistema respiratorio. El tratamiento de estas patologías respiratorias es muy variable dependiendo de su índole, pero el más conocido se basa en la ventilación mecánica. La ventilación mecánica es una técnica de soporte y asistencia vital, que busca sustituir total o parcialmente la función respiratoria de un paciente que no es capaz de realizarla con normalidad por sí solo. Si bien es cierto que es un tratamiento muy extendido, eficaz y que permite salvar las vidas de muchas personas, suele tener asociado un elevado componente de daño en los pulmones. Por ello conlleva un riesgo y en determinadas circunstancias puede llegar a ser contraproducente. La lesión pulmonar inducida por ventilador o VILI por sus siglas en inglés, es una consecuencia que deriva de la ventilación mecánica y, que engloba diversas patologías como broncodisplasias, enfisemas pulmonares, volutraumas, barotraumas ...

Las patologías respiratorias son la tercera causa de muerte en España, con una prevalencia muy elevada (según datos de la SEPAR en 2018 supuso un 11,4% del total de las defunciones en España)[1], es por eso que su tratamiento es imprescindible, aunque conlleve riesgos. Las lesiones provocadas por la ventilación asistida (VILI) tienen una elevada incidencia en la población que requiere ventilación mecánica, más concretamente en la población pediátrica y neonatal. La explicación de esta situación reside en que el aparato respiratorio de los bebés es una de las últimas estructuras anatómicas en desarrollarse, por lo que aquellos bebés que nacen a pretérmino no lo tendrán completamente desarrollado. Los motivos principales por los que requieren apoyo ventilatorio son la falta de surfactante alveolar, la debilidad de la musculatura, el aumento del grosor de la membrana alveolocapilar y la inmadurez neurológica central [2]. Esto derivará en la necesidad de ventilación para suplir sus necesidades respiratorias y, por tanto, en numerosas ocasiones en la aparición de VILI.

Todo ello reafirma la necesidad de conocer y caracterizar las razones por las cuales la ventilación asistida provoca las lesiones, de manera que se puedan proponer configuraciones que eviten la morbilidad ocasionada por la VILI.

2. OBJETIVOS

El principal objetivo de este estudio es **analizar una fórmula ventilatoria funcional que sea apta para la ventilación mecánica neonatal, así como su posterior validación con datos de un simulador de pulmón del Hospital Universitario y Politécnico La Fe capaz de reproducir con elevada precisión, ventilación mecánica de todo tipo de pacientes.** Se pretende averiguar si las fórmulas ventilatorias existentes que no incluyen parámetros fisiológicos en sus modelos y por lo tanto no reproducen con suficiente exactitud la potencia ventilatoria son aproximaciones válidas en paciente pediátrico.

Los objetivos específicos que se pretenden cubrir son:

- Analizar y revisar el estado del arte de las técnicas de ventilación mecánica de los últimos 70 años, así como las ecuaciones en las que se basan y los parámetros que incluyen, centrándonos principalmente en aquellas destinadas a pacientes pediátricos.
- Validar una ecuación de la potencia mecánica de ventilación capaz de reducir el daño producido en los pulmones asociado a la ventilación (VILI) sin afectar a su eficiencia y pudiendo suplir la función respiratoria de un paciente pediátrico que requiera dicho tratamiento.
- Tras establecer la potencia mecánica a utilizar, y mediante datos de un simulador de pulmón homologado, proporcionado por el del Hospital Universitario y Politécnico La Fe, comprobar que realmente se logra una correcta distribución de aire realizándose una respiración adecuada y, por tanto, se cumple la hipótesis.
- Para la validación se calculará una potencia mecánica experimental mediante integración y se comparará con la potencia mecánica teórica, que se obtendrá sustituyendo los parámetros del equipo ventilatorio utilizado en la fórmula establecida para el análisis.
- Recopilar e interpretar los resultados obtenidos, realizando un correspondiente resumen visual en forma de tablas/gráficos.

2.1- Plan de trabajo

A continuación, se expone el plan de trabajo que se ha seguido durante la realización del TFG, dividiéndolo en las distintas tareas e incluyendo el número de días dedicados a cada una de ellas (**tabla 1**). También está representado en forma de diagrama de Gant para mejor visualización (**figura 1**).

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

Tabla 1. Distribución de actividades repartido en días

Nombre actividad	Días	Fecha de inicio	Fecha fin
Marco teórico	7	10/3/2022	17/3/2022
Revisión bibliográfica modelado Ventilación Mecánica	6	18/3/2022	24/3/2022
Documentación sobre aproximación a PM	6	25/3/2022	31/3/2022
Documentación sobre la biomecánica pulmonar y VM	6	1/4/2022	7/4/2022
Documentación sobre datos disponibles, configuraciones y modos	15	8/4/2022	23/4/2022
Diseño y desarrollo de la teoría de funcionamiento de la ventilación mecánica desde aproximación biomecánica	16	24/4/2022	10/5/2022
Formulación de la hipótesis	8	11/5/2022	19/5/2022
Diseño del estudio de contraste de hipótesis	7	20/5/2022	27/5/2022
Recolección de datos y pre-procesado	9	28/5/2022	6/6/2022
Ensayo y análisis de los resultados	14	7/6/2022	21/6/2022
Redacción de la memoria	Diariamente	10/3/2022	29/6/2022
Preparar presentación	7	22/6/2022	29/6/2022

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

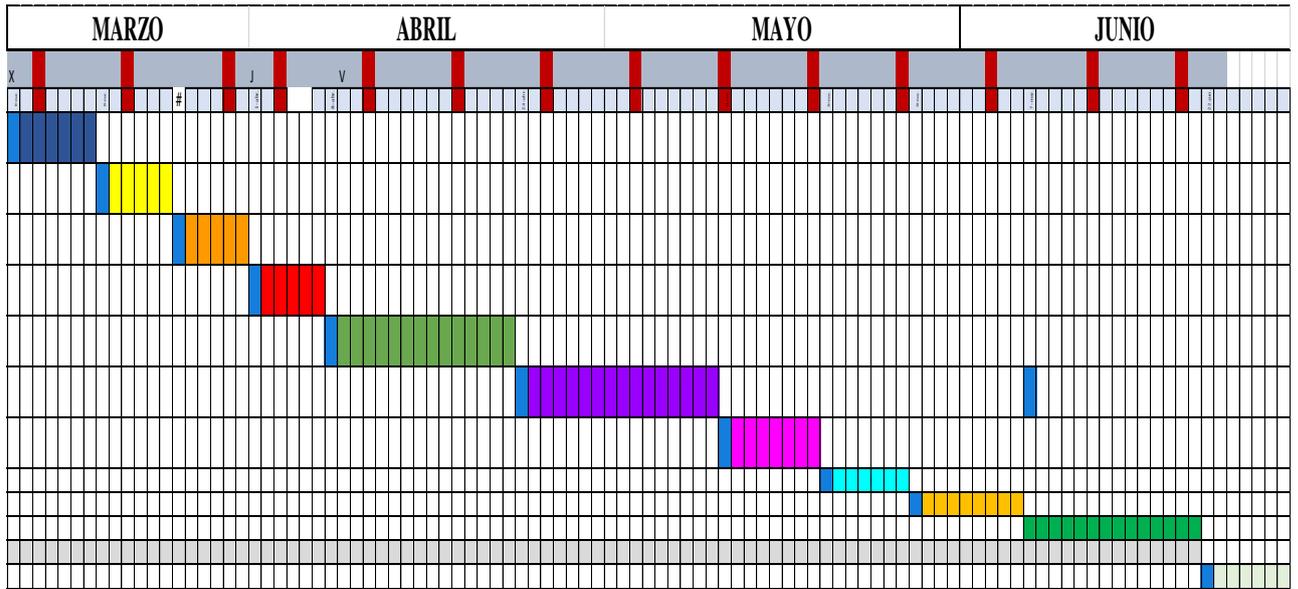


Figura 1. Diagrama de Gantt

3. MARCO TEÓRICO

En este capítulo se describen los fundamentos fisiológicos y anatómicos de la respiración y las características más relevantes del proceso de ventilación asistida a modo de fundamentación teórica del trabajo desarrollado. En primer lugar, se describen las características y funcionalidad de aparato respiratorio, así como las morbilidades asociadas a él. Posteriormente se procede a explicar las etapas en las que se divide el desarrollo del sistema respiratorio en seres humanos, así como las estructuras de las que se compone y los factores que afectan a su desarrollo. En este capítulo se introduce también el concepto de la mecánica y los volúmenes pulmonares y, finalmente se procede a describir en profundidad todos los aspectos derivados de la ventilación mecánica y las lesiones que ésta puede producir (VILI).

3.1- Características anatómicas y funcionales del aparato respiratorio de pacientes pediátricos

El sistema respiratorio en pacientes pediátricos se caracteriza principalmente por su inmadurez anatómica y fisiológica, puesto que es de los últimos en desarrollarse durante la etapa embrionaria. A raíz de esta idiosincrasia, los niños recién nacidos expresan un pobre compromiso respiratorio que puede llevar a la aparición de dificultades respiratorias que pueden poner en riesgo su vida, su desarrollo y la correcta maduración del aparato respiratorio. [3]

Este riesgo se acentúa especialmente en bebés prematuros, cuyo sistema respiratorio está en una fase aún más inmadura, por lo que es muy frecuente que durante su estancia en la Unidad de Cuidados Intensivos Neonatales (UCIN) precisen recibir algún tipo de soporte ventilatorio. Sin embargo, la acción mecánica de los respiradores sobre un pulmón en desarrollo puede producir la llamada lesión pulmonar inducida por la ventilación mecánica (VILI), que a largo plazo puede desembocar en complicaciones como la displasia broncopulmonar (DBP).[4] Se estima que el 80% de los 300 millones de alveolos se desarrollan en los primeros 36 meses de vida, y el restante 20% se desarrolla de forma paulatina en los siguientes años.

El aparato respiratorio está diseñado para realizar el intercambio gaseoso imprescindible para la vida. El proceso se inicia llevando el aire desde la atmósfera hasta los alveolos, donde se producirá el intercambio gaseoso y, finalmente, se transportarán estos gases hacia y desde los tejidos a través del sistema vascular. Además, cumple funciones metabólicas, de filtración o limpieza de material no deseado por el organismo, aparte de funcionar como reservorio de sangre. Está conformado principalmente por la caja torácica, los pulmones y el diafragma.

Debido a la importancia que adquieren las características del sistema respiratorio de los pacientes pediátricos durante los cuidados especiales, en los siguientes apartados se analizan y estudian las fases del desarrollo del aparato respiratorio y sus características funcionales, anatómicas y fisiológicas, para poder más adelante relacionar la acción mecánica de las técnicas de ventilación de la UCIN y su efecto sobre la salud del paciente.

3.2- Etapas del desarrollo en el aparato respiratorio

El desarrollo pulmonar es un proceso complejo y altamente organizado que transcurre durante la vida fetal y postnatal temprana, dividiéndose en varias etapas o fases: embrionaria, pseudoglandular, canalicular, sacular, alveolar, maduración microvascular, hiperplasia activa e hipertrofia [5]. Todos estos procesos se encuentran controlados estrechamente por factores genéticos y se relacionan íntimamente con el desarrollo de la vasculatura pulmonar, hasta finalizar con la formación de la unidad alvéolo-capilar.

Para alcanzar un correcto desarrollo, son fundamentales los movimientos respiratorios fetales, un adecuado espacio intratorácico, flujo pulmonar normal y una adecuada irrigación y nutrición [5]. Además, la delicada relación entre los epitelios de la vía aérea y el mesénquima desempeñan un papel importante en conseguir una adecuada superficie de intercambio gaseoso al promover el crecimiento pulmonar.[6]

No obstante, dicha evolución puede verse influenciada por factores externos que alteren las dinámicas presentadas. Las terapias de ventilación a las que son sometidos con frecuencia los recién nacidos prematuros pueden comprometer a futuro la función pulmonar, principalmente por la alteración de la respiración fetal pulmonar y el daño pulmonar efectuado por los respiradores [5].

Con el propósito de comprender la función pulmonar en los siguientes puntos, se tratarán las fases embrionarias sólo durante el primer año de vida, por lo que las etapas de maduración microvascular, hiperplasia activa e hipertrofia no se analizarán por corresponder a edades más avanzadas fuera de nuestro marco de análisis; el paciente pediátrico.

3.2.1- Fase embrionaria

En esta etapa se produce la formación de las vías aéreas mayores gracias a la formación traqueal y su primera dicotomización (**figura 2**). Se considera fase embrionaria al periodo de tiempo comprendido entre la tercera semana y la séptima tras la concepción. Otro evento importante que se da durante dicha fase es la formación de la vasculatura pulmonar, el músculo liso, el cartílago y el tejido conectivo, todo ello de forma simultánea (**figura 3**). La formación de estas estructuras es debido a una “evaginación de células epiteliales desde el endodermo del intestino primitivo anterior en dirección caudal penetrando el mesénquima circundante” [6]

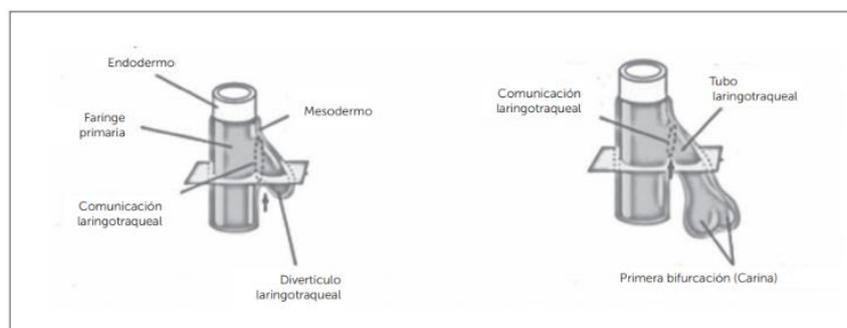


Figura 2. Etapa embrionaria del aparato respiratorio [7]

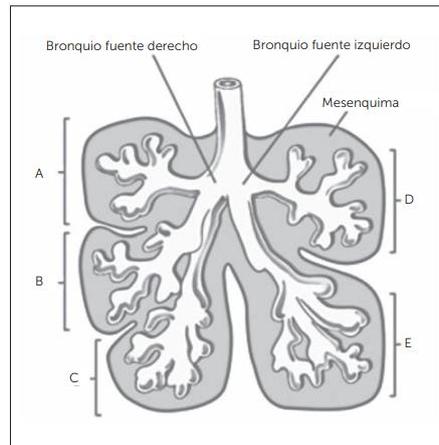


Figura 3. Etapa embrionaria. [7]

3.2.2- Fase pseudoglandular

Periodo desarrollado entre la semana 7 y 17 postconcepción. Continúan las dicotomizaciones, desarrollándose el árbol bronquial hasta finalizar en los bronquiolos terminales rodeados de un plexo vascular (**figura 4**) [7]. La vasculatura se ramificará extendiendo los vasos arteriales y venosos [5]

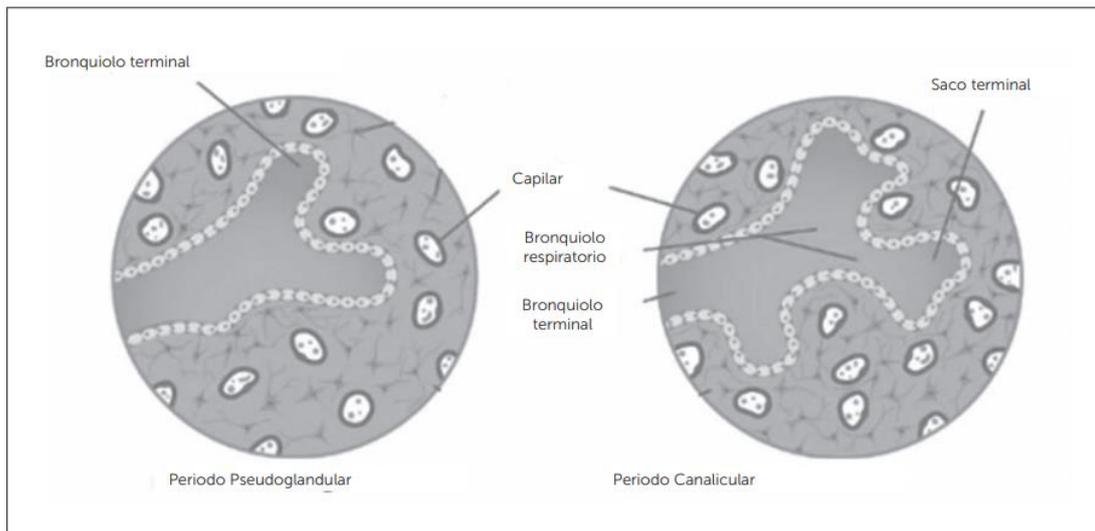


Figura 4. Etapa pseudoglandular y canalicular [7]

3.2.3- Fase canalicular

Periodo que comprende entre la semana 17 y 27 postconcepción. Se produce la formación de los bronquiolos respiratorios, así como los ductos alveolares a partir de la división y ramificación de los bronquiolos terminales

En esta etapa suceden dos importantes eventos:

- Los neumocitos tipo II, un tipo de célula de revestimiento celular aumenta su actividad metabólica para iniciar la síntesis de surfactante, moléculas tensoactivas de vital importancia ya que permiten mantener abierta la superficie de intercambio gaseoso durante ciclos de inspiración-espирación para evitar el colapso alveolar y también reducen la tensión superficial en la interfase aire-líquido [5],[8]
- Inicio de la formación de la barrera alveolocapilar que permitirá el intercambio gaseoso postnatal (**figura 4**) [7].

3.2.4- Fase sacular

Periodo desarrollado entre la semana 28 y 36 postconcepción. “A partir de los bronquiolos terminales se generan 3 dicotomizaciones que dan origen a los bronquiolos respiratorios y estos a su vez 3 sáculos terminales que aumentan la superficie de intercambio gaseoso” (**figura 5**) [6].

Los eventos más relevantes de este periodo son:

- Los neumocitos tipo II aumentan la síntesis de surfactante en su citoplasma y se diferencian en neumocitos tipo I, células que revestirán el epitelio de los alvéolos. [6],[7]
- Hacia la semana 30 se observa la aparición de los alvéolos junto a su vascularización la cual no terminará su desarrollo hasta los 18 meses después del alumbramiento.[5]

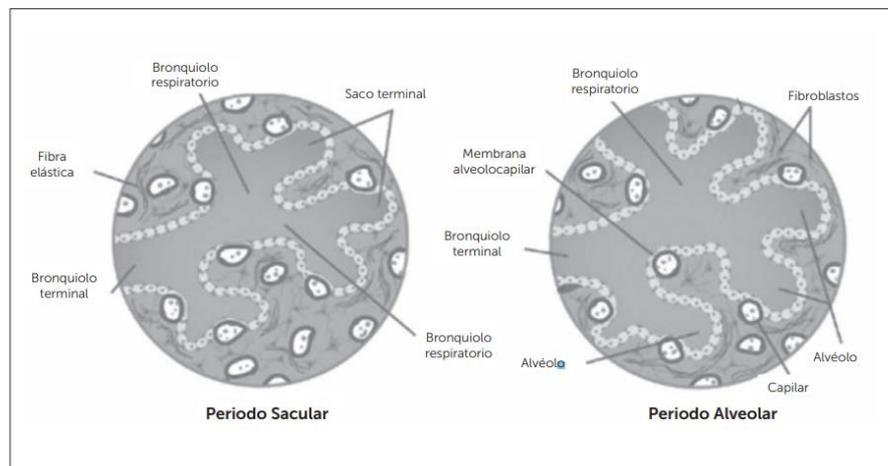


Figura 5. Etapa sacular y alveolar. [6]

3.2.5- Fase alveolar

Periodo final que corresponde entre las 36 semanas y 2 a 3 años postconcepción. En las paredes saculares de los septos secundarios donde se depositaron fibras elásticas, aparecen prominencias que crecerán de forma perpendicular al espacio aéreo dando lugar a los alvéolos. Esta etapa se caracteriza por una elevada actividad celular que tendrá como resultado un aumento de la superficie de intercambio gaseoso y preparación de las células de las vías aéreas a un ambiente extrauterino [5]. Las actividades realizadas serán procesos de angiogénesis, incremento del tamaño de venas y arterias proximales y aumento en la proliferación de células mesenquimáticas, neumocitos tipo I y II [7].

3.3- Características anatomofuncionales pediátricas

3.3.1- Vía aérea superior

La vía aérea superior está compuesta por conductos cartilagosos, heterogéneos, que no participan del intercambio gaseoso. Se extiende desde la nariz hasta la tráquea extratorácica y su función consiste en filtrar, conducir, humidificar y atemperar el aire e intervenir en el proceso de vocalización. La vía aérea superior se estrecha progresivamente hasta los bronquios de pequeño calibre, la vía respiratoria membranosa y los bronquiolos terminales. Toda ella es distensible, compresible y extensible y sus ramificaciones son irregulares, a excepción del anillo cricoides (única estructura circular no distensible). El balance estable de presión entre distintas fuerzas ayuda a mantenerla permeable, aunque diversos factores de compresión extra e intramurales como pequeños cambios en la postura o flexión del cuello, producen importantes modificaciones de sección y diámetro, pudiendo obstruirlas con facilidad. [8]

Las estructuras anatómicas que componen la vía respiratoria superior son: nariz, fosas nasales, cavidad oral, lengua, faringe y las correspondientes estructuras secundarias de cada zona (**figura 6**).

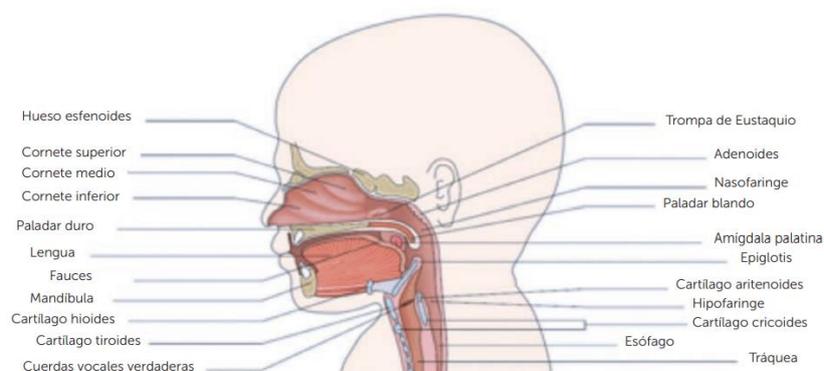


Figura 6. Vía aérea superior. [7]

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

En el momento de nacer, el aparato respiratorio inicia su funcionamiento con la primera inspiración del recién nacido, venciendo una gran resistencia para poder llevar el aire desde la atmósfera a los alveolos. Esta resistencia se debe a varios factores fruto de la anatomía característica de los niños:

- El punto con mayor resistencia al paso del aire en la vía aérea superior en los recién nacidos se encuentra después de la glotis, debido al pequeño diámetro de la vía aérea a partir de este punto, por lo que es muy importante mantenerla despejada para evitar el colapso.
- La mucosa nasal durante su desarrollo temprano estará dotada de muy poca vascularización y cilios aún en formación, lo que impedirá que el aire atmosférico que entra pueda filtrarse y humedecerse de forma adecuada.
- La estructura de la cavidad nasal formada por cornetes inmaduros y poco vascularizados dan lugar a una respuesta vasomotora débil ante los cambios de temperatura, así como ante a los procesos inflamatorios infecciosos o alérgicos, pudiendo ocluir completamente el paso del aire.
- La lengua del lactante es más grande en proporción a la cavidad orofaríngea que la del adulto. Obstruye con facilidad la vía aérea ante los cambios de posición.

3.3.2- Vía aérea inferior

La vía aérea inferior incluye la tráquea intratorácica y se encarga de llevar los gases respiratorios para su intercambio en los bronquiolos terminales, bronquiolos respiratorios y los ductos alveolares. Durante el periodo inicial tras el nacimiento presentará las siguientes características:

- “El diámetro y tamaño de la vía aérea traqueobronquial en recién nacidos es de menor tamaño, longitud y calibre que la del adulto promedio por lo que tiene tendencia o mayor riesgo de sufrir cuadros obstructivos graves”. [6],[8]
- Otra característica propia de la vía aérea inferior o traqueobronquial es que presenta un desarrollo ineficaz de los cartílagos de soporte y las fibras musculares circulares (menor tono muscular), lo que favorecerá el colapso de la vía en caso de necesitar ventilación mecánica [6],[8]
- Produce una mayor secreción en la mucosa respiratoria debido principalmente a la actividad deficiente de los cilios mencionada anteriormente y a la presencia de un mayor número de las glándulas mucosas que, además, serán de mayor tamaño. [6],[8]
- El pulmón durante el periodo pediátrico presenta una distensibilidad disminuida, que va aumentando a medida que pasan los meses. “Durante este periodo de desarrollo, estos pacientes presentan una actividad metabólica aumentada, requiriendo mayor aporte de oxígeno a los tejidos (6-8ml/kg/minuto en comparación a los 3-4ml/kg/minuto del adulto), compensando dicha necesidad con una frecuencia respiratoria normal más

elevada. Una de las principales consecuencias de este fenómeno ventilatorio, en asociación a un centro respiratorio, es el riesgo de una hipoxemia severa frente a episodios de apnea. A medida que los niños van creciendo disminuye su actividad metabólica y el aparato respiratorio aumenta progresivamente su capacidad funcional” [6],[8].

3.4- Caja torácica y musculatura asociada

La caja torácica (formada por la columna vertebral, la clavícula, las costillas, el esternón, el diafragma y la musculatura respiratoria) es aquella estructura destinada a contener y proteger todos los órganos del sistema respiratorio. En niños y neonatos adquiere una forma distinta, ya que esta será blanda, redonda y más fácil de comprimir, es por esto que a lo largo de esta etapa va cambiando de forma reduciendo la capacidad residual funcional (CRF). Cabe decir que la ubicación de las costillas es importante porque durante un proceso de respiración asistida “el aumento del trabajo ventilatorio hace evidentes movimientos respiratorios de carácter paradójico en el tercio inferior de la caja torácica en relación a la zona de aposición (**figura 7**) que, impiden una expansión y contracción adecuada de la caja torácica del niño” [6].

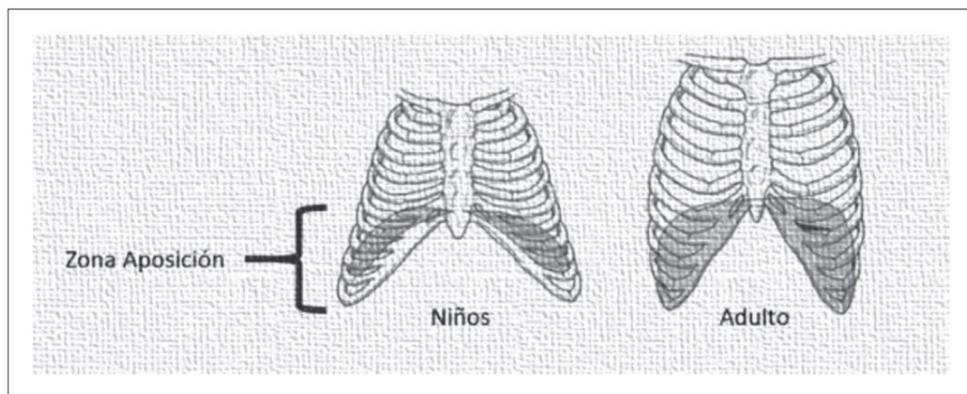


Figura 7.Caja torácica [7]

Además, el diafragma contiene menos fibras musculares del tipo I (de contracción lenta, altamente oxidativas) resistentes a la fatiga. Esto influye sobre la velocidad de inducción y recuperación [8]. También afecta de manera negativa en la capacidad del bebé de producir una presión intratorácica suficiente, ya que esta quedará reducida. Además, el grado de maduración de los músculos respiratorios es fundamental debido a que está directamente relacionado con la fatiga, siendo ésta mayor cuanto menos desarrollado esté el niño [8].

Los músculos intercostales están poco desarrollados y se fatigan fácilmente frente a sobreestimulación o alguna patología que requiera mayor esfuerzo del aparato respiratorio. En pediatría predomina la respiración de tipo abdominal con base en los movimientos diafragmáticos en contraposición y la respiración tóracoabdominal que se establece sobre los 2 años de edad y finalmente a los 5 años se considera torácica.

3.5- Factores que afectan al desarrollo pulmonar

Un desarrollo pulmonar fisiológico viene determinado por una serie de factores tales como, un adecuado espacio intratorácico, la presencia un volumen suficiente de fluido extra e intrapulmonar, así como una adecuada irrigación. En cambio, existen otros factores asociados a la salud materna que pueden afectar en gran medida al desarrollo pulmonar del feto, estos pueden ser algunos como el tabaquismo, la nutrición, factores endocrinos o todo tipo de morbilidades. Además, se debe prestar especial atención a la presencia de movimientos respiratorios fetales (MRF) [5].

Los MRF son fundamentales porque permiten mantener un adecuado volumen pulmonar. En los períodos de apnea, la faringe está colapsada y la laringe ofrece resistencia a la salida del líquido, con mantenimiento del gradiente de presión. En la fase inspiratoria, la vía aérea superior se dilata y el diafragma se contrae, permitiendo la entrada del líquido, lo que contribuye a la expansión pulmonar. [5]

Por ello, para el desarrollo adecuado del pulmón y la maduración estructural, es necesario un alto nivel de distensión pulmonar en el feto, que se logra tanto por la presencia de líquido pulmonar como de MRF. El líquido pulmonar se secreta contra una resistencia proporcionada por el tracto respiratorio superior (TRS), lo que genera una presión de 2 a 3 mmHg por encima de la presión del líquido amniótico y actúa como una fuerza de expansión para estirar el pulmón y estimular el crecimiento.

3.6- Transición de vida prenatal a postnatal

La respiración consiste en múltiples actos motores cuyos efectos mecánicos apuntan a asegurar que la vía aérea esté protegida, proporcione volúmenes óptimos para conseguir una correcta ventilación pulmonar y realice un correcto intercambio de oxígeno y dióxido de carbono, así como su transporte en la sangre y líquidos corporales [7].

Cuando hablamos de ventilación alveolar nos referimos al flujo de entrada y salida de aire entre la atmósfera y los alvéolos pulmonares. “Cabe recordar que la ventilación se conforma por dos fases, una fase activa o inspiratoria mediada por la contracción del diafragma y los músculos intercostales externos y una fase pasiva o espiratoria mediada por la relajación del diafragma y la contracción de los músculos intercostales internos junto a los músculos abdominales como son los rectos anteriores” (**figura 9**) [8].



Figura 8. Diagrama inspiración y espiración. Elaboración propia

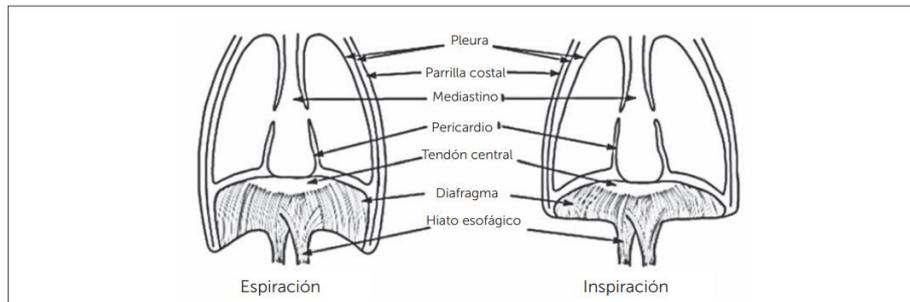


Figura 9. Caja torácica – Ventilación [7]

La primera inspiración del recién nacido durante el nacimiento inicia el funcionamiento del aparato respiratorio neonatal con el establecimiento de la capacidad residual funcional (CRF). Para establecer el CFR, el recién nacido debe realizar tres procedimientos: eliminación del líquido pulmonar, expansión de los pulmones con aire y prevención del colapso pulmonar. [9], [10]

Con el inicio del parto, el aclaramiento del líquido pulmonar es inducido por fuerzas mecánicas. El espacio intrauterino limitado provocará una presión alta en la pared torácica y aumentará la presión transpulmonar, lo que provocará una pérdida de líquido pulmonar de aproximadamente el 50%. Además, el trabajo de parto aumenta la liberación de cortisol, hormonas tiroideas y adrenalina fetal, lo que causa una parada del cloruro que depende de la secreción de líquido por las células alveolares tipo II y los estimula a reabsorber el líquido activando los canales de Na+ [10].

3.7- Volúmenes pulmonares

El volumen total de aire que puede estar contenido en los pulmones es la llamada capacidad pulmonar total (TLC). Todos los demás volúmenes pulmonares (LV) son partes de la TLC (**figura 10**):

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

- El volumen corriente o volumen tidal (VT) es el volumen que se mueve durante la respiración en reposo.
- CRF es el volumen de aire que queda en los pulmones al final de la espiración.
- La capacidad inspiratoria (CI) es el volumen que puede inspirarse con una inspiración forzada después de una espiración normal.
- Los volúmenes de reserva inspiratorio (VRI) y el de reserva espiratorio (VRE) son aquellos que se pueden inspirar o espirar después de una respiración normal.
- La capacidad vital (CV) es el volumen total de aire exhalado desde una inspiración máxima hasta una espiración máxima.
- El volumen residual (VR) es el aire que queda en los pulmones después de una espiración completa.
- El producto del VT y la frecuencia respiratoria es la ventilación por minuto, que se define como el volumen total de aire inspirado cada minuto.[10]

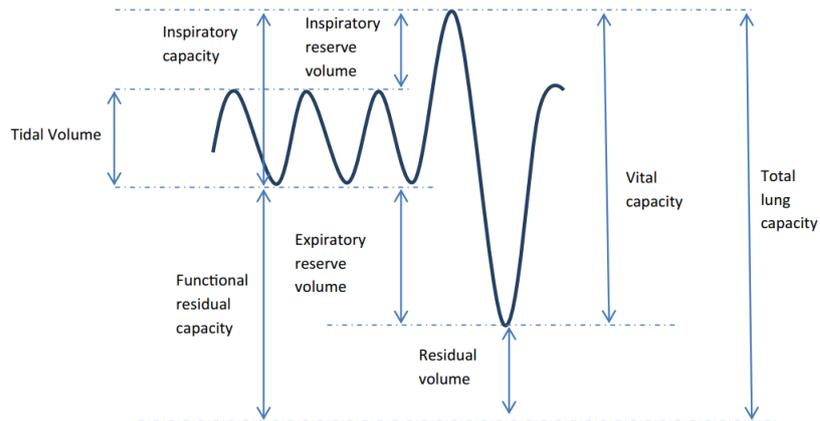


Figura 10. Volúmenes pulmonares y capacidades. [10]

Tabla 2. Variables respiratorias en recién nacidos [11]

Parámetro	Rangos de normalidad y unidades
Volumen tidal (VT)	20 – 30 ml/kg
Espacio muerto	VT x 0,3 ml
Frecuencia respiratoria	30 -40 respiraciones/min
Ventilación por minuto	220 ml/kg/min
Ventilación alveolar	140ml/kg/min
CRF	30 ml/kg

3.8- Mecánica pulmonar y modelado

El pulmón presenta distintas propiedades mecánicas que se deben conocer antes de tratar su modelado. Estas son:

- 1- **Elasticidad.** Por definición es la capacidad que tiene un cuerpo a volver a la posición inicial después de haber sido deformado. En el sistema respiratorio se cuantifica como el cambio de volumen en relación al cambio de presión.
- 2- **Viscosidad.** Depende de la fricción interna de un medio fluido, es decir entre el tejido pulmonar y el gas que circula por las vías aéreas. En el sistema respiratorio se cuantifica como el cambio de presión en relación al flujo aéreo.
- 3- **Tensión superficial.** Está producida por las fuerzas cohesivas de las moléculas en la superficie del fluido y de la capa de la superficie alveolar. Estas fuerzas dependen de la curvatura de la superficie del fluido y de su composición.
- 4- **Histéresis.** Es el fenómeno por el que el efecto de una fuerza persiste más de lo que dura la misma fuerza [12].

Además, existe un término fundamental que está estrechamente relacionado con la elasticidad y que está dotado de una gran importancia para conocer cómo se comporta el pulmón, se trata de la distensibilidad. Se conoce como distensibilidad a “la relación que existe entre el cambio de volumen de gas intrapulmonar y el incremento de presión (ΔP) necesario para producir este cambio de volumen (ΔV)”, y se mide en cmH₂O/l [13] (**ecuación 1**). Por otra parte “la elastancia es el cambio de presión requerida para cambiar el volumen pulmonar” [13], y se calcula como la inversa de la distensibilidad (**ecuación 2**).

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \tag{1}$$

$$E = 1/C \tag{2}$$

Do factores importantes a tener en cuenta son el pulmón y la caja torácica, ya que las variaciones de uno y otro producen cambios de la distensibilidad total del sistema. Esto se produce porque cada una de estas estructuras tiene una presión relevante “(presión de las vías aéreas para el sistema respiratorio, presión transpulmonar para el parénquima pulmonar y presión pleural para la caja torácica)” [13]. Por tanto, la distensibilidad total vendrá determinada por la suma de las distintas relaciones entre el incremento de volumen y el cambio de presión que se dan en las vías aéreas, el pulmón y la pared torácica.

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

Para estudiar la distensibilidad pulmonar y cómo se comporta debemos distinguir entre la distensibilidad estática y la dinámica. Se denomina “distensibilidad estática del sistema respiratorio al volumen de inflación o corriente” [12]. En la práctica clínica es una medición sencilla que se puede realizar con muchos respiradores. La distensibilidad dinámica en cambio no solo hace referencia a la resultante del pulmón y de la caja torácica, sino que también incluye a la resistencia de la vía aérea, este parámetro puede medirse en las modalidades tanto de presión como de volumen. También existe un término denominado distensibilidad específica que hace referencia al valor de la propia distensibilidad entre el volumen a la que esta se mide, de esta forma puede ser mucho más útil para comparar distintos pacientes ventilados a diferentes volúmenes [12].

Así pues, la mecánica respiratoria puede modelizarse en base a dos modelos: el resistivo-elástico y el viscoelástico. En ambos modelos se plantea al pulmón y a la caja torácica como un recipiente hecho de un material deformable por presión, que exhibe un comportamiento elástico y que opone una resistencia al flujo de gas por el mismo [14].

En el modelado mecánico se utilizan dos componentes principales, el componente resistivo, que viene determinado por un amortiguador y representa por tanto la resistencia respiratoria y el elástico, que está parametrizado por un resorte y reproducirá la distensibilidad pulmonar.

- Componente resistivo:

“La resistencia respiratoria se debe a la fricción que ejerce el flujo de gas (aire) sobre los tejidos, y se compone de la resistencia del tejido pulmonar más la resistencia de las vías respiratorias, donde éstas últimas son las que aportan la mayor parte, en general de un 80% de la resistencia total” [13]. La resistencia en las vías respiratorias se determina a partir de la Ley de Poiseuille, mostrada en la **ecuación 3**.

$$R_{vías} = \frac{8 \times n \times l}{\pi \times R^4} \quad (3)$$

es directamente proporcional a la viscosidad del gas (n) y a la longitud de las vías aéreas (l) e inversamente proporcional a la cuarta potencia del radio (R).

- Componente elástico:

El tejido pulmonar presenta una distensibilidad (mencionada ya anteriormente), que es la que determina la “facilidad con la cual el pulmón puede extenderse o contraerse para permitir la entrada o salida del aire durante la inspiración o espiración respectivamente” [13].

3.9- Ventilación mecánica

La ventilación mecánica (VM) es una técnica terapéutica de asistencia y soporte vital que, mediante una serie de componentes, busca asistir o sustituir la función respiratoria de un paciente, el cual no puede realizarla por sí solo. Es por eso que es un procedimiento basado en

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

la generación de una respiración artificial, para mejorar la oxigenación del sujeto ventilado influyendo en su mecánica pulmonar. Los principales beneficios de esta técnica residen en conseguir un intercambio gaseoso adecuado a la vez que favorecer una disminución del trabajo respiratorio. Para ello usa unos ventiladores, cuyo funcionamiento no es otro que generar una presión positiva en las vías aéreas supliendo la fase activa del ciclo respiratorio” [15], forzando así la entrada de aire en la vía central y en los alveolos.

Existen dos tipos de ventilación mayoritarios:

- **Ventilación con presión negativa.** Es una forma de ventilación que introduce aire en los pulmones gracias a la creación de una presión negativa intratorácica. Su principal ventaja es que es capaz de reproducir con relativa fidelidad la forma de respirar fisiológica, además de que es un método no invasivo, por lo que habrá menos probabilidad de inducir daños en los pulmones, así como menor riesgo de infecciones. Su desventaja es que es menos efectiva que otras modalidades.
- **Ventilación con presión positiva.** La ventilación positiva en cambio, produce la introducción de aire en los pulmones mediante una presión positiva externa. Esta será más eficaz, pero como consecuencia también será un método mucho más peligroso que puede provocar daño pulmonar y que supone una menor comodidad para el paciente. Se puede clasificar en “invasiva (acceso a la tráquea por un tubo endotraqueal o una cánula de traqueostomía) o no invasiva (en nariz, boca cara o faringe utilizando mascarillas, cánulas o tubos)” [16].

Los modos ventilatorios se determinan en base a la dinámica del respirador y a la configuración de los parámetros ventilatorios[16]:

- **Volumen corriente (VC).** Es la cantidad de gas que el respirador manda al paciente en cada respiración
- **Frecuencia respiratoria (FR).** La FR (respiraciones por minuto que administra el respirador) depende de la edad y la patología. Se recomienda una FR inicial de 30–60 rpm en recién nacidos.
- **Volumen minuto (VM).** Es el volumen de gas que el respirador envía al paciente en cada minuto de ventilación. Es el producto del VC por la FR. El VM es el parámetro que está más directamente relacionado con la ventilación y, por lo tanto, con la presión arterial de dióxido de carbono (PaCO₂).
- **Tiempo inspiratorio (Ti).** Es el período de entrada del gas en la vía respiratoria (tubuladuras, tubo endotraqueal, tráquea y bronquios) y en los pulmones. El Ti se programa tanto en las modalidades de volumen como en las de presión.
- **Relación inspiración/expiración (I/E).** Es la fracción de tiempo que se dedica a la inspiración y la expiración en cada ciclo respiratorio. Habitualmente se utiliza una relación I/E de 1/2 a 1/3. La programación de la relación I/E es muy diferente según el modelo de respirador.
- **Flujo inspiratorio (velocidad de flujo), tiempo de rampa y retardo inspiratorio.** La velocidad de flujo es la rapidez con la que el gas entra en la vía aérea. El tiempo o pendiente de rampa es el tiempo que se tarda en alcanzar la presión máxima desde el

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

comienzo de la inspiración. El retardo inspiratorio es el porcentaje del T_i que se tarda en conseguir el flujo máximo de inspiración.

- **CPAP-PEEP.** La CPAP es una presión positiva continua durante la inspiración y la espiración. Se aplica en modalidades de ventilación espontánea. La PEEP es una presión positiva al final de la espiración que impide que ésta retorne a la presión atmosférica. Se aplica en modalidades controladas o asistidas. Ambas persiguen impedir el colapso de los alveolos y mejorar la oxigenación.

3.10- Asistencia respiratoria pediátrica

La asistencia respiratoria pediátrica busca cumplir los siguientes objetivos:

- Controlar el nivel de intercambio de gases producido de forma que se evite tanto la hipoxia (falta de oxígeno) como la hiperoxia (exceso de oxígeno) y regular el equilibrio ácido-base.
- Supervisar los parámetros ventilatorios y los volúmenes corrientes, así como la respuesta pulmonar para minimizar daños y evitar, por tanto, barotrauma y volutrauma.
- Análisis de gráficas de presión volumen y flujo que permitan monitorizar el estado de salud del niño a la vez que su adaptación al respirador.
- Establecer una adecuada CRF además de utilizar volúmenes pulmonares adecuados, de esta forma se puede reducir el riesgo del desarrollo de morbilidades tales como atelectasis o sobredistensión pulmonar a la vez que facilitar la recuperación de la enfermedad pulmonar.

En cuanto a la monitorización se deben tener en cuenta los factores expuestos (**tabla 3**). Son importantes dos conceptos:

Presión máxima: “es la máxima presión alcanzada en la vía aérea cuando el respirador introduce aire en el paciente. En modalidades de volumen y mixtas, refleja la resistencia del tubo endotraqueal y las vías aéreas y la distensibilidad de los pulmones y la caja torácica” [16].

Presión meseta: (en modalidades de volumen): “presión alcanzada al final de la inspiración. Depende sobre todo de la distensibilidad pulmonar (equivalente a la presión alveolar)” [16].

Tabla 3. Monitorización y control durante la ventilación mecánica [16]

Clínica	Coloración central, frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, uso de músculos accesorios, expansión torácica, entrada de aire a la auscultación.
Intercambio de gases	Invasiva: gasometría arterial continua o discontinua, venosa o capilar. No invasiva: pulsioximetría, CO ₂ espirada, PO ₂ y PCO ₂ transcutáneos
Función respiratoria	Presiones: pico, meseta, PEEP Volúmenes: volumen corriente y volumen minuto espirado Curvas: presión-tiempo, volumen-tiempo, flujo-tiempo, flujo-volumen y volumen-presión Distensibilidad, resistencia Trabajo respiratorio

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

Radiología	Posición del tubo endotraqueal, alteraciones pulmonares, signos de volutrauma-barotrauma
Hemodinámica	Frecuencia cardíaca, presión arterial, presión venosa central, diuresis

Los objetivos gasométricos consisten en suministrar gases siguiendo una relación entre dotar al paciente de los valores de oxigenación fisiológicos, es decir más parecidos a la normalidad y no producir daño pulmonar. Es por eso que “no se debe buscar la normoventilación y normooxigenación a costa de parámetros agresivos del respirador” [16]. Observamos en la **tabla 4** algunos de los valores de gases administrados según la situación en la que se encuentra el paciente:

Tabla 4. Niveles de oxigenación [16]

	PaO2(mmHg)	SatHb(%)	PaCO2(mmHg)	pH
Ideal	80-100	95-99	35-40	>7,35
Aceptable	>60	90-94	40-60	7,25-7,35
Crítica	40-60	80-89	60-100	7,15-7,25
Severa	<40	<80	>100	<7,15

La lesión pulmonar inducida por la ventilación mecánica (VILI) es un problema que afecta a una gran parte de los pacientes que necesitan asistencia respiratoria, ésta engloba una serie de morbilidades que se producen a causa de una ventilación mecánica no eficiente. Se inicia por la aplicación repetida de una excesiva tensión/deformación sobre el tejido pulmonar afectando a distintas estructuras del sistema respiratorio. Generalmente debido a la VILI se producen lesiones como volutrauma (estiramiento y ruptura de estructuras pulmonares) y atelectrauma (apertura y cierre cíclico de zonas alveolares cerradas). También puede llegar a ocasionar patologías como la displasia broncopulmonar, cabe decir que esto resulta un peligro para toda la población, pero más concretamente en la población pediátrica que requieren de asistencia respiratoria y no están lo suficientemente desarrollados para soportar la ventilación mecánica ni los daños que esta puede conllevar. Aunque se desconoce con exactitud todos los factores que promueven la VILI, se relaciona principalmente con el uso de un volumen tidal elevado (VT) así como el uso de una presión espiratoria final positiva (PEEP) insuficiente. Ambos fenómenos llevan a la sobredistensión y al colapso pulmonar [17].

4. ESTADO DEL ARTE

En este capítulo se procede a revisar la bibliografía que existe acerca de la ventilación mecánica, para ello primero será imprescindible documentarse acerca de la reología, por establecer las bases de la ventilación mecánica. Posteriormente se resumen tres aproximaciones recientes sobre la potencia mecánica ventilatoria, para acabar realizando una serie de tablas destinadas a comparar la influencia que presentan las modalidades ventilatorias controladas por presión y por volumen en distintos pacientes.

4.1- Modelo reológico de ventilación mecánica

Existen distintas aproximaciones enunciadas a lo largo de los últimos años acerca de la forma de calcular de la forma más precisa posible la potencia mecánica y el efecto que tiene esta sobre los pulmones, tratando de prevenir la VILI (ventilator induced lung injury). Para ello, primero se debe conocer el término de la reología, ya que presenta las bases sobre las cuales se va a modelar la influencia de la potencia mecánica.

La reología es la rama de la física que estudia la deformación y el flujo de la materia. Es una parte de la mecánica de medios continuos que estudia los resultados experimentales que aparecen al aplicar una fuerza (carga) sobre un determinado material. Su objetivo primordial es encontrar las ecuaciones constitutivas de cada material: modelos matemáticos (en general ecuaciones diferenciales de carácter tensorial) que describen la relación entre el esfuerzo o tensión soportado por el material y la deformación inducida en él por la fuerza aplicada [18].

La ventilación mecánica asume que, durante una respiración normal, la energía busca vencer la presión resistiva y la presión elástica. Para modelar la influencia de la ventilación en el sistema respiratorio existe la relación mostrada en la **ecuación 4**, conocida como ecuación de movimiento:

$$P(t) = V(t) \times E + Flujo(t) \times R + PEEP \quad (4)$$

Siendo, $P(t)$ la presión aplicada por el respirador, $V(t)$ el volumen corriente suministrado, $F(t)$ el flujo al cual se suministra ese volumen, PEEP la presión positiva al final de la espiración, es decir, aquella presión que persiste en las vías aéreas después de la espiración. Dicha ecuación también está en función de R , que es la resistencia de la vía aérea al flujo del aire y E , la elastancia del parénquima pulmonar, aunque se suele usar más el término de distensibilidad (C) que es la inversa de la elastancia.

4.2- Revisión bibliográfica del modelado de ventilación mecánica

Se ha realizado una revisión de la documentación acerca de la ventilación mecánica de los últimos 70 años. Para ello se ha realizado un cribado utilizando una simplificación de la técnica de búsqueda PRISMA, estableciendo unos criterios de inclusión y de exclusión y ciñéndose a

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

ellos para realizar un análisis y extracción de datos posterior con los resultados obtenidos y han sido expresados en forma de tablas. Además, se ha procedido a resumir algunos documentos con carácter descriptivo que se cree pueden ser útiles para el propio trabajo. Todas las ecuaciones y fórmulas que se van a desarrollar han sido probadas y validadas para adultos bajo condiciones específicas.

4.2.1- Teoría de Becher

Tobias Becher y su equipo, tras un estudio que demostraba que una elevada potencia mecánica (PM) en la ventilación estaba directamente relacionada con la VILI, trataron de elaborar una teoría basándose en la estimación de esta potencia con una presión controlada. Para ello analizaron dos ecuaciones, una simplificada y una completa para comprobar la diferencia entre ambas, y si las dos podían aplicarse sin contar con un error significativo. Primero obtuvieron una potencia mecánica de referencia mediante datos de los ventiladores, consiguiendo datos de la presión de las vías aéreas y el caudal de los respiradores con una frecuencia de 100Hz, calculando el bucle de área-presión [19]. Estos valores iban a permitir comparar con los valores obtenidos en las dos ecuaciones posteriores a analizar.

La ecuación simplificada era la siguiente (5):

$$MP_{PCV} = 0.098 \times RR \times V_T \times (\Delta P_{insp} + PEEP) \quad (5)$$

Donde RR es la tasa respiratoria medida en (1/min) multiplicada por un factor de conversión (0.098) que permite pasarlo a (J/min), V_T es el volumen tidal, ΔP_{insp} es la variación de presión en las vías aéreas durante la inspiración y PEEP la presión positiva final de la espiración.

Por otro lado, la ecuación completa venía dada por (6):

$$MP_{PCV(slope)} = 0.098 \times RR \times [(\Delta P_{insp} + PEEP) \times V_T - \Delta P_{insp}^2 \times C \times \left(0.5 - \frac{R \times C}{T_{slope}} + \left(\frac{R \times C^2}{T_{slope}}\right) \times \left(1 - e^{-\frac{T_{slope}}{R \times C}}\right)\right)] \quad (6)$$

Siendo C la distensibilidad medida en $1/cmH_2O$ y R la resistencia de las vías aéreas ($cm \frac{H_2O}{l} / s$).

Tras un estudio con 42 pacientes, sin variar las características del ventilador y fijando unos valores estables para cada variable. La presión mecánica con la ecuación simplificada otorgaba un valor de 16.3 ± 7.1 (J/min) mientras que la potencia mecánica de referencia medida anteriormente era de 15.6 ± 6.9 (J/min). El factor de correlación entre ambas era de $r^2 = 0.981$ dentro de un 95% de los límites permisibles. Por otra parte, la ecuación completa de media, proporcionaba exactamente el mismo valor que la de referencia con un $r^2 = 0.985$, pero con la

problemática de que había que saber muchos más parámetros que con la ecuación simplificada que no eran necesarios.

4.2.2- Teoría de Siri van der Meijden

Por otro lado, tras analizar la teoría elaborada por Becher, un grupo de investigadores percibieron que esta ecuación no era fisiológicamente del todo correcta y propusieron una alternativa, la cual era más simple que la ecuación completa de Becher. Esta nueva teoría funcionaba sólo cuando la ventilación mecánica era pasiva. Se estudió sobre una sola respiración mediante el área del bucle presión-volumen donde, a presión controlada, la primera parte es no lineal y depende de la variación de presión, resistencia y distensibilidad. Para describir este comportamiento matemáticamente elaboraron la **ecuación 7** contemplando también el tiempo de inspiración (T_{ins}):

$$MP_{PCV} = 0.098 \times RR \times V_T \times [PEEP + \Delta P_{insp} \times \left(1 - e^{-\frac{T_{insp}}{R \times C}}\right)] \quad (7)$$

Se comparó esta nueva ecuación con la de Becher con 25 bucles de presión-volumen de 17 pacientes sedados y sin actividad respiratoria espontánea. Esta teoría arrojó resultados mucho mejores que los de Becher ya que también se midió primero una presión mecánica de referencia y el factor de correlación respecto de esta fue de 0.99, mientras que los de Becher con la presión de referencia consiguió una correlación de 0.97. En este caso el valor de la potencia mecánica fue de $15,68 \pm 6,75$ J. Es por eso que enunciaron que, aunque se necesitan un mayor número medidas de una población heterogénea para dotar de mayor fiabilidad a la ecuación enunciada, este método era más correcto que el anterior [20].

4.2.3- Estudio de Urner

Ambas teorías fueron elaboradas en 2019, mientras que en 2020 surgió otro estudio relevante que buscaba estudiar más parámetros que tuvieran relación con la ventilación mecánica y los daños pulmonares que esta produce. Para ello se llevó a cabo un estudio incluyendo un registro con un gran número de pacientes (13.408) los cuales estaban recibiendo ventilación asistida durante por lo menos 4h y atendiendo a dos principales parámetros: presión de conducción y potencia mecánica. Se excluyeron aquellos pacientes con ayuda vital extracorpórea [21]. Algunos de los parámetros que incluyeron en el estudio fueron la edad y fisiología del paciente, además de una evaluación de problemas ocasionados a pacientes hospitalizados que contempla también el sexo y el peso (APACHE III score). También contemplaron factores como el cociente de PaO_2 / FiO_2 (denominado cociente de Kirby), que determina la cantidad de oxígeno disuelto en sangre en relación al oxígeno suministrado y el pH basal. Dicho estudio se realizó fijando una exposición de potencia mecánica > 17 J/min y una presión de conducción > 15 cmH_2O , los cuales son valores que se habían establecido con anterioridad como potencialmente dañinos. La presión de conducción (DP) se calculó como la diferencia entre presión inspiratoria de pico (PIP) menos la presión espiratoria final positiva (PEEP). También se estableció una fórmula para calcular la potencia mecánica (PM = como $0,0998 \times RR \times V_t \times (PIP - (0,5 \times DP))$). Además, se

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

estableció una probabilidad acumulativa de la mortalidad y los días en la UCI. Los registros aportaban los datos mostrados en la **tabla 5**:

Tabla 5. Características de los pacientes con problemas de fallo respiratorio [21]

Characteristics	All patients (n=13 408)	Stratification by PaO ₂ /FiO ₂ ratio*			
		>300 mm Hg (n=3349)	>200 to ≤300 mm Hg (n=2753)	>100 to ≤200 mm Hg (n=2463)	≤100 mm Hg (n=767)
Age, years	62 (50-73)	59 (45-70)	64 (53-73)	63 (53-74)	63 (51-74)
Weight, kg	75 (63-90)	72 (60-85)	76 (65-90)	78 (65-94)	75 (62-91)
Height, cm	169 (160-177)	169 (161-177)	169 (160-177)	169 (161-177)	167 (158-177)
Women	5141 (38.3%)	1265 (37.8%)	1014 (36.8%)	945 (38.4%)	312 (40.7%)
Men	8267 (61.7%)	2084 (62.2%)	1739 (63.1%)	1518 (61.6%)	455 (59.3%)
APACHE III score	68 (50-88)	63 (46-81)	70 (52-88)	77 (60-96)	90 (65-111)
SOFA score	5 (2-8)	5 (3-8)	6 (4-9)	7 (4-10)	9 (7-12)
PaO ₂ /FiO ₂ , mm Hg	253 (168-345)	378 (337-435)	251 (226-276)	156 (132-178)	79 (66-90)
Ventilatory ratio	1.5 (1.2-1.9)	1.4 (1.1-1.7)	1.5 (1.2-1.9)	1.7 (1.4-2.2)	2.1 (1.6-2.7)
Outcomes					
ICU mortality at 30 days	2360 (17.6%)	425 (12.7%)	449 (16.3%)	587 (23.8%)	312 (40.7%)
ICU mortality	2409 (18.0%)	433 (12.9%)	458 (16.6%)	598 (24.3%)	323 (42.1%)
Duration of ICU stay, days	4 (2-9)	4 (2-8)	4 (2-9)	6 (3-11)	5 (2-12)
Duration of mechanical ventilation, days	3 (1-6)	3 (1-6)	3 (2-7)	4 (2-9)	4 (2-10)

De estos resultados se extrajeron algunas conclusiones como que la edad media de los pacientes era de 62 años y que la mayoría eran mujeres. Además, muchos pacientes que requerían de ventilación mecánica padecían daños neurológicos además de fallos respiratorios. Otra de los datos destacables es la relación existente entre el cociente de Kirby y la mortalidad, ya que conforme este cociente es menor, la mortalidad aumenta de forma exponencial. Esto pone de manifiesto que cuanto menos oxígeno existe disuelto en sangre y más oxígeno se suministra las condiciones del paciente serán peores. La **figura 11** presenta la información que lo avala mediante un gráfico de probabilidad acumulada, en el que podemos ver como a un mayor índice de Kirby existen más pacientes que pueden prescindir de la asistencia ventilatoria y menos defunciones, mientras que la situación empeora conforme éste índice va decreciendo.

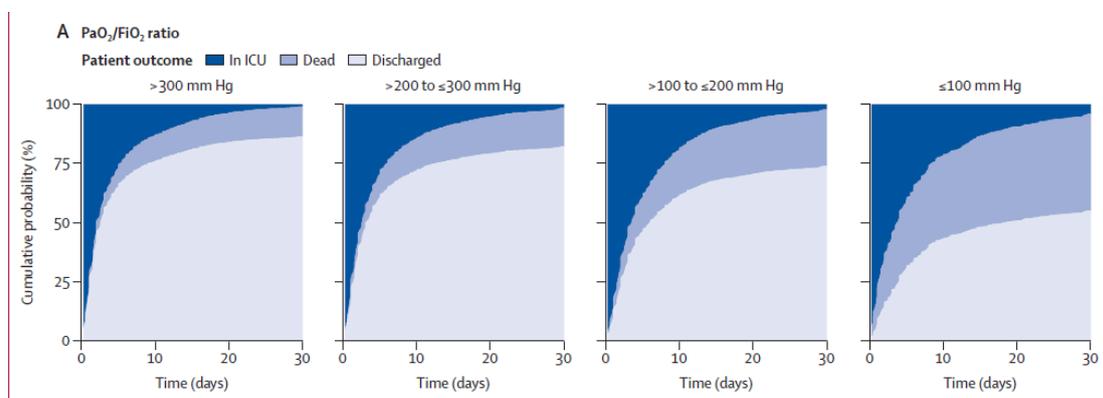


Figura 11. Probabilidad acumulada de mortalidad según índice de PAO₂/FIO₂ [21]

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

Las características de la ventilación mecánica se muestran en la **tabla 6**, donde se puede observar que el volumen tidal es menor o igual que 8 ml/kg. Destacamos también que la PEEP es mayor en aquellos pacientes que sufrían de una hipoxemia aguda, además las presiones de meseta tan solo estaban presentes en un 12% de los pacientes existiendo fluctuaciones en los restantes.

Tabla 6. Parámetros ventilatorios [21]

	All patients (n=13408)	Stratification by PaO ₂ /FiO ₂ ratio*			
		>300 mm Hg (n=3349)	>200 to ≤300 mm Hg (n=2753)	>100 to ≤200 mm Hg (n=2463)	≤100 mm Hg (n=767)
FiO ₂ (%)	40 (35-50)	40 (30-41)	40 (37-50)	50 (50-70)	100 (80-100)
Set respiratory rate, min ⁻¹	20 (18-24)	18 (16-22)	20 (18-24)	22 (18-26)	24 (20-30)
Measured respiratory rate, min ⁻¹	20 (17-25)	19 (16-24)	20 (18-25)	22 (18-28)	25 (20-30)
Tidal volume per predicted bodyweight, mL/kg	6.9 (6.1-8.1)	6.9 (6.1-8.1)	6.9 (6.1-8.1)	6.9 (6.0-8.0)	6.7 (6.0-7.9)
Positive end-expiratory pressure, cm H ₂ O	5 (5-8)	5 (5-6)	5 (5-8)	8 (5-10)	10 (8-12)
Peak inspiratory pressure, cm H ₂ O	20 (15-25)	18 (15-22)	20 (16-25)	24 (19-29)	28 (23-33)
Static driving pressure, cm H ₂ O†	11 (8-14)	10 (8-12)	11 (8-14)	12 (9-15)	12 (8-15)
Dynamic driving pressure, cm H ₂ O	13 (9-17)	12 (9-16)	14 (10-17)	15 (11-19)	17 (13-22)
Static mechanical power, J/min†	17 (13-24)	15 (11-19)	17 (13-23)	21 (15-29)	27 (19-37)
Dynamic mechanical power, J/min	11 (8-16)	10 (7-13)	11 (8-16)	15 (10-20)	19 (13-25)
Gas exchange*					
Arterial pH	7.35 (7.29-7.41)	7.37 (7.32-7.42)	7.36 (7.30-7.41)	7.33 (7.26-7.40)	7.29 (7.18-7.37)
PaCO ₂	40 (35-46)	38 (34-43)	40 (35-45)	42 (36-49)	46 (39-56)
PaO ₂	104 (82-135)	136 (114-166)	104 (87-122)	82 (71-98)	67 (55-80)
SaO ₂ or SpO ₂	98 (96-99)	99 (98-100)	98 (96-99)	96 (94-98)	94 (90-96)

Cabe destacar y como era de esperar que aquellos pacientes con una mayor presión de conducción y más elevada potencia mecánica eran dados a sufrir problemas más graves y por tanto a fallecer. Como se puede observar en la **figura 12** a medida que se aumenta la presión de conducción aumenta la tasa de mortalidad.

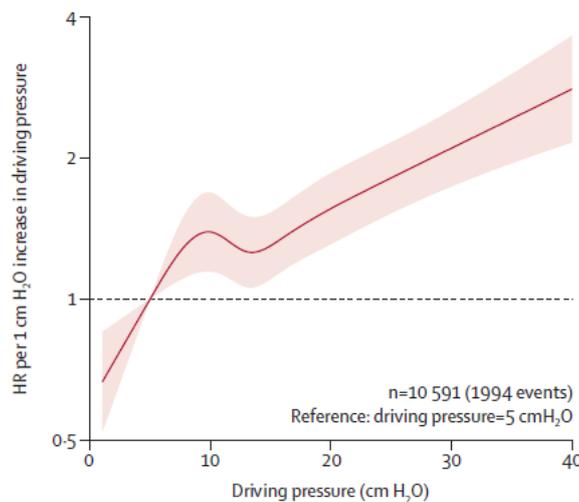


Figura 12. Probabilidad acumulada de mortalidad según presión de conducción [21].

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

También queda demostrado que existe un valor límite de presión de conducción de 15 cmH₂O que cuando se supera, el número de fallecidos aumenta drásticamente, ya que como vemos en la **figura 13**, a 15 cmH₂O tras una tasa de mortalidad inicial la cual puede ir asociada a muchos factores, ésta se mantiene constante. Por otro lado, a valores mayores de 15cmH₂O , se observa un crecimiento mucho más rápido de la tasa de mortalidad, así como una tendencia alcista a lo largo de los días sin llegar a prever un comportamiento estático.

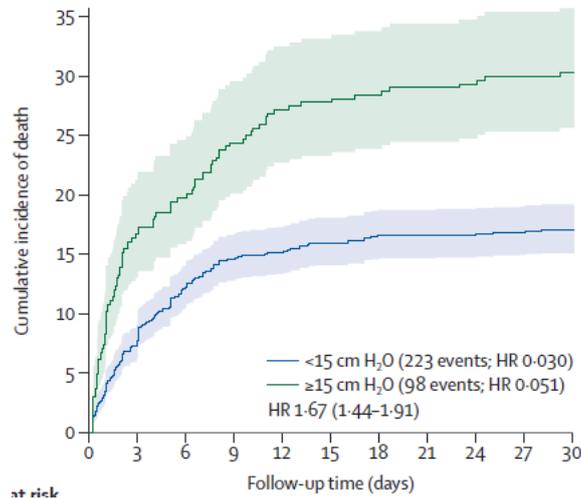


Figura 13. Incidencia de fallecimientos según distintas presiones de conducción [21]

4.3- Tablas resumen modalidades ventilatorias

Las teorías y experimentos enumerados anteriormente han servido para que investigadores de todo el mundo evalúen qué parámetros y configuraciones están relacionados con la aparición de VILI. A modo de resumen, a continuación se muestran unas tablas que sintetizan la metodología y resultados de investigaciones llevadas a cabo con las distintas modalidades respiratorias.

Tabla 7. Effect of peak inspiratory flow on gas exchange, pulmonary mechanics, and lung histology in rabbits with injured lungs. Fujita,2006. [22]

	Modalidad Ventilatoria controlada por volumen (VCV)	Modalidad ventilatoria controlada por presión (VCP)
Objetivo	Evaluar los distintos efectos de la presión de pico inspiratoria (PIP) para analizar el daño producido en los pulmones, así como comparar las dos modalidades ventilatorias por excelencia.	
Nº Muestras	7	7
Sujeto	Animal(conejo)	
Variables de observación	Índice de PaO ₂ /FiO ₂	

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

	Relación de peso húmedo/seco del pulmón	
Horas de ventilación	4h	
Parámetros ventilatorios	Volumen tidal → 20ml.kg-1 PEEP → 5cmH2O RR → 20min-1	
Resultados	PaO2/FiO2>200mmHg	PaO2/FiO2<200mmHg
Conclusiones	Bajo las mismas condiciones ventilatorias la modalidad VCV consigue mantener un índice de oxigenación mayor que la VCP, la cual, en 3 de los 7 casos, obtiene un ratio menor de 200mmHg, lo cual lleva a un mayor índice de encharcamiento pulmonar produciendo por tanto daños pulmonares.	

Tabla 8. Effects of Peak Inspiratory Flow on Development of Ventilator-induced Lung Injury in Rabbits. Maeda,2004.[23]

	Modalidad Ventilatoria controlada por volumen (VCV)		Modalidad ventilatoria controlada por presión (VCP)
	VCV (20% tiempo inspiratorio del tiempo de ciclo)	VCV (50% tiempo inspiratorio del tiempo de ciclo)	
Objetivo	Investigar la relación existente entre el PIP cuando se suministra un volumen tidal elevado con el daño pulmonar. Realizando una comparación con las modalidades de VCV y VCP.		
Nº Muestras	24		
Sujeto	Animal(conejo)		
VARIABLES de observación	PIP Relación de peso húmedo/seco del pulmón Distensibilidad		

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

Horas de ventilación	6h		
Parámetros ventilatorios	Volumen tidal → 30ml.kg-1 PEEP → 0cmH2O RR → 20min-1		
Resultados	Mayor PIP al inicio de la ventilación Menor presión en las vías aéreas Menor contenido de agua en el pulmón	PIP más pequeña respecto a los otros grupos. Menor flujo medio	Mayor contenido de agua en el pulmón Menor distensibilidad Aumento de presión meseta PIP aumenta considerablemente tras la ventilación Mayor daño pulmonar
Conclusiones	Bajo las mismas condiciones ventilatorias hay evidencias de una mayor producción de edemas pulmonares en VCP, así como de hipoxemia. Como posibles variables que lo explican se contempla el aumento de la presión meseta y de la presión de conducción. Afirman que la presión de pico máxima (PIP) deteriora la oxigenación. Por todo ello, VCV supone una mejor modalidad frente a VCP con el volumen tidal administrado (algo superior al utilizado habitualmente).		

Tabla 9. Randomised trial of volume controlled versus time cycled, pressure limited ventilation in preterm infants with respiratory distress síndrome. K Shina,2006. [24]

	Modalidad Ventilatoria controlada por volumen (VCV)	Modalidad ventilatoria controlada por presión (VCP)
Objetivo	Estudiar las diferencias entre las dos modalidades ventilatorias en neonatos sometidos a ventilación mecánica bajo las mismas condiciones de ventilación.	
Nº Muestras	25	25
Sujeto	Bebés nacidos a pretérmino de menos de 1200 g con síndrome de dificultad respiratoria aguda	

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

Variables de observación	Presión de vías aéreas < 8 cmH ₂ O durante 12h Gradiente alveolo-arterial de O ₂ < 13 KPa Tiempo de ventilación requerido	
Horas de ventilación	122,4h	161,9h
Parámetros ventilatorios	Volumen tidal → 5-8 ml.kg ⁻¹ Tiempo inspiratorio → 0,3-0,5 s	
Resultados	Se necesitó 65,6 h de media para llegar a los criterios de extubación Menor lesión broncopulmonar (1 paciente) 1 defunción	Se necesitó 125,6 h de media para llegar a los criterios de extubación Mayor lesión broncopulmonar (6 pacientes) 1 defunción
Conclusiones	Bajo las mismas condiciones ventilatorias la modalidad VCV consigue alcanzar los criterios establecidos mucho antes que VCP, por lo que reduce el tiempo de ventilación. Además, tuvieron una menor proporción de hemorragias intraventriculares, así como periventriculares. Es por eso que se concluye que VCV es más seguro para este grupo de pacientes.	

Tabla 10. Long term follow-up of very low birthweight infants from a neonatal volume versus pressure mechanical ventilation trial. Singh, 2009. [25]

	Modalidad Ventilatoria controlada por volumen (VCV)	Modalidad ventilatoria controlada por presión (VCP)
Objetivo	Estudiar las diferencias entre las dos modalidades ventilatorias en neonatos sometidos a ventilación mecánica bajo las mismas condiciones de ventilación y llevar un riguroso seguimiento durante los dos años posteriores a la extubación para contemplar las posibles complicaciones inducidas.	
Nº Muestras	45	40
Sujeto	Bebés nacidos a pretérmino de entre 600-1500 g con síndrome de dificultad respiratoria aguda	
Variables de observación	Presión de vías aéreas < 8 cmH ₂ O durante 12h Gradiente alveolo-arterial de O ₂ < 13 KPa	

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

	Tiempo de ventilación requerido Evaluación del paciente 2 años después de la extubación	
Horas de ventilación	6h	
Parámetros ventilatorios	NA	
Resultados	Menor grado de deficiencia respiratoria 7 defunciones	Mayor número de pacientes con convulsiones 11 defunciones Mayor índice de pacientes con tos o sibilancias tras extubación Incremento de necesidad de fármacos para respirar correctamente tras extubación
Conclusiones	Se ha demostrado que la VCV se debe imponer a la VCP tras este estudio que analiza el estado de neonatos ventilados con ambas modalidades ventilatorias y evalúa su respuesta dos años después de la extubación, ya que se requería menos tiempo de ventilación para llegar a los criterios de extubación. Además, durante la evaluación del paciente mantenido en el tiempo, se ha observado como la modalidad ventilatoria controlada por presión ha desarrollado más complicaciones y efectos secundarios que la controlada por volumen.	

Tabla 11. Flow-Controlled Ventilation Attenuates Lung Injury in a Porcine Model of Acute Respiratory Distress Syndrome: A Preclinical Randomized Controlled Study. Schmidt,2020. [26]

	Modalidad Ventilatoria controlada por volumen (VCV)	Modalidad ventilatoria controlada por flujo (VCF)
Objetivo	Estudiar la posibilidad de implementar una modalidad ventilatoria basada en el flujo de volumen administrado como alternativa a la ventilación controlada por volumen y analizar si ésta ocasiona menos lesiones pulmonares y mejora la oxigenación.	
Nº Muestras	7	7

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

Sujeto	Animal(cerdo)	
VARIABLES de observación	Grado de daño pulmonar Mejora en la oxigenación	
Horas de ventilación	3h	
Parámetros ventilatorios	Volumen tidal → 7ml.kg-1 PEEP → 9cmH2O I/E ratio → 1:1,2 FiO2 → 0,8	
Resultados	Peor oxigenación Presión traqueal más baja	Menos tiempo requerido para alcanzar la presión administrada de oxígeno. Flujo espiratorio más controlado y más bajo Formación de surfactante
Conclusiones	Bajo las mismas condiciones ventilatorias la modalidad FCV consigue mejorar el intercambio gaseoso y reducir el daño pulmonar. Esto es debido a que consigue un mayor reclutamiento alveolar, mejorando la homogeneidad pulmonar. En cuanto a la reducción del daño pulmonar se han analizado 4 factores y en 3 de ellos FCV es superior a VCV, siendo estos: Pared alveolar más fina, integridad de la barrera capilar alveolar por la producción de surfactante y reducción de inflamación teniendo en cuenta células infiltradas en el tejido pulmonar.	

A la vista de estos estudios, se puede concluir que, aunque ambas modalidades ventilatorias presentan ventajas y desventajas, la ventilación controlada por volumen consigue en la mayoría de casos reducir los daños asociados al ventilador sin disminuir la eficiencia ventilatoria. No obstante, cabe destacar que la opción más extendida en tanto en UCI como en UCIN es la de presión volumen, por lo que se poseen muchos más datos. La falta de un número elevado de sujetos humanos utilizados en estos estudios imposibilita la realización de una asunción concluyente.

5. MATERIAL Y MÉTODOS

En este capítulo se va a proceder a explicar el procedimiento que se va a seguir para la extracción de resultados, haciendo hincapié en los modelos biomecánicos o pulmonares, ecuaciones ventilatorias y modalidades de ventilación que se van a precisar.

5.1- Metodología general

Se ha realizado un trabajo de investigación de cohorte de tipo prospectivo, donde los datos han sido adquiridos de una base de datos proporcionada por el Hospital Universitario y Politécnico La Fe, que incluye información ventilatoria de bebés y adultos que han sido sometidos a ventilación mecánica. Para la recogida de datos se ha empleado un modelo que reproduce con mucha exactitud el funcionamiento pulmonar de diferentes pacientes de cualquier rango de edades. Este modelo estaba conectado a un ventilador mecánico y permitía simular todo tipo de situaciones, tanto fisiológicas como patológicas. De esta forma, para la inclusión de los sujetos del presente estudio se consideraron primero un adulto de unos 60 kg sin patologías y, posteriormente, un bebe de alrededor de 4 kg incluyendo mediciones con un funcionamiento ventilatorio normal y anormal. La adquisición de los datos se realizará con la modalidad ventilatoria controlada por presión (VCP) por ser la más extendida en la UCIN. En lo referente al análisis, se considera fallo respiratorio cuando existe una incapacidad de realizar un correcto intercambio gaseoso. Se ha calculado la potencia mecánica a partir de la fórmula de Van der Meijden:

$$MP_{PCV} = 0,098 \times RR \times Vt \left[PEEP + \Delta P_{insp} \times \left(1 - e^{-\frac{T_{insp}}{RC}} \right) \right] \quad (7)$$

Además, se han realizado otras asunciones como el cálculo de la presión de inspiración, la cual estará determinada por PIP-PEEP.

El principal parámetro a analizar es la lesión pulmonar inducida por ventilación mecánica (VILI) incluyendo todo tipo de patologías ocasionadas como barotrauma, volutrauma, enfisemas pulmonares, broncodisplasia ... También se tendrá en cuenta en el estudio la mortalidad y la influencia del tiempo de ventilación.

Algunos de los parámetros de entrada del paciente que son incluidos para el análisis son edad, peso y altura. Además, se incluirán parámetros ventilatorios como la tasa ventilatoria, la presión de conducción, el volumen tidal, PEEP, PIP y RR.

Para dicho estudio se ha utilizado el sistema de ventilación mecánica proporcionado por una empresa puntera en sanidad como Getinge, cuyo respirador se denomina Servo U.

Tras la obtención de los datos se procederá a su análisis y graficado empleando una herramienta de programación denominada MatLab. Se trata de un entorno de desarrollo integrado que

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

emplea un lenguaje propio (lenguaje M) y mediante el cual se pueden desarrollar todo tipo de funciones y aplicaciones y, por lo tanto, está muy extendida y es de gran utilidad.

5.2- Modalidades de ventilación

Ahora se procede a profundizar en las dos modalidades ventilatorias que existen, ya que éstas son determinantes en la búsqueda del motivo que mejor relaciona la ventilación con el daño pulmonar. Es necesario para ello estudiar las curvas de presión y volumen respecto del tiempo que ambas modalidades producen.

Ventilación controlada por presión (VCP). Se trata de un modelo de ventilación cuyo objetivo es proporcionar una presión ciclada por tiempo. Es decir, se riges por utilizar una presión inspiratoria constante, “permitiendo controlar cuánta presión de distensión se aplica a las vías aéreas y al alveolo” [27]. Se fija por tanto una presión inspiratoria máxima (PIP) mientras que el volumen tidal y el flujo inspiratorio serán variables. El funcionamiento por tanto es el siguiente, se introduce un determinado volumen de aire hasta que alcanza una presión establecida (este proceso se realiza rápidamente), cuando se ha alcanzado la presión deseada comienza a aumentar el volumen de aire dosificado durante un tiempo inspiratorio, produciendo un hinchado del pulmón. Llega un punto en el que comienza a ser complicado introducir más flujo debido a que está llegando a su capacidad máxima y, es entonces cuando quitas la presión y comenzaría la fase de espiración. En ese momento es cuando se abre la válvula espiratoria y la presión desciende hasta la PEEP establecida (sin llegar nunca a la presión atmosférica) la curva de volumen sufrirá por tanto un descenso drástico llegando a alcanzar valores negativos y posteriormente se estabilizará (**figura 14**).

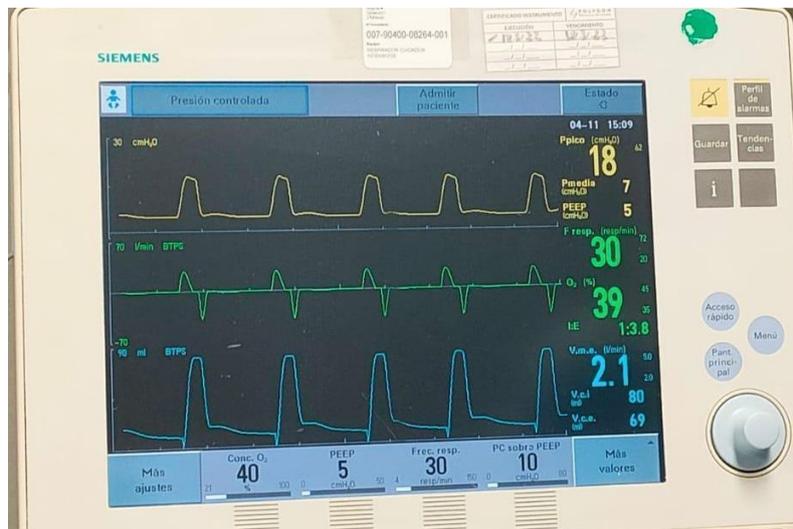


Figura 14. Curvas de presión/volumen de modalidad ventilatoria VCP.

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

En la **figura 15** se puede discernir cómo serían idealmente las curvas de presión volumen de este tipo de ventilación donde se distinguen a la perfección la relación de estas con los tiempos de inspiración y espiración.

Este tipo de ventilación presenta una clara ventaja y es que, como puedes controlar la presión a la que suministras el aire, es más fácil limitar el riesgo de barotrauma, pudiendo además reclutar alvéolos colapsados y mejorar la distribución de aire. No obstante, también presenta desventajas y es que el volumen tidal depende de la distensibilidad pulmonar por lo que es imprescindible evaluar individualmente las necesidades de cada paciente.

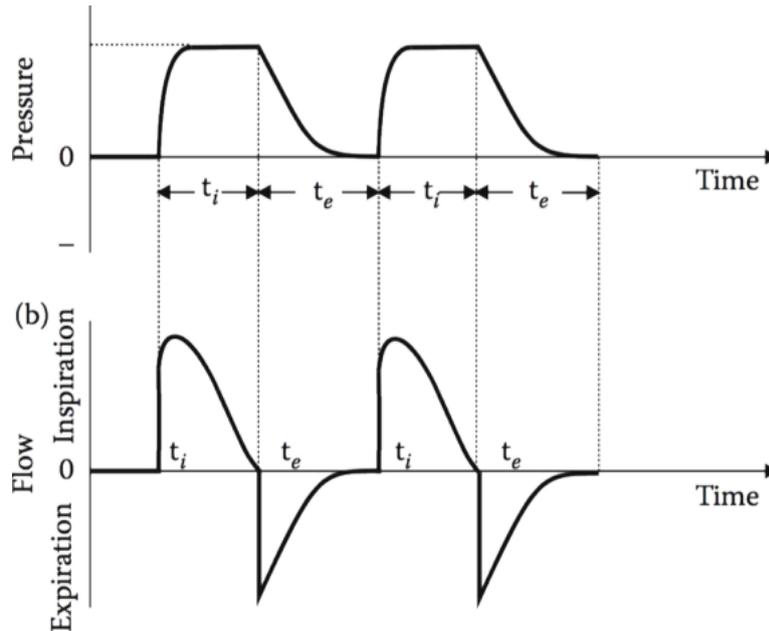


Figura 15.Curvas ideales de presión/volumen de modalidad ventilatoria VCP [28]

Ventilación controlada por volumen (VCV). Se trata de una modalidad ventilatoria cuyo objetivo es suministrar un mismo nivel de flujo en cada ciclo respiratorio, manteniendo por tanto los mismos tiempos inspiratorios y espiratorios, así como la cantidad de aire suministrado a las vías aéreas. Ofrece por tanto un control del volumen tidal y de la frecuencia respiratoria de forma que lo que variará será la presión con la que se introduce ese volumen. “La presión inspiratoria máxima (PIP) será la suma de las presiones elásticas y resistivas junto con la presión inicial del sistema” [29]. El flujo de aire que va a ser introducido se determina automáticamente introduciendo el peso del paciente como parámetro en el ventilador, además de este se introducirán otros parámetros como son PEEP, FiO₂, relación I/E y frecuencia respiratoria (RR). Como se distingue en la **figura 16**, la onda del flujo adquiere una señal cuadrada, se alcanzará un volumen constante durante la inspiración el cual se mantendrá durante todo el tiempo inspiratorio, por otra parte, la presión aumentará paulatinamente hasta llegar a la presión máxima (PIP). Una vez comienza la espiración se corta el volumen suministrado lo que conlleva una disminución de la presión hasta llegar a la PEEP al final de esta fase espiratoria. Habitualmente existe un pequeño instante de tiempo entre la inspiración y la espiración. Este modelo ventilatorio presenta la ventaja de que administra un volumen específico el cual es independiente de los cambios en la mecánica pulmonar. En la **figura 17** se pueden distinguir a

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

la perfección los tiempos dedicados tanto a la fase inspiratoria como a la espiratoria, la curva de flujo/tiempo aparte de la forma cuadrada mencionada puede adquirir otras formas según los ventiladores como una rampa ascendente y descendente o una forma sinusoidal.



Figura 16. Curvas de presión/volumen de modalidad ventilatoria VCV.

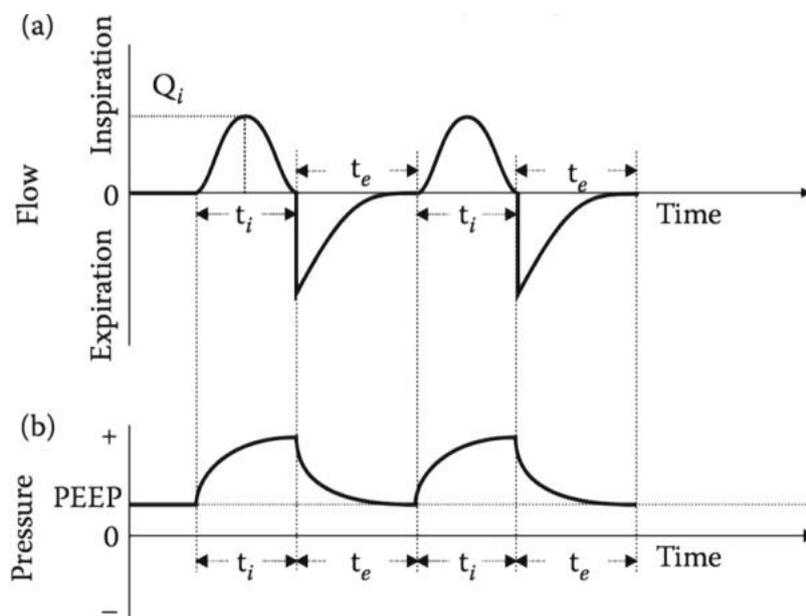


Figura 17. Curvas ideales de presión/volumen de modalidad ventilatoria VCV [28]

Este tipo de ventilación presenta como ventaja la capacidad de establecer “un volumen específico y una ventilación minuto independiente de los cambios en la mecánica pulmonar lo que ayudará a garantizar un nivel adecuado de presión arterial PaCO₂” [29].

Ventilación control dual presión-volumen. Existe un método alternativo, aunque puede considerarse de presión control que se denomina dual, y que es capaz de variar la presión de administración según el volumen corriente exhalado de la respiración anterior, ya que como se

ha mencionado anteriormente, la ventilación ciclada por presión, dependerá de parámetros como la resistencia de las vías respiratorias o la distensibilidad pulmonar del paciente. Es por eso que se van a producir cambios en la presión máxima de las vías aéreas. De forma que para las primeras respiraciones se llega a la presión óptima y las siguientes van a depender del volumen que se exhala, como se puede distinguir en la **figura 18**.

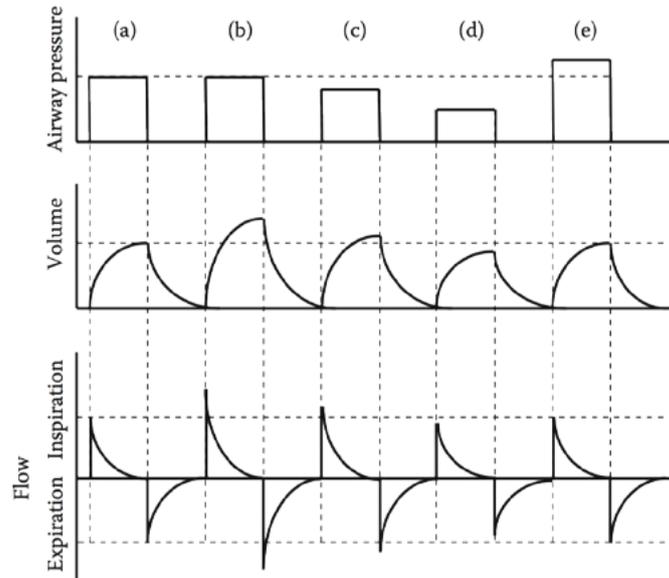


Figura 18.Curvas ideales de presión/volumen de modalidad ventilatoria dual [28]

Como vemos, en (b) se ha producido un aumento del volumen el cual debería ser como el obtenido en (a), entonces se modifica la presión de la siguiente respiración (c) disminuyéndola. Tras esto se observa que no se ha conseguido estabilizar aún el volumen debido a que está por encima del umbral en (c), por lo que aún habrá que disminuir más la presión a la que se suministra el aire (d). Se trata por tanto de un método que busca solucionar las variaciones de volumen tidal que se producen en la modalidad ventilatoria VCP debido a las condiciones mecánicas del paciente.

5.3- Equipo de ventilación mecánica

Para este estudio se utilizará el respirador disponible en la Unidad de Cuidados Intensivos Pédiatrica del Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia, el Servo U de Gettinger. Se trata de un equipo ventilatorio ampliamente extendido para soporte de asistencia respiratoria para todo tipo de pacientes, por lo que puede emplearse en UCI o UCIN indistintamente (**figura 19**). Este dispositivo táctil incluye estrategias de ventilación protectora, así como distintas terapias de ventilación como la de elevado flujo. La pantalla cuenta con distintos diálogos y recomendaciones y muestra alertas en caso de situaciones de emergencia. Realiza un cálculo automático de la cantidad de volumen corriente suministrado según el peso en kg del paciente. También presenta una función que indica si el paciente está respirando de forma adecuada y está siguiendo los objetivos establecidos. [30]



Figura 19. Ventilador mecánico Servo U [31]

La estructura de este equipo ventilatorio consta de las siguientes partes:

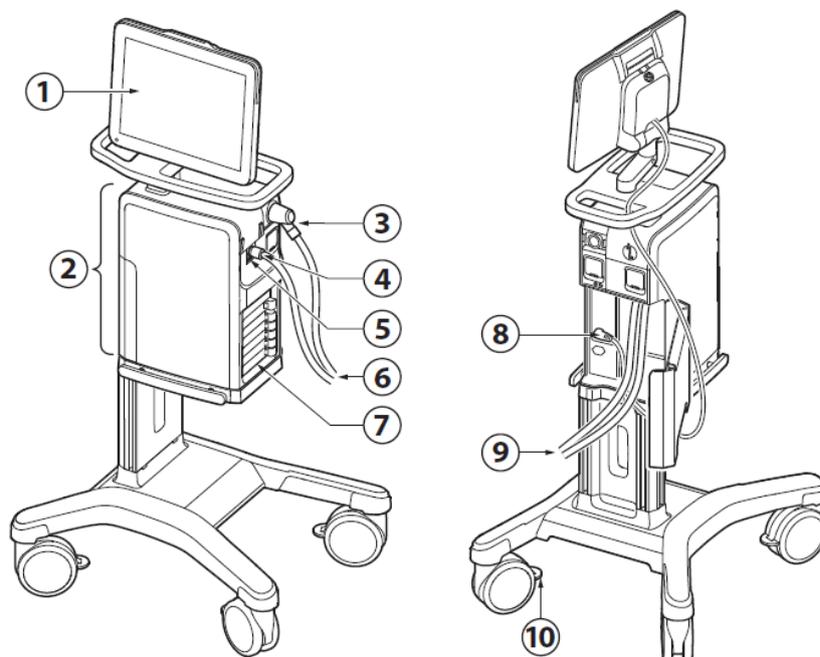


Figura 20. Estructura general del ventilador Servo U [31]

Donde:

1. Interfaz de usuario
2. Unidad de paciente

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

3. Entrada espiratoria
4. Salida inspiratoria
5. Toma de aire de emergencia
6. Circuito del paciente
7. Compartimento para módulos
8. Cable de control de interfaz de usuario
9. Suministro de aire y O₂
10. Bloqueo de las ruedas

En particular se va a prestar especial importancia en cómo funciona y, de qué está compuesto el mecanismo que mueve el flujo de aire a través de la unidad del paciente. La **figura 21** muestra dicho proceso:

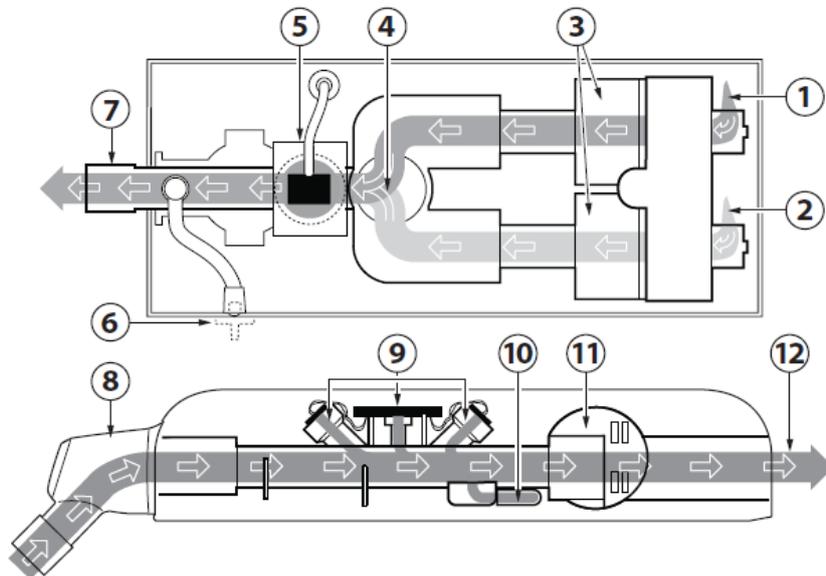


Figura 21. Suministro del flujo de gas [31]

El funcionamiento será el siguiente:

Entra el O₂ y el aire por (1) y (2) respectivamente, tras esto, el flujo del gas se regula para ambos módulos (3). Como se puede observar, en (4) se produce el mezclado de los gases en lo que se denomina sistema de inspiración. Posteriormente se mide la concentración de oxígeno (5) con un sensor o una célula de O₂. Se medirá también la presión de la mezcla de gases suministrada al paciente mediante un transductor de presión inspiratoria (6). Una vez medida la presión, el canal inspiratorio suministra la mezcla de los gases a los tubos del circuito de inspiración del paciente (7) y acabará el proceso inspiratorio. El proceso espiratorio comienza en (8), donde se realiza la entrada espiratoria que poseerá un colector de humedad, se debe realizar una medida del flujo de gas espiratorio, para ello se utilizará transductores ultrasónicos (9). Existe un filtro bacteriano (10) que protege el transductor ultrasónico. Después del filtro se encuentra una válvula espiratoria (11) que es la encargada de regular la presión del paciente y, por último, se produce la salida del flujo de gas del circuito del paciente por el puerto de salida (12).

5.4- Modelado teórico de la biomecánica pulmonar

Parametrizar el pulmón biomecánicamente no es una tarea sencilla, ya que para ello se debe estudiar su comportamiento contemplando muchos factores y tratando de encontrar una respuesta pulmonar común. Existen muchos modelos que han tratado de reproducir el comportamiento viscoelástico del pulmón. Para simular el comportamiento del pulmón en este estudio, se ha planteado, debido a su relativa sencillez y a su alta efectividad, trabajar con el cuerpo de Voigt o el modelo de Maxwell. Se procede a explicar ambos para definir posteriormente cuál será más adecuado para cumplir los objetivos propuestos.

5.4.1- Modelo viscoelástico de Kelvin-Voigt

Este modelo se basa en dos componentes conectados en paralelo:

- Un componente resistivo, que representará a la resistencia del sistema respiratorio (la cual es imprescindible incluir) y se modela con un amortiguador.
- Un componente elástico que se modela mediante un muelle y hace referencia a la distensibilidad pulmonar.

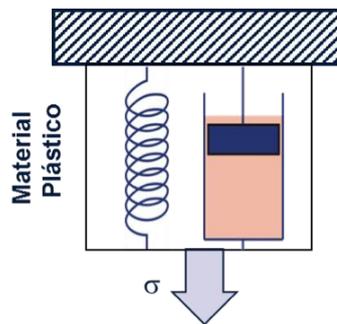


Figura 22. Modelo mecánico del cuerpo de Voigt [32].

Mediante esta configuración, al aplicar una determinada tensión, parte de ésta será almacenada por el muelle y el resto se disipará al desplazarse el amortiguador. Tras eliminar la tensión aplicada se recuperará toda la energía almacenada en el muelle, pero no la del amortiguador.

El modelo en cuestión explica cómo la fuerza total que se le aplica al sistema es equivalente a la suma de las fuerzas de cada una de las ramas, y se relaciona con que la tensión total ejercida es igual al sumatorio de las tensiones de las dos ramas. Es decir:

$$F = F_1 + F_2 \rightarrow \sigma_1 + \sigma_2 \quad (8)$$

Lo mismo ocurre con el desplazamiento y su relación con la deformación:

$$X_1 = X_2 \rightarrow \varepsilon_1 = \varepsilon_2 \quad (9)$$

Y seguirá la siguiente ecuación:

$$P = E \times \varepsilon + \eta \frac{d\varepsilon}{dt} \rightarrow \varepsilon(t) = \frac{P_0}{E} \left[1 - e^{-\frac{E}{\eta}t} \right] \quad (10)$$

Para explicar este modelo se estudia el comportamiento de fluencia de los materiales sometidos a una tensión constante. La respuesta a fluencia adquiere una tendencia exponencial creciente a lo largo del tiempo (**Figura 23**).

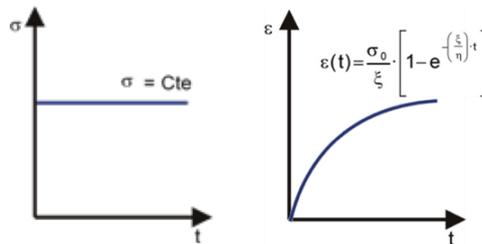


Figura 23. Respuesta mecánica del cuerpo de Voigt [33]

Se observa cómo explica la fluencia el modelo de Voigt, donde en $t=0$ la deformación es nula, lo cual contradice la realidad de los fenómenos de fluencia y no explica la deformación instantánea inicial. Pero si explica como a una tensión constante aplicada a un determinado cuerpo éste sufrirá una deformación creciente.

5.4.2- Modelo viscoelástico de Maxwell

Este modelo se rige por las mismas bases que el de Voigt, y sigue las mismas ecuaciones de tensión y de deformación. Su diferencia reside en que los componentes resistivo y elástico, es decir el amortiguador y el muelle respectivamente, se colocan en serie en lugar de hacerlo en paralelo.

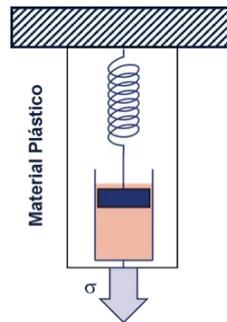


Figura 24. Modelo mecánico del cuerpo de Maxwell. [32]

La tensión aplicada será dual, es decir se producirá una deformación instantánea que será una respuesta elástica que no cambiará con el tiempo y, luego una deformación incremental propia de los fluidos viscosos. La respuesta de la fluencia a una tensión constante, muestra esa deformación elástica inicial y la deformación incremental debido a la respuesta viscosa (Figura 25)

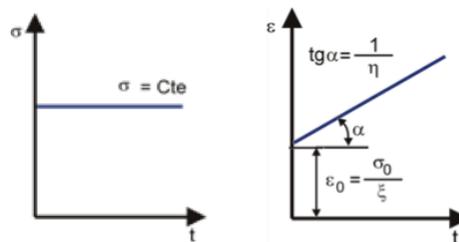


Figura 25. Respuesta mecánica del cuerpo de Voigt. [33].

Ambos modelos consiguen explicar con la suficiente exactitud la respuesta de los cuerpos viscoelásticos, pero presentan algunas diferencias que los caracterizan. El modelo de Voigt, consigue explicar la deformación creciente exponencial de la fluencia con el paso del tiempo de forma fiel a la realidad, pero no considera la deformación inicial. Por otro lado, el de Maxwell si explica esa deformación inicial que sufren los cuerpos debido a la respuesta elástica, pero no acierta con la aproximación de la respuesta viscosa. Es por eso que ambos presentan ciertas ventajas, pero también limitaciones. De forma que el modelo de Maxwell caracteriza mejor a un fluido viscoelástico mientras que el modelo de Voigt simula mejor el comportamiento de un sólido viscoelástico [32],[33].

5.5- Modelo simulador de pulmón

Para la recolección de los datos empleados en el análisis y como se ha mencionado anteriormente, se ha utilizado un modelo simulador de pulmón desarrollado en la Unidad de Cuidados Intensivos Pediátricos del Hospital Universitario Central de Asturias. Este modelo trata de reproducir el pulmón utilizando el modelo de Maxwell (explicado previamente). Para ello utilizan un sistema que simula las vías aéreas del aparato respiratorio, mediante un conjunto de

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

3 o 5 válvulas que permiten el aumento de resistencias y la simulación de fugas [34]. Además, para reproducir la distensibilidad y por tanto imitar las características del pulmón y de la caja torácica, utilizan 1 o 2 cámaras de distensión, un mecanismo de conexión al sistema resistivo y una pinza de limitación de la distensibilidad.

Este simulador es capaz de imitar fielmente diversas situaciones respiratorias de pacientes de diferentes edades y pesos dependiendo de la apertura que se establezca del pulmón, así como su tamaño y la compresión de los dispositivos que regulan la distensibilidad. Además, las distintas válvulas de las que se compone permitirán reproducir la presencia de fugas de aire, (que son muy habituales) o de obstrucciones y bloqueos del pulmón. Las principales ventajas de dicho simulador residen en su facilidad de montaje y desmontaje, su bajo precio y su efectividad simulando todo tipo de patrones tanto fisiológicos como patológicos (restrictivos, obstructivos, atelectasia, neumotórax). [34]

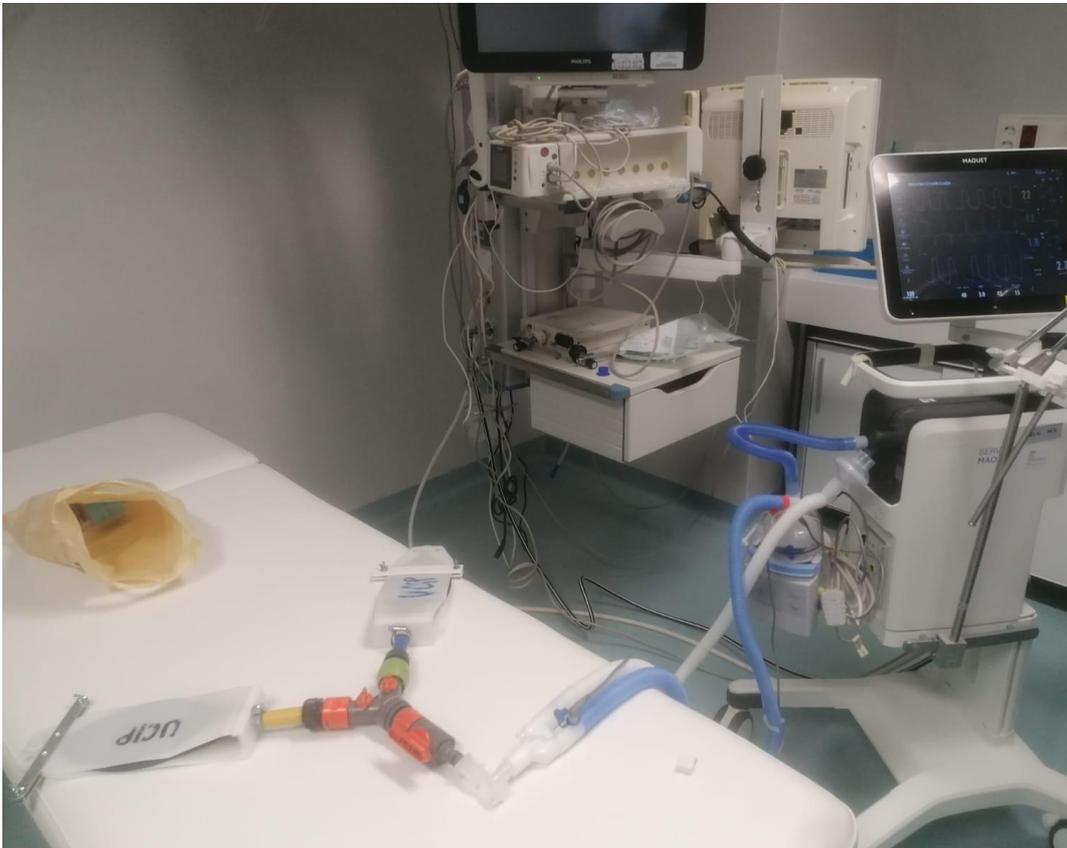


Figura 26. Modelo simulador de pulmón [34]

5.6- Ecuación de la potencia mecánica

La presión que se busca medir es la existente en las vías aéreas y para ello se utiliza dicha ecuación:

$$P_{aw} = P_{alv} - P_{pl} = P_{alv} - P_{es}(cmH_2O) \quad (11)$$

Donde:

P_{aw} = Presión de las vías aéreas

P_{alv} = Presión alveolar

P_{pl} = Presión pleural

P_{es} = Presión esofágica

Para calcular esta presión, así como el flujo de volumen suministrado por ventilación mecánica se utiliza la ecuación de movimiento de la reología que relaciona presión con volumen con distintos parámetros mecánicos:

$$P_{aw} = E \times V(t) + R \times \dot{V}(t) + PEEP \quad (12)$$

Donde:

E = elastancia.

V(t) = volumen en un instante de tiempo

R = resistencia

PEEP = presión positiva del final de la espiración

- Suponiendo E y R constantes para todo el proceso
- Siendo P fija al ser ventilación a presión constante y el flujo y el volumen las variables

Tenemos:

$$W = \int_{V_1}^{V_2} P dV = \int_{T_0}^{T_{insp}} P \frac{dV}{dt} dt = \int_{T_0}^{T_{insp}} P \dot{V}(t) dt \quad (13)$$

Este será el trabajo de la inspiración que dependerá de la presión y el flujo respecto del tiempo. Para poder llegar a él se ha partido de la expresión de trabajo que relaciona la presión y el volumen y se ha multiplicado y dividido con un diferencial de tiempo, usando la relación:

$$\dot{V}(t) = \frac{dV}{dt} \quad (14)$$

El flujo en la inspiración decrecerá exponencialmente siguiendo la siguiente ecuación:

$$\dot{V}(t) = \frac{Vt}{\tau} \left(e^{-\frac{T_{insp}}{\tau}} \right) \quad (15)$$

Siendo $\tau = R \times C = R \times \frac{1}{E}$

Ahora para obtener la potencia mecánica vamos a analizar dos casos:

- PEEP = 0 :

$$\begin{aligned} W_{pcv} &= P_{peak} \int_0^{T_{insp}} \dot{V}(t) dt = P_{peak} \int_0^{T_{insp}} P \frac{Vt}{\tau} e^{-\frac{tE}{\tau}} dt \\ &= P_{peak} Vt \left[1 - e^{-\frac{t}{\tau}} \right]_0^{T_{insp}} = P_{peak} Vt \left(e^{-\frac{T_{insp}}{\tau}} \right) \end{aligned} \quad (16)$$

- PEEP \neq 0 :

$$W_{pcv} [PEEP] = Vt [PEEP + P_{insp} (1 - e^{-\frac{T_{insp}}{\tau}})] \quad (17)$$

$$W_{pcv} = Vt PEEP + P_{insp} (1 - e^{-\frac{T_{insp}}{\tau}})$$

Donde: $P_{insp} = P_{peak} - PEEP$

Para obtener la fórmula final de la potencia mecánica falta añadirle la frecuencia respiratoria (RR) y un factor asociado a la conversión de unidades quedando:

$$PM = 0,098 \times RR \times Vt [PEEP + \Delta P_{insp} \left(1 - e^{-\frac{T_{insp}}{\tau}} \right)] \quad (18)$$

5.7- Diseño del experimento

El experimento consiste en un estudio cuyo objetivo reside en tratar de validar si la fórmula de la potencia mecánica (valor teórico) es equivalente a la potencia mecánica experimental (obtenida como el área del ciclo Presión-Volumen). Para ello se obtendrán valores de ventilación mecánica pediátrica mediante el ventilador Servo U y, a partir de datos del hospital de la Fe con los que calcularemos la PM mediante la ecuación teórica que asumiremos como cierta. Posteriormente se procederá a realizar gráficas de presión, volumen y flujo en función del tiempo con dichos datos, realizando también bucles de presión/volumen y de volumen/flujo.

Para el cálculo de la potencia mecánica experimental, se procederá a calcular el área debajo de la curva de un bucle presión/volumen. Para dotar de consistencia y robustez al experimento, se ha desarrollado un algoritmo en MatLab (ANEXO I) capaz de aislar de forma automática cada bucle respiratorio, concretamente la fase de inspiración por ser la que incluye el trabajo mecánico y realizar mediante la herramienta trapz (x,y) la integral de cada uno, obteniendo así la potencia mecánica de cada bucle para contemplar posibles variaciones y la potencia mecánica media. El algoritmo en cuestión basa su funcionamiento en la detección de distintos puntos de interés, obteniendo así en la gráfica de flujo aquellas zonas de subidas y bajadas de flujo y, zonas donde el valor es cero. Por tanto, permitirá detectar el momento en el que inicia y en el que termina la inspiración de cada ciclo respiratorio.

Finalmente, la función ya mencionada (trapz) te devolverá por tanto el valor de la potencia mecánica experimental, la cual podrá ser comparada con el valor de la potencia mecánica resultante de sustituir en la fórmula de Van der Meijden los parámetros ventilatorios elegidos para la simulación (potencia mecánica teórica).

De esta forma, si utilizamos pacientes sin daños pulmonares podremos comprobar que realmente esta ecuación reproduce bien el comportamiento de la potencia mecánica y del pulmón y, tras esto, se deberá analizar qué componente de la fórmula se debe añadir o modificar para evitar el daño producido a pacientes pediátricos sometidos a ventilación.

Para la obtención de las gráficas se han realizado distintas adquisiciones de datos sobre 30 segundos de ventilación mecánica, simulando mediante el modelo anteriormente mencionado diversas situaciones prefijadas a criterio clínico, así como pacientes de edades distintas incluyendo a bebés y a adultos. Estas situaciones son:

- Adulto de alrededor de 60kg sin patologías respiratorias
- Niño de 5kg sin patologías respiratorias
- Niño de 5kg sin patologías respiratorias, pero contemplando un retardo temporal inspiratorio de 12%.

6. RESULTADOS

Este capítulo describe los resultados principales alcanzados en la fase de experimentación del estudio. El procedimiento será el mismo para las tres situaciones descritas. De esta forma, para cada caso se muestran primero los parámetros definidos en el ventilador, posteriormente se grafican y analizan la presión, volumen y flujo obtenidos en función del tiempo, se prosigue con la realización de bucles tanto de presión/volumen como de flujo/tiempo y, por último, se calcula la potencia mecánica experimental y teórica y se comparan.

6.1- Análisis de curvas de adulto de 60kg.

6.1.1- Parámetros ventilatorios

Los parámetros utilizados para la primera simulación ventilatoria explicada en el apartado de material y métodos están representados en la **figura 27**:



Figura 27.Parámetros ventilatorios adulto

Donde los parámetros más importantes a tener en cuenta son (**tabla 12**):

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

Tabla 12. Parámetros de ventilación adulto

Parámetro	Valor	Unidades
Volumen tidal	0,473	Litros
Presión de pico (PIP)	20	cmH2O
Presión positiva al final de la espiración (PEEP)	4,7	cmH2O
Presión de inspiración	20-4,7 = 15,3	cmH2O
Frecuencia respiratoria	15	respiraciones/minuto

6.1.1- Curvas de presión, volumen y flujo

Tras el establecimiento de los parámetros se procede a la representación de las distintas variables de presión, volumen y flujo en función del tiempo mediante la herramienta de MatLab (**figura 28**).

Centrándonos en la primera gráfica de las variables respiratorias, es decir presión/tiempo se distingue la realización de 7 ciclos respiratorios completos y un último ciclo incompleto durante los 30 segundos simulados. Se puede percibir que, como era de esperar se suministra una presión constante durante toda la ventilación, por estar utilizando la modalidad de presión control. Se suministra volumen de aire con un patrón de flujo constante hasta que se alcanza la presión de pico establecida (20 cmH2O), esa será la fase inspiratoria. Al llegar a dicho valor se corta el suministro y existe un pequeño periodo de tiempo en el cual no hay flujo de aire, esa será la presión meseta. Finalmente comienza a disminuir la presión en la fase espiratoria hasta llegar al valor de la PEEP establecida, en este caso de 4,7 cmH2O. La gráfica de volumen/tiempo mide la cantidad de gas que el respirador administra a los pulmones, se mide en caudal. Se cumplen los objetivos gasométricos predeterminados, ya que se entrega la cantidad adecuada de aire (473 ml)

Por último, se observa la gráfica de flujo/tiempo, donde como se observa en la Figura 26 existe un flujo inspiratorio de carácter positivo mientras que el flujo espiratorio adquiere valores negativos. Se distingue como al principio de la inspiración el flujo se entrega a una velocidad alta, ya que aumenta desde 0 hasta el valor máximo describiendo prácticamente la forma de una recta, mientras que a medida que va transcurriendo la inspiración se produce una disminución gradual que se traduce en una desaceleración en la curva. Una vez el volumen pasa 0 se produce el cambio de inspiración a espiración y viceversa.

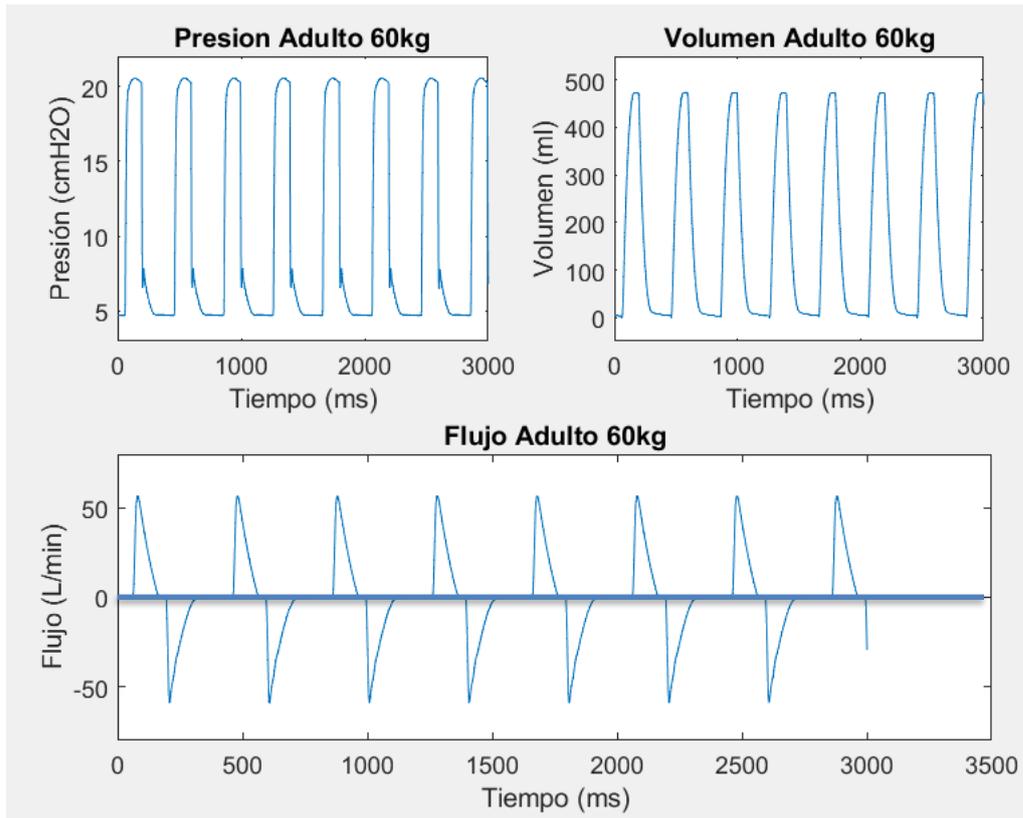


Figura 28. Gráficas de presión, volumen y flujo de adulto sometido a ventilación

6.1.2- Bucles de presión/volumen y de flujo/volumen

Otro parámetro importante de representar son los bucles que relacionan una variable con otra. La **figura 29** muestra el bucle procedente de enfrentar las variables de presión y volumen. Se tiene en el eje x el volumen (ml) y en el eje y la presión (cmH₂O). Se observa como el ciclo comienza algo elevado respecto al eje de las x, eso es debido al PEEP existente de 4,7 cmH₂O. Por tanto, el ciclo comienza en lo que serían las coordenadas (0;4,7) y conforme avanza la inspiración va adquiriendo un incremento tanto en presión como en volumen lo que supone una trayectoria creciente, de forma sigmoidea que se mantiene hasta llegar a la presión máxima establecida. Durante la curva inspiratoria se percibe una primera parte relativamente plana que forma parte del movimiento del aire hacia las vías respiratorias, una zona abombada que se traduce en el reclutamiento pulmonar y, finalmente otra zona recta que corresponde al final de la inspiración. Durante la fase espiratoria se producirá primero una disminución inicial drástica de la presión que se traducirá en una reducción del volumen hasta llegar a 0 y cerrará el bucle. La distensibilidad pulmonar viene dada por la pendiente descrita a lo largo de todo el bucle, donde una pendiente más plana significa que la distensibilidad es adecuada mientras que una pendiente más pronunciada se corresponde a una distensibilidad del sistema anormal.

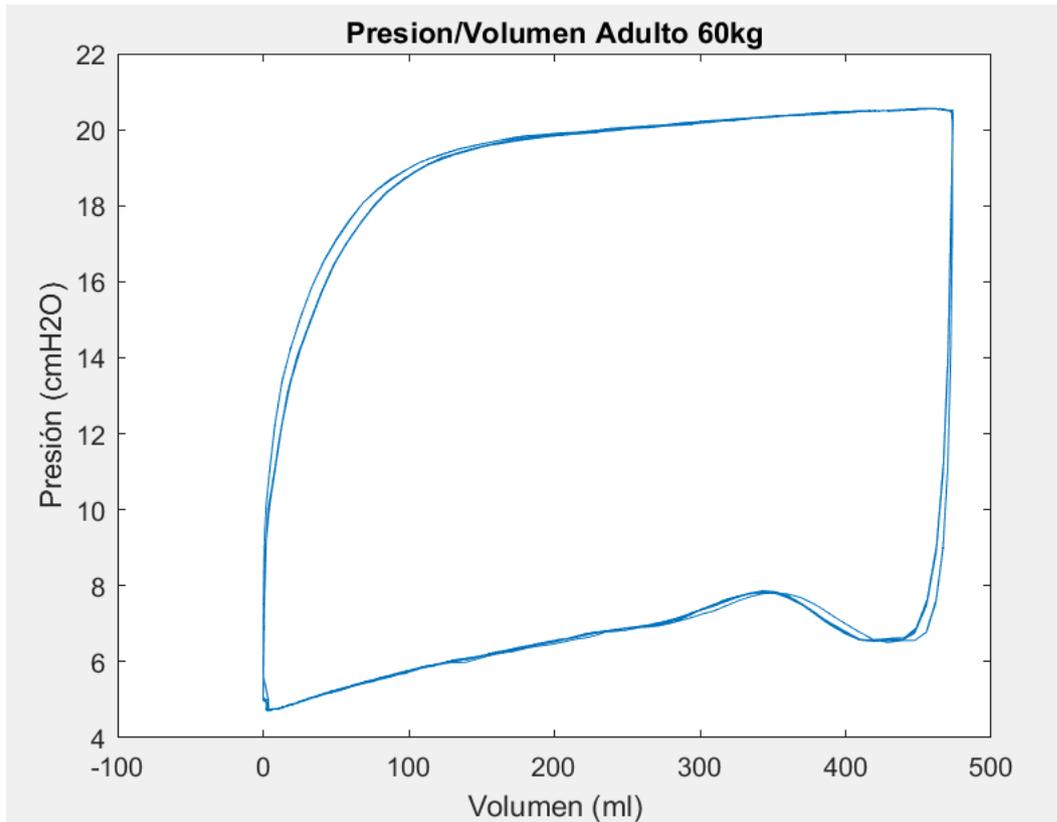


Figura 29. Bucle de presión/volumen adulto

El siguiente bucle representado responde a la variación del volumen en relación al flujo (**figura 30**). Se representa el volumen en mililitros en el eje x mientras que en el eje y se tiene el flujo en L/min. Se observa la gráfica dividida en dos partes que se corresponden a la inspiración (mitad superior) y a la espiración (mitad inferior). Como se percibe, el bucle se cierra correctamente lo cual significa que se ha producido un vaciado completo y satisfactorio del volumen de aire suministrado. En caso de no producirse un cierre adecuado del bucle se correspondería a una obstrucción de aire que queda atrapado y puede derivar en una broncoconstricción. La forma de la gráfica sigue la trayectoria esperada donde la parte inspiratoria es positiva mientras que la espiratoria es negativa.

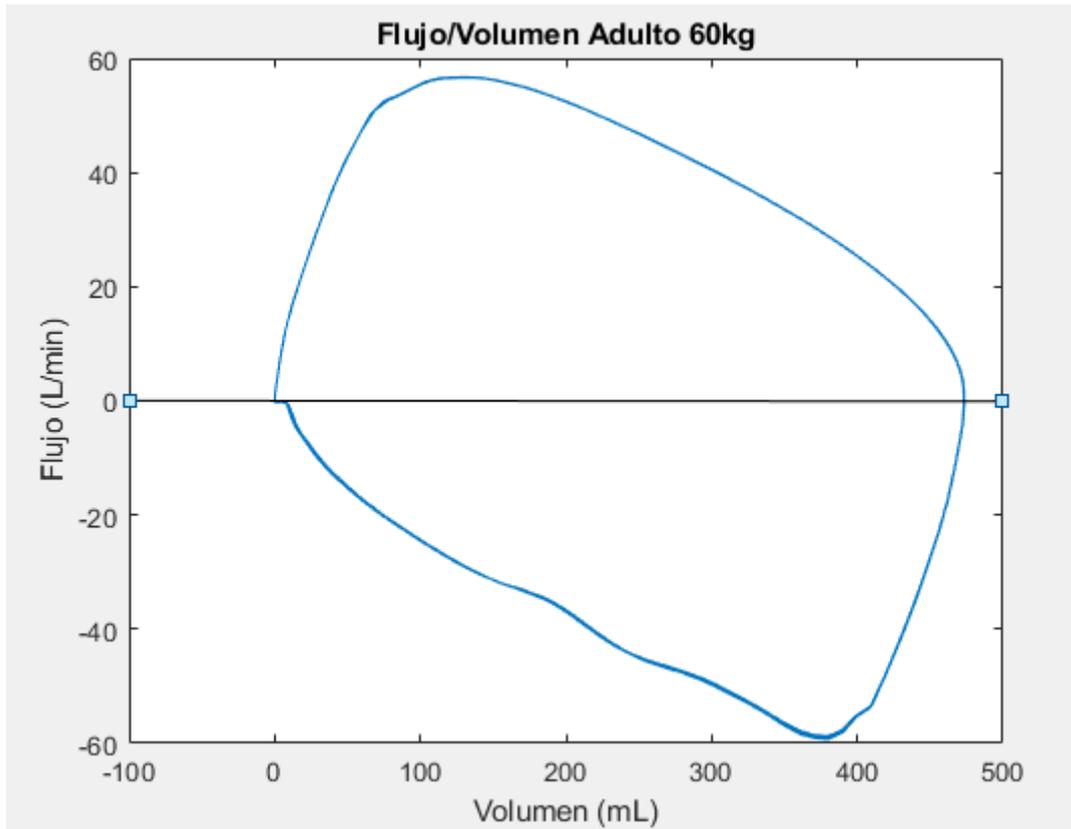


Figura 30. Bucle de flujo/volumen adulto

6.1.3- Potencia mecánica

Una vez descritas las distintas gráficas resultantes del análisis se va a proceder a mostrar los cálculos de la potencia mecánica tanto teórica como experimental. Como se ha definido anteriormente la PM teórica se realiza mediante la sustitución de los parámetros ventilatorios establecidos en la fórmula de Van der Meijden, mientras que la PM experimental se ha obtenido como resultado de integrar el bucle de presión/volumen.

Sustituyendo en (7)

$$PM_{teórica} = 0,098 \times 15 \times 0,473 \times \left(4,7 + 15,3 \left(1 - e^{-\frac{-1,1}{\tau}} \right) \right) = 4,8279 \text{ J/min}$$

Donde:

- Se considera tan solo el tiempo inspiratorio por ser el que ejerce trabajo mecánico
- La constante de tiempo τ resultante del producto de la distensibilidad por la resistencia de las vías aéreas es igual a 7.

Por otro lado, la PM experimental ha tenido que calcularse representando los datos de presión en Pascales y los datos de volumen en M³, debido a que esas son las unidades que consiguen, al realizar la integral, un trabajo en julios. Para el cálculo de la PM, se ha empleado el algoritmo explicado en la fase de diseño del experimento, el cual aislará la fase inspiratoria de cada ciclo respiratorio, y posteriormente trazará la trayectoria de todas ellas para su posterior integración.

Para aislar la fase inspiratoria el algoritmo desarrollado es capaz de detectar aquellos puntos del flujo donde se producen subidas y bajadas, así como cuando el valor se hace 0, mediante

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

esas variaciones se obtendrán todas y cada una de las fases de inspiración de los ciclos respiratorios obtenidos como se muestra en la **figura 31**:

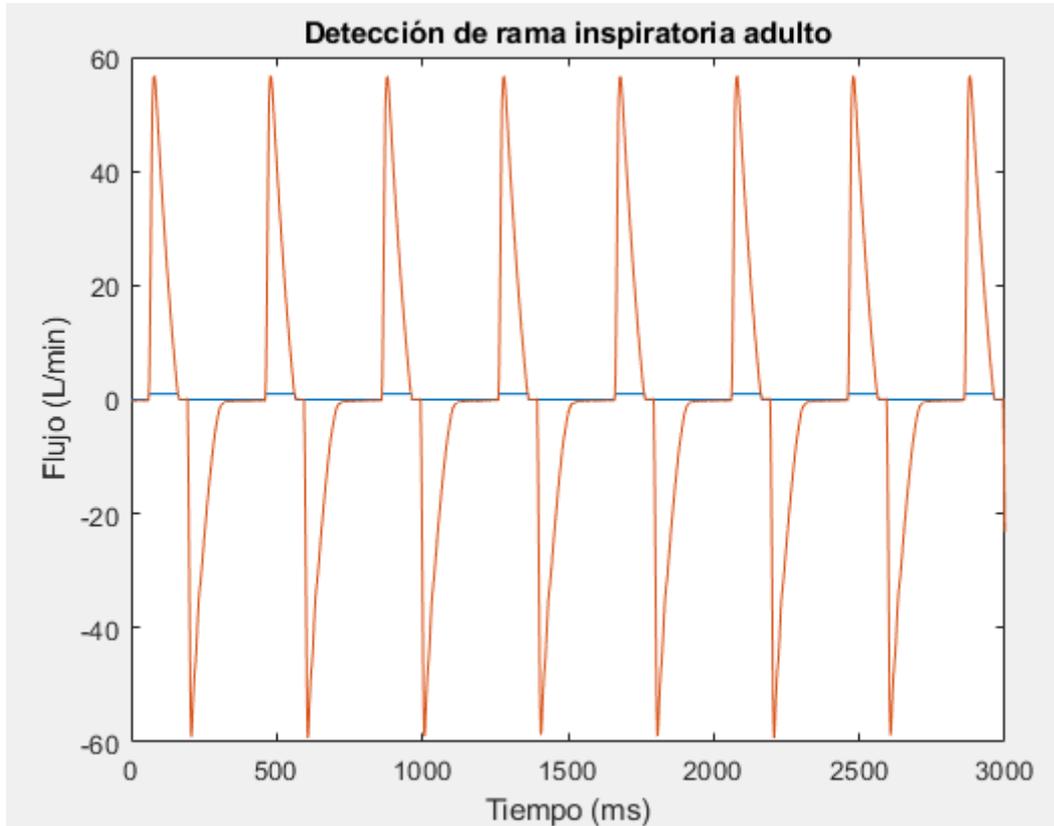


Figura 31. Detección de rama inspiratoria adulto

Las trayectorias de las ramas inspiratorias que se obtienen tras aislar las fases inspiratorias será la siguiente (**figura 32**):

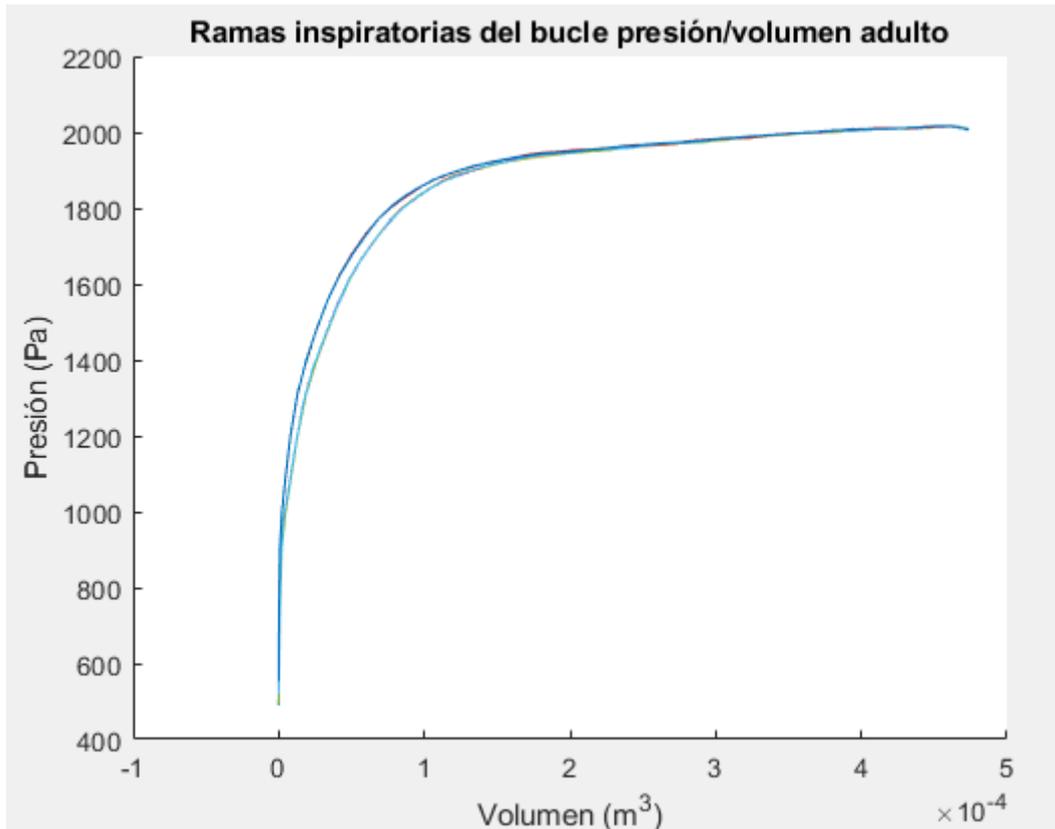


Figura 32. Ramas inspiratorias del bucle presión/volumen adulto

Los valores de las potencias mecánicas de los 8 ciclos arrojados por el algoritmo (en Julios) y su desviación típica se muestran en la **tabla 13**:

Tabla 13. Potencia mecánica experimental adulto

Potencia mecánica (Julios)	
Ciclo 1	0.8889
Ciclo 2	0.8879
Ciclo 3	0.8881
Ciclo 4	0.8882
Ciclo 5	0.8882
Ciclo 6	0.8951
Ciclo 7	0.8883
Ciclo 8	0.8950
Potencia mecánica media: 0,89 Julios	
Desviación típica: 0.0032 Julios	

El valor medio de dicha integral por tanto resulta de 0,89 J, pero debe multiplicarse por la frecuencia respiratoria para incluir la potencia mecánica de todos los ciclos, al igual que su desviación típica quedando:

$$PM_{experimental} = 0,89J \times 15 \text{ resp/min} = 13,35 J/min \pm 0,48 J/min$$

6.2- Análisis de curvas de niño de 5kg.

6.2.1- Parámetros ventilatorios

Se procede ahora al análisis de los resultados extraídos de la simulación de un niño de 5kg. Para ello se debe primero prestar atención a la modificación de dos parámetros principales. El primero de ellos es que, para simular un paciente pediátrico se debe aumentar mucho la frecuencia cardíaca debido a que respiran una cantidad de veces mucho mayor respecto a los adultos. El segundo aspecto es la disminución del volumen suministrado, debido a que el tamaño pulmonar es mucho menor y por tanto se llena mucho antes. Por otra parte, la presión se mantendrá estable respecto a los pacientes de mayor edad, por lo que no se modificará ni la PIP ni la PEEP. Todo ello se muestra en la **figura 33**.

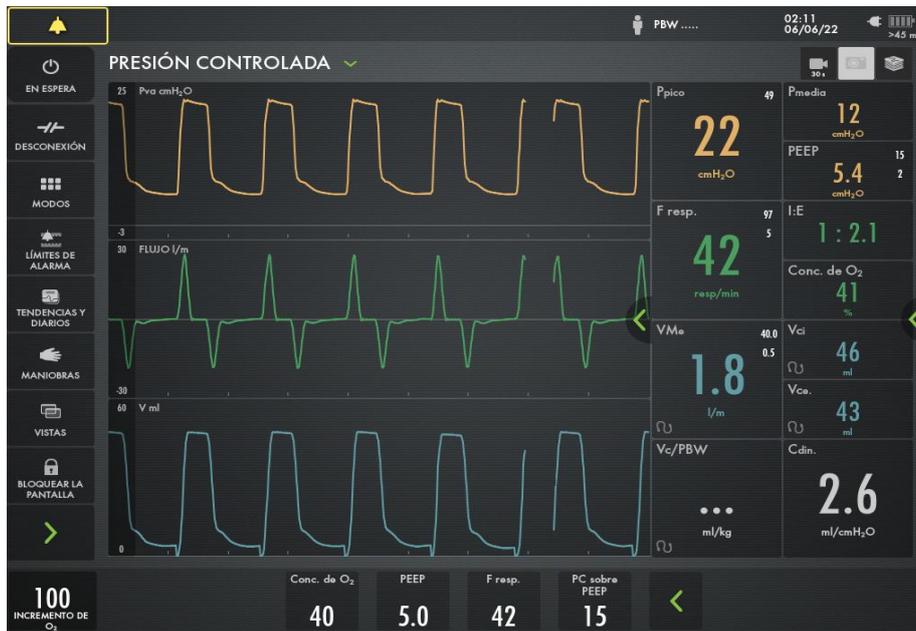


Figura 33. Parámetros ventilatorios niño

Donde los parámetros más importantes a tener en cuenta son (**tabla 14**):

Tabla 14. Parámetros de ventilación niño

Parámetro	Valor	Unidades
Volumen tidal	0,046	Litros
Presión de pico (PIP)	22	cmH2O
Presión positiva al final de la espiración (PEEP)	5,4	cmH2O
Presión de inspiración	$22 - 5,4 = 16,6$	cmH2O
Frecuencia respiratoria	42	respiraciones/minuto

6.2.2- Curvas de presión, volumen y flujo

En la **figura 34** se representan las gráficas de presión, volumen y flujo de la ventilación mecánica de un niño de 5kg para los parámetros ventilatorios especificados. Se observan 20 ciclos respiratorios completos y 1 incompleto. Este número es elevado debido a que la frecuencia respiratoria en pacientes pediátricos es mucho mayor. Respecto a las curvas de

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

presión/tiempo se cumplen los objetivos gasométricos a lo largo de los 30 segundos ya que se alcanza la presión de pico máxima de 22cmH₂O establecida por el ventilador. En esta simulación se elimina prácticamente la presión meseta debido a que la elevada velocidad de inspiración y espiración del niño no da lugar a un periodo de tiempo con una presión mantenida, aunque se vislumbra una pequeña pendiente negativa antes de la disminución drástica que sería lo equivalente a la presión meseta. Finalmente alcanza la PEEP de 5,4 previamente establecida. Analizando ahora la gráfica de volumen/tiempo se observa como alcanza los 46 ml. La principal diferencia de la forma de onda respecto a los adultos reside en que como la frecuencia respiratoria es tan elevada, en el mismo instante en el que llega al 0 vuelve a entrar volumen de aire en las vías respiratorias, lo que explica esa forma recta que encontramos al final de cada espiración. Por último, la gráfica de flujo/tiempo refleja la forma que se distribuye el volumen de aire durante la respiración y se muestra normal excepto una pequeña anomalía que se expresa al final de cada espiración donde se produce una pequeña bajada antes volver a cada fase inspiratoria.

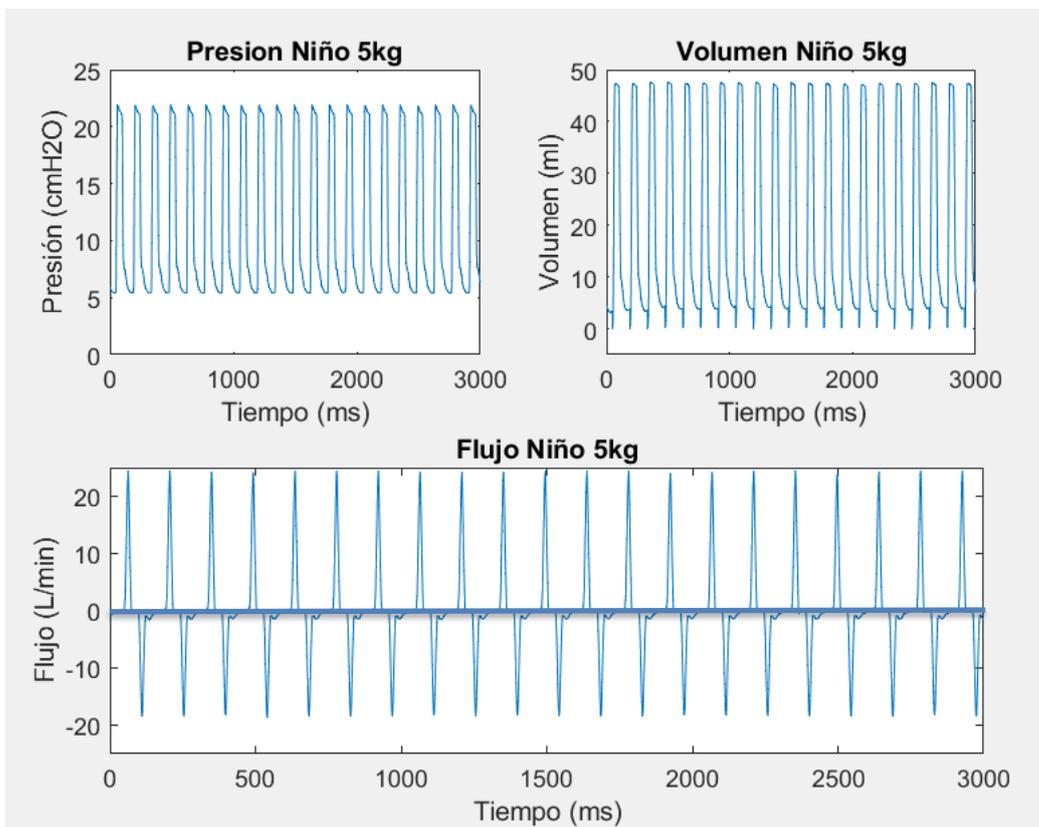


Figura 34. Gráficas de presión, volumen y flujo de niño sometido a ventilación

6.2.3- Bucles de presión/volumen y de flujo/volumen

Este bucle muestra cómo se distribuye la presión y el volumen a lo largo de los ciclos de ventilación de un niño de 5kg (figura 35). La forma del bucle difiere de la del adulto debido a

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

que, aunque los valores de presión se mantengan, los valores de volumen suministrado son de un orden menor. Se observa como el bucle comienza en un valor de presión de 5,4cmH₂O por existir la PEEP y a partir de ese punto comienza a crecer tanto en volumen como en presión hasta llegar a la presión objetivo (22 cmH₂O). Un detalle que llama la atención del bucle es que existen distintas trayectorias para los distintos ciclos de ventilación, ese fenómeno recibe el nombre de histéresis. Se trata de la incapacidad del sistema pulmonar para actuar de la misma forma en la inspiración y espiración. La histéresis en los bucles respiratorios se relaciona con el cierre de los alveolos, así como con las fuerzas alveolares de la superficie aire-líquido.

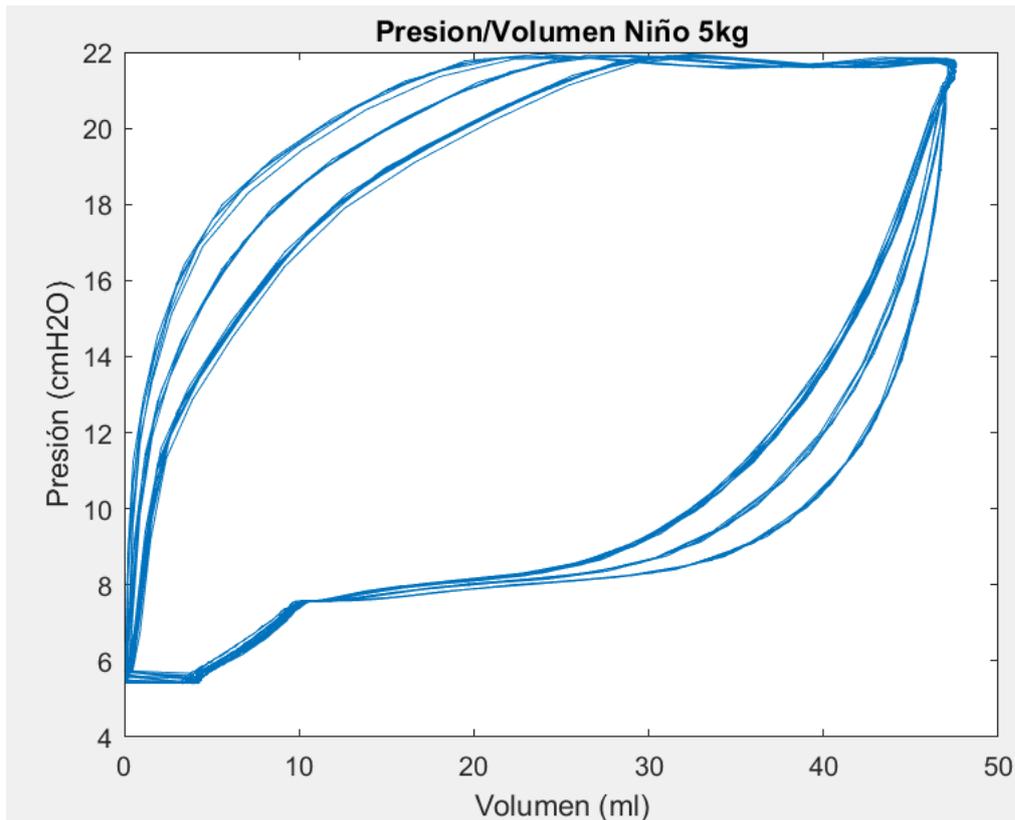


Figura 35. Bucle de presión/volumen niño

El siguiente bucle representado explica la distribución de como el aire sale de los pulmones durante las fases de inspiración y espiración, en este caso referidas a un niño de 5kg (**figura 36**). Presenta una morfología muy similar al bucle del adulto descrito previamente donde a medida que avanza la inspiración aumentan tanto el volumen como el flujo, hasta que se alcanza el volumen máximo y a partir de ese momento comienza a decrecer el flujo hasta que alcanza valores negativos y comienza la espiración, haciendo decrecer el volumen hasta 0.

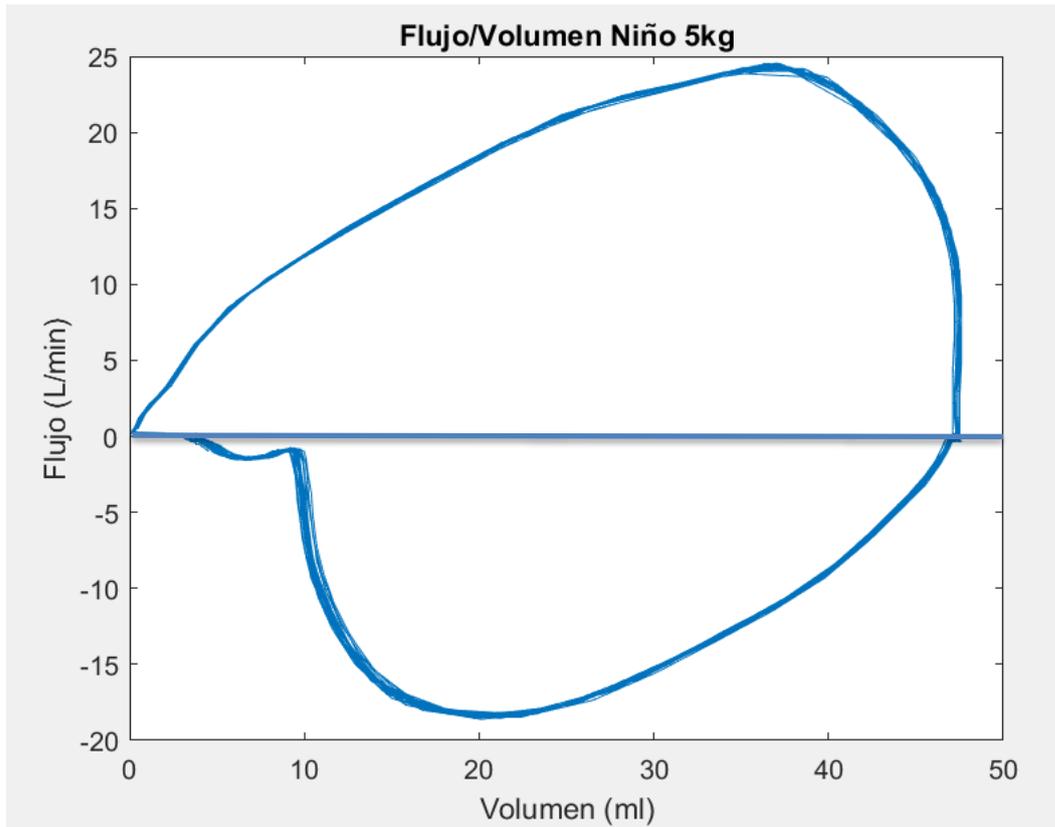


Figura 36. Bucle de flujo/volumen niño

6.2.4- Potencia mecánica

Los cálculos y validación de la potencia mecánica tanto teórica como experimental del niño de 5kg se van a realizar de la misma forma que para el adulto, solo que adaptando los parámetros. Por ello al sustituir en (7):

$$PM_{teórica} = 0,098 \times 42 \times 0,046 \times \left(5,4 + 16,6 \left(1 - e^{\frac{-0,26}{0,1}} \right) \right) = 4,8784 \text{ J/min}$$

Mientras que, para la potencia mecánica experimental, el resultado de aplicar el algoritmo desarrollado aislará la rama inspiratoria de cada ciclo (figura 37) y trazarla la trayectoria media (figura 38).

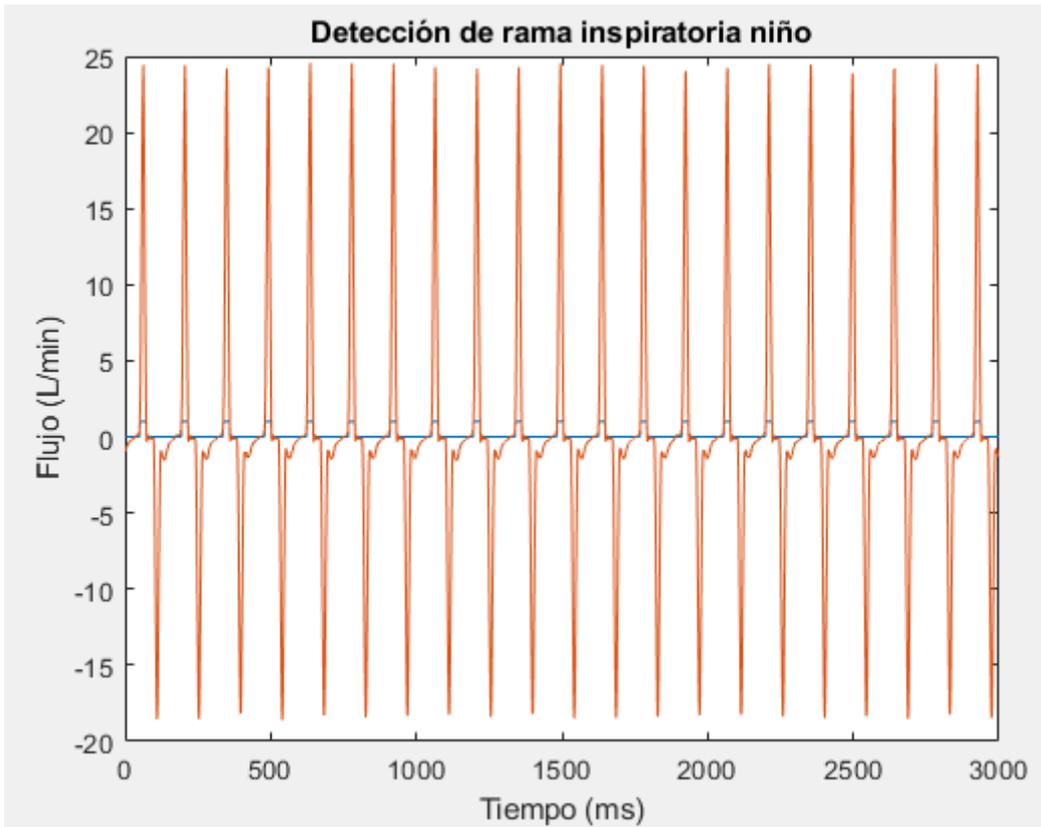


Figura 37. Detección de rama inspiratoria niño

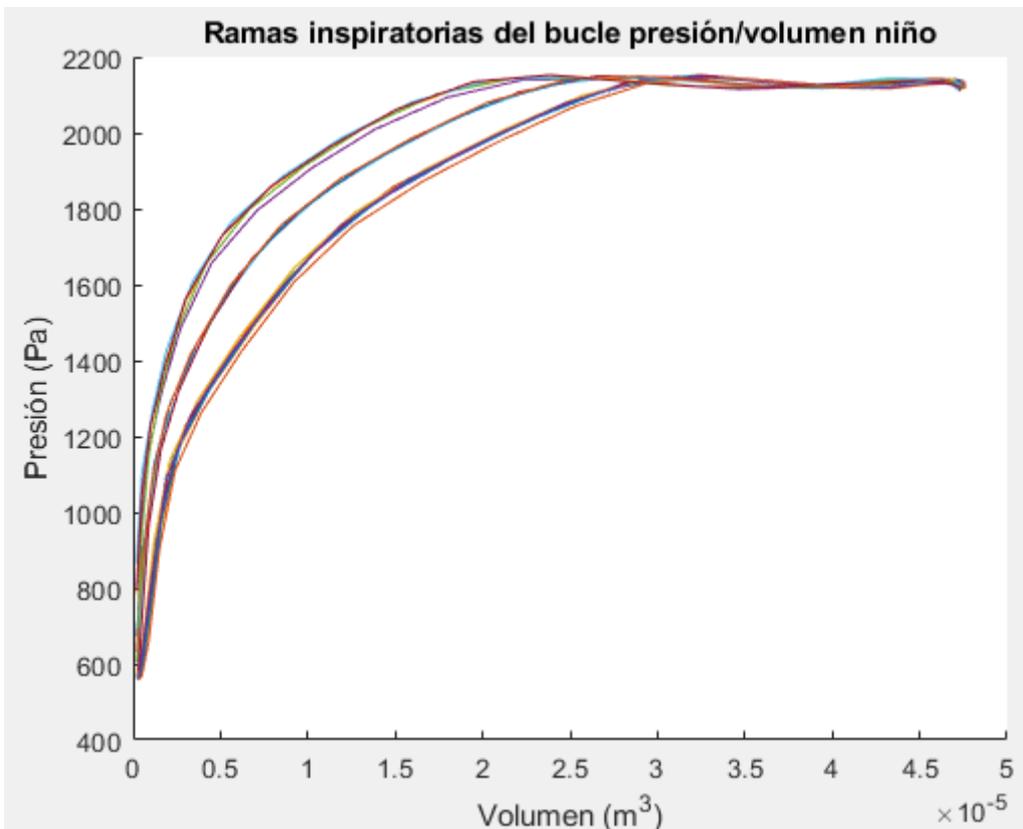


Figura 38. Rama inspiratoria del ciclo presión/volumen de niño

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

Al igual que antes la representación está en función de pascales y m³ para al realizar la integral obtener el resultado en Julios. Los valores de potencias mecánicas (en Julios) de los 21 ciclos así como su potencia media y su desviación típica serán (**tabla 15**):

Tabla 15. Potencia mecánica experimental niño

Potencia mecánica (Julios)	
Ciclo 1	0.088960684541700
Ciclo 2	0.088720330167900
Ciclo 3	0.089027760180900
Ciclo 4	0.089099346754900
Ciclo 5	0.088981228907800
Ciclo 6	0.089075370155800
Ciclo 7	0.089082381717500
Ciclo 8	0.088908710727700
Ciclo 9	0.088472621009100
Ciclo 10	0.088758575049900
Ciclo 11	0.089100131265300
Ciclo 12	0.092308631705600
Ciclo 13	0.091948051113000
Ciclo 14	0.091592079519000
Ciclo 15	0.091808604389400
Ciclo 16	0.092312407161900
Ciclo 17	0.094761844758300
Ciclo 18	0.094063875661800
Ciclo 19	0.094666428680900
Ciclo 20	0.094941791831300
Ciclo 21	0.094805777340700
Potencia mecánica media:	
0,091 Julios	
Desviación típica:	
0.00244 Julios	

El valor medio de la integral será por tanto de 0.091J. Y la potencia mecánica experimental:

$$PM_{experimental} = 0,091J \times 42 \text{ resp/ min} = 3,822 \text{ J/min} \pm 0.102 \text{ J/min}$$

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

6.3- Análisis de curvas de niño de 5kg con retardo temporal de 12%.

6.3.1- Parámetros ventilatorios

Por último y para ver cómo afecta al resultado, se ha simulado una situación muy corriente que ocurre en los niños sometidos a ventilación, se trata de un retardo temporal de 12% (**figura 39**). El resto de los parámetros se mantendrán inmutables (**tabla 16**):

Tabla 16. Parámetros de ventilación niño con retardo temporal

Parámetro	Valor	Unidades
Volumen tidal	0,046	Litros
Presión de pico (PIP)	22	cmH2O
Presión positiva al final de la espiración (PEEP)	5,4	cmH2O
Presión de inspiración	$22-5,4 = 16,6$	cmH2O
Frecuencia respiratoria	42	respiraciones/minuto
Retardo temporal	12	%



Figura 39. Parámetros ventilatorios niño con retardo temporal

6.3.2- Curvas de presión, volumen y flujo

Las gráficas de presión volumen y flujo son prácticamente idénticas con la única excepción de que, en lugar de crecer de forma tan directa, presentan una pendiente un poco más pronunciada, aunque es prácticamente imperceptible debido a la elevada frecuencia respiratoria existente al tratarse de un niño (**figura 40**).

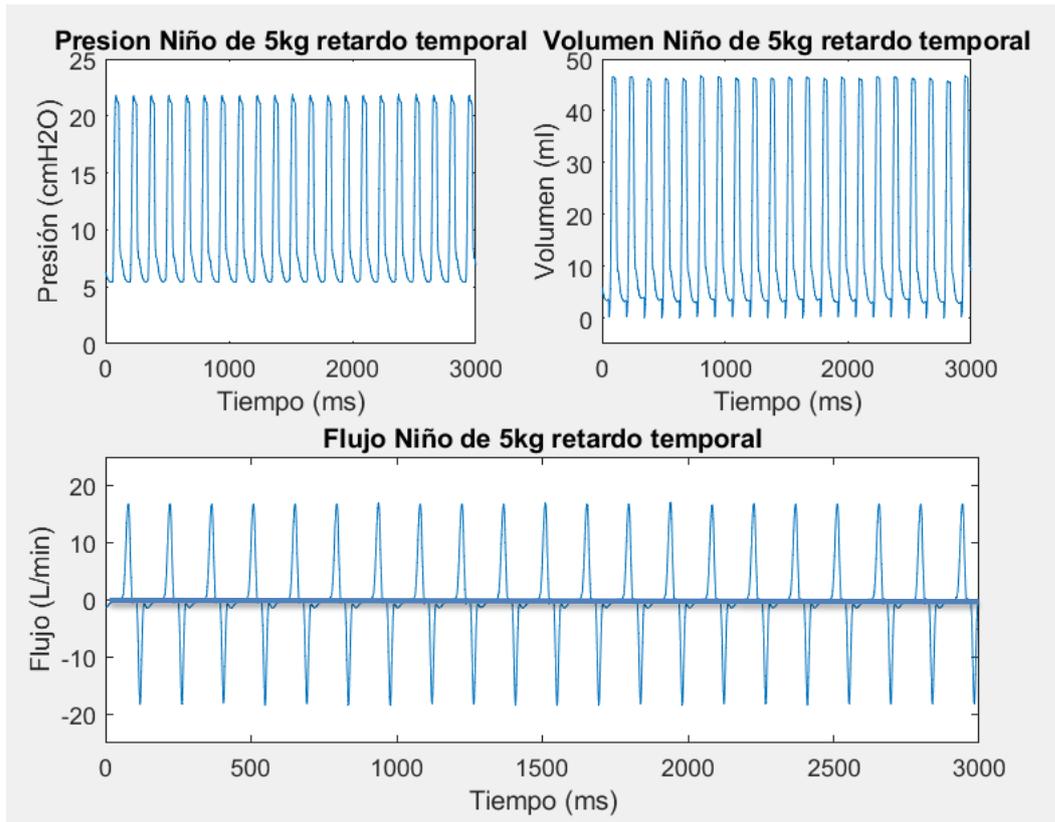


Figura 40. Gráficas de presión, volumen y flujo de niño sometido a ventilación con retardo temporal

6.3.3- Bucles de presión/volumen y de flujo/volumen

El bucle de presión/volumen del niño de 5kg con el retardo temporal del 12% tampoco presenta mucha variación respecto al del niño sin el retardo temporal (**figura 41**). Como se puede distinguir el bucle se cierra correctamente cumpliendo los objetivos gasométricos establecidos. Aunque cabe decir que presenta mayor histéresis que el bucle anterior, obteniéndose muchas curvas distintas conforme van avanzando los ciclos respiratorios y haciendo que sea difícil obtener una trayectoria homogénea. Esto puede ser debido a la diferencia de tiempo correspondiente al retardo aplicado.

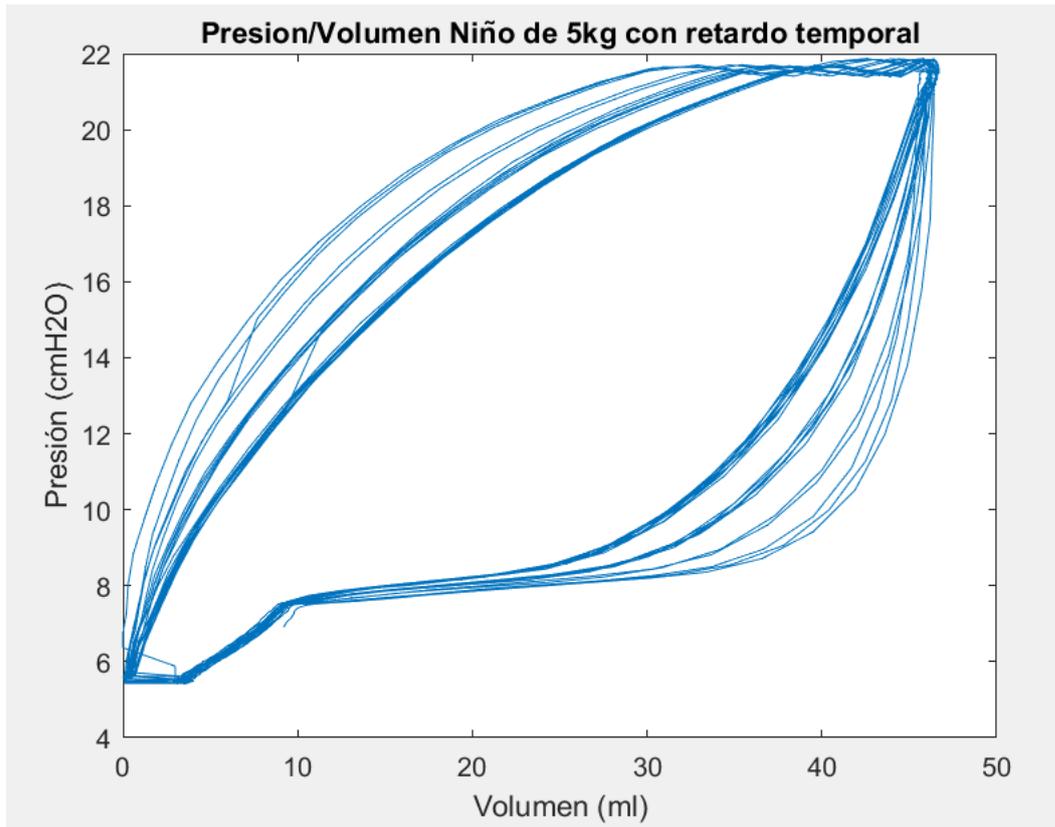


Figura 41. Bucle de presión/volumen niño con retardo temporal

El bucle de flujo/volumen no presenta variación respecto al bucle representado para el niño sin retardo temporal (**figura 42**).

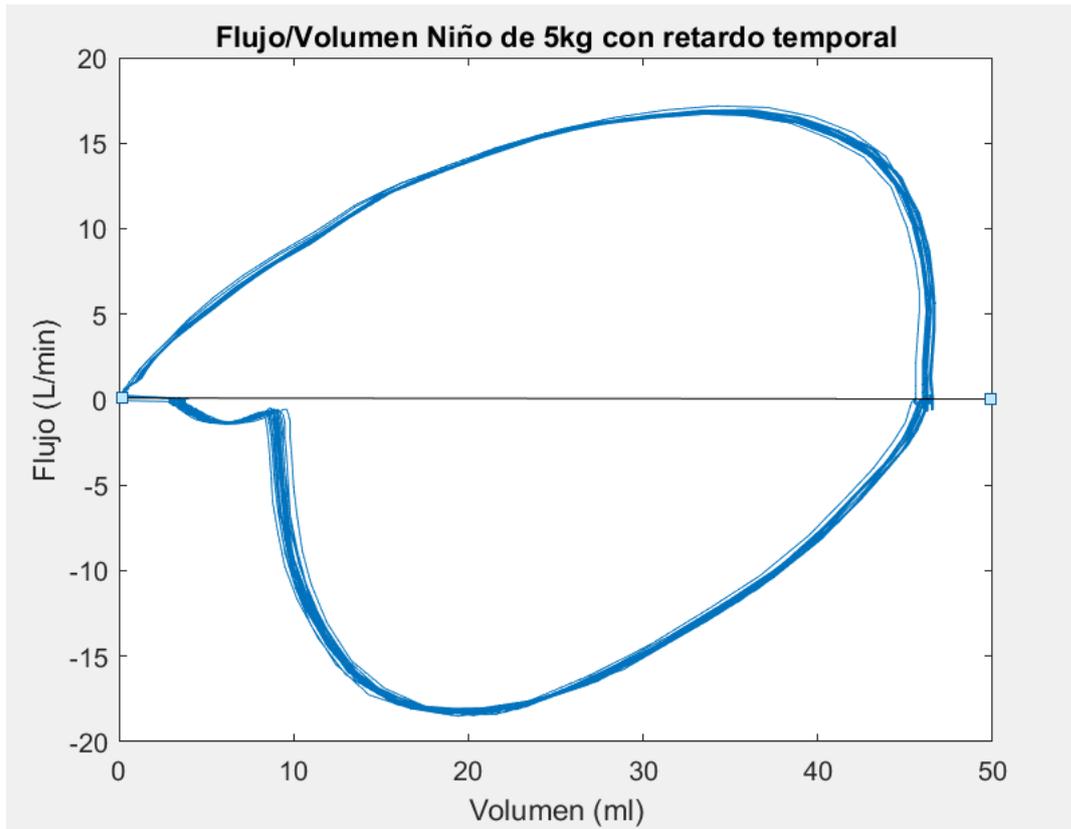


Figura 42. Bucle de flujo/volumen niño con retardo temporal

6.3.4- Potencia mecánica

Finalmente repetiremos el proceso realizado anteriormente para el cálculo de la potencia mecánica teórica y el de la potencia mecánica experimental. De forma que al aplicar los parámetros de este análisis en (7):

$$PM_{teórica} = 0,098 \times 42 \times 0,046 \times \left(5,4 + 22 \left(1 - e^{\frac{-0,36}{0,1}} \right) \right) = 5,0740 \text{ J/min}$$

Como se ha realizado para los anteriores sujetos se procede a aislar las fases inspiratorias de los 21 ciclos obtenidos (figura 43)

Y para la potencia experimental se procederá al cálculo de la integral del área debajo de la rama inspiratoria de los bucles presión/volumen (figura 44).

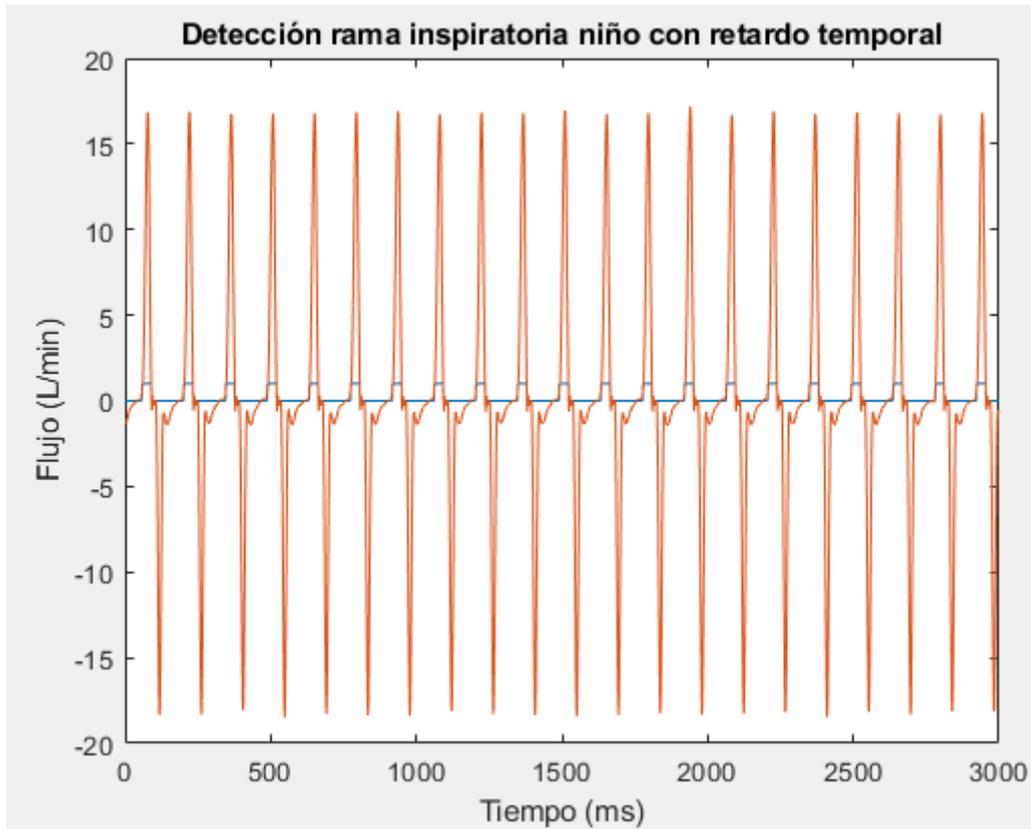


Figura 43. Detección de rama inspiratoria niño con retardo temporal

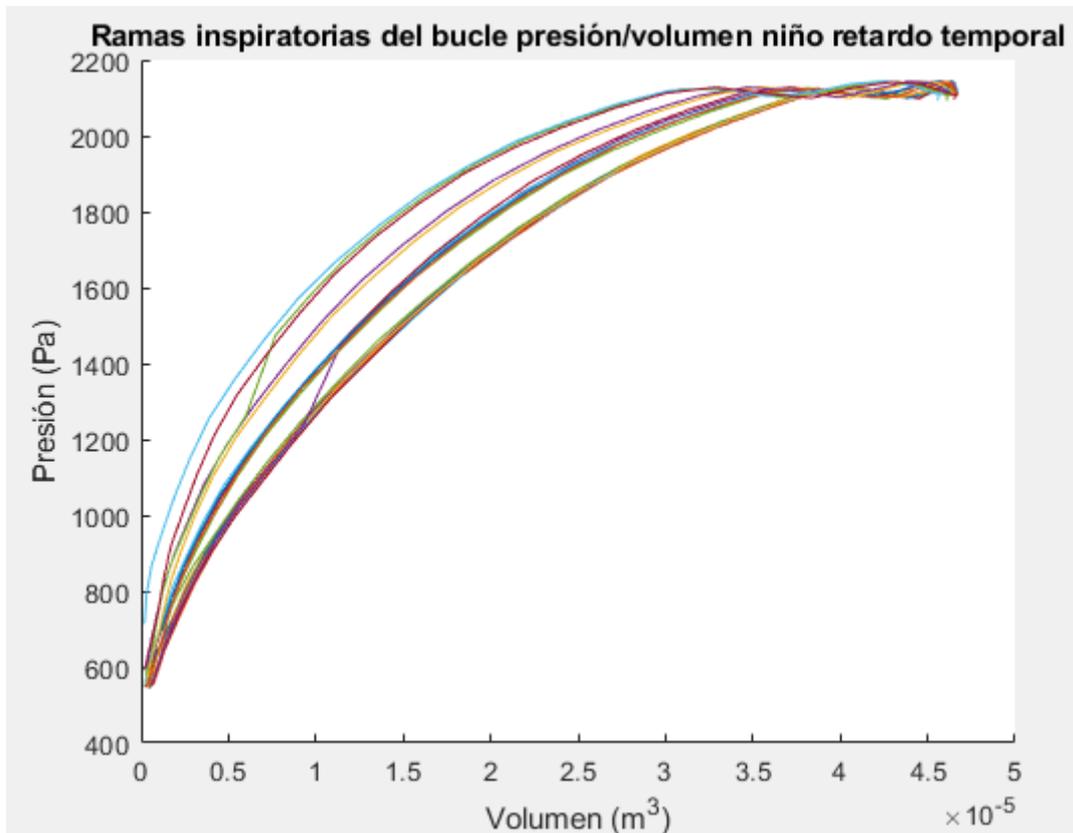


Figura 44. Rama inspiratoria del ciclo presión/volumen de niño con retardo temporal

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

Los valores de las potencias mecánicas medidos en Julios de los 21 ciclos, de la potencia mecánica media y de la desviación típica están representados en la tabla 17:

Tabla 17. Potencia mecánica experimental niño con retardo temporal

Potencia mecánica (Julios)	
Ciclo 1	0.076993272581100
Ciclo 2	0.076795379832700
Ciclo 3	0.076439015983500
Ciclo 4	0.076556300288300
Ciclo 5	0.076632250701400
Ciclo 6	0.076911242212400
Ciclo 7	0.076717468143600
Ciclo 8	0.076472063484100
Ciclo 9	0.076560811223100
Ciclo 10	0.076583169769500
Ciclo 11	0.078971611682300
Ciclo 12	0.079490761439500
Ciclo 13	0.079600298704100
Ciclo 14	0.079864139358000
Ciclo 15	0.079114735798400
Ciclo 16	0.079894195912700
Ciclo 17	0.082337896776800
Ciclo 18	0.082326472344100
Ciclo 19	0.084028908944000
Ciclo 20	0.084317020388400
Ciclo 21	0.085065884597100
	Potencia mecánica media: 0,0767 Julios
	Desviación típica: 0.00290 Julios

El resultado medio de la integral será de 0,0767 J. Y la potencia experimental, por tanto:

$$PM_{experimental} = 0.0791J \times 42 \text{ resp/min} = 3,323 \text{ J/min} \pm 0.122 \text{ J/min}$$

6.4- Comparación

Tras obtener las potencias mecánicas y experimentales de los tres experimentos se procede a recogerlos todos en una gráfica comparativa (**figura 45**):

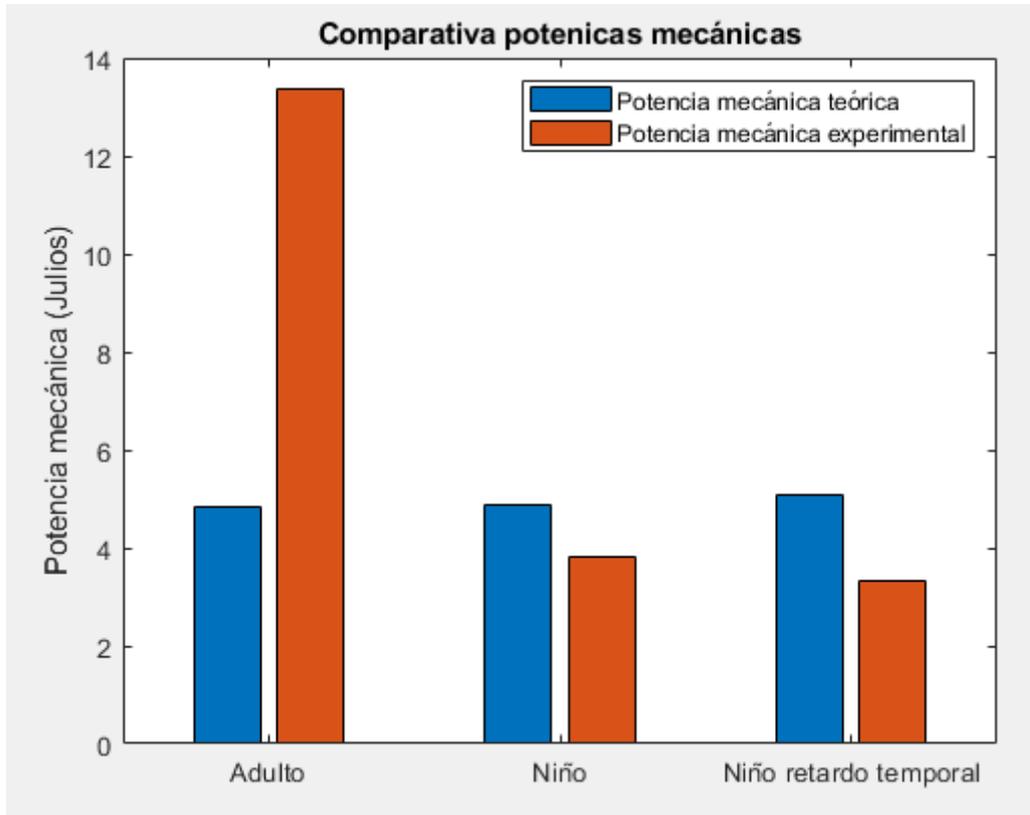


Figura 45. Comparativa Potencias mecánicas

7. DISCUSIÓN

Este capítulo se va a centrar en analizar los aspectos más destacados de los resultados obtenidos, así como de explicar de qué forma podrían influir estas gráficas en la clínica real de los pacientes. Por último, se dedicará un apartado exclusivo a las limitaciones del presente estudio.

Para empezar a analizar las diferencias se va a comenzar con una interpretación de los resultados en adulto y niño. Se puede afirmar que la principal diferencia entre ambos se encuentra tanto en los dos bucles graficados como en los valores de la potencia mecánica empleada en la ventilación. En cambio, en las gráficas de presión, volumen y flujo se observa un patrón muy similar de forma que tan solo cambian los valores, siendo más pequeños para el niño que para el adulto y, la frecuencia respiratoria la cual será mucho mayor en los niños debido a que éstos poseen una respiración mucho más acelerada. Pasando a la comparación de los bucles de presión/volumen, da la sensación de estar mucho más ordenado el del adulto, encontrando todas las zonas propias a las dos fases de respiración (inspiración y espiración), además este bucle no presenta histéresis, manteniendo por tanto un comportamiento similar durante todos los ciclos respiratorios. Por otra parte, los bucles de presión/volumen de ambos niños sí que presentan una histéresis muy marcada asumiendo patrones con cierta variabilidad a lo largo de la ventilación mecánica. Además, se observa cierto comportamiento caótico, éste puede ser debido a la poca homogeneidad que presenta el sistema respiratorio del paciente pediátrico que puede no estar completamente desarrollado y derivar en situaciones no fisiológicas. Cabe destacar que aun con eso, en ambos casos los bucles se cierran completamente y no dan lugar a fugas de aire no deseadas u otra clase de patología similar. Analizando ahora las diferencias entre el niño con y sin retardo temporal asociado, se puede percibir poca diferencia en las distintas gráficas por no ser muy elevado el porcentaje de retardo temporal establecido. El principal cambio que debería percibirse es como las gráficas del niño con el retardo temporal aplicado, deberían incrementar con una pendiente menos pronunciada, tardando más en llegar a la presión pico establecida y por tanto generando un cambio tanto de presión como de volumen mucho menos drástica. Cabe la posibilidad de que esto no llegue a percibirse en nuestras gráficas debido a la elevada frecuencia respiratoria aplicada, ya que en el mismo instante en que se llega al PEEP, ya vuelve a incrementar la presión de nuevo mostrando la siguiente inspiración.

En segundo lugar, el análisis se centra sobre los valores de potencia mecánica obtenidos. En cuanto a la potencia mecánica en adultos, los valores entre la teórica (obtenida con la fórmula) y la experimental (obtenida mediante integración), son algo más dispares, ya que la teórica ronda los 5 Julios mientras que la experimental arroja un valor alrededor de los 13 Julios. Por tanto, la diferencia aproximada entre ambas es de 8 Julios, cabe destacar que esta variabilidad no difiere mucho del rango de potencia mecánica para adulto obtenido en las distintas teorías estudiadas que adquierían valores de 15 ± 7 Julios, lo cual se asemeja a la obtenida en el presente experimento y, por lo que asumiremos como válida.

Pasamos ahora al análisis de la potencia mecánica en nuestro principal sujeto, el paciente pediátrico. No podemos comparar los resultados, por ser el primer estudio que arroja un valor

de potencia mecánica para dicho sujeto de experimento. Pero se puede observar cómo se han obtenido resultados prometedores, debido a que la potencia mecánica teórica y la experimental en el niño sin retardo temporal y en el niño con retardo temporal adquieren valores muy similares como se observa en la gráfica comparativa. De forma que en el niño sin el retardo aplicado la PM teórica es de 4,87 Julios y la experimental de 3,822 Julios, observando una diferencia entre ambas de aproximadamente 1 Julio. En el niño con retardo sucede algo similar. Además, como era de esperar la potencia mecánica requerida para los niños es mucho más baja que la requerida para los adultos, por poseer pulmones de menor tamaño y el resto del sistema respiratorio menos desarrollado. Por todo ello podemos afirmar que la fórmula ha sido validada para nuestros valores ventilatorios establecidos.

Una vez recogidos y analizados los resultados y tras la validación de la fórmula empleada se procede a analizar como la potencia mecánica influye en los pacientes sometidos a ventilación mecánica. Resulta que se ha demostrado que una misma potencia mecánica, aunque presente distintos patrones de flujo, entrega la misma cantidad de energía alveolar durante cada ciclo respiratorio. No obstante, existen distintos factores dentro de cómo se genera y distribuye esta potencia que afectan al daño producido en los pacientes. Estos factores son: la amplitud del flujo, la forma de onda o el tiempo en el que se realiza la inspiración o inflado. Se sabe con certeza, por ejemplo, que, un incremento drástico de presiones transpulmonares se traduce en una liberación más rápida de energía liberada, lo cual conlleva una distribución no homogénea de la tensión que desemboca en un aumento del daño producido al pulmón. También se cree que la forma de onda seleccionada para la ventilación mecánica puede influir en cómo se distribuye el aire y ocasionar un llenado heterogéneo, que puede comprometer el éxito de la ventilación. De esta forma, cabe la posibilidad de que un flujo sinusoidal sea más adecuado en ciertas situaciones que uno cuadrado, o viceversa. Y por tanto se apela a que se debe prestar mucha atención a este aspecto durante la ventilación mecánica ya que el respirador te da la opción de elegir el patrón de onda que se va a utilizar. Otro factor que se debe contemplar no es otro que la tasa de transferencia de energía durante el ciclo de inflación, que recibe el nombre de potencia intraciclo (PIC). Se trata de un aspecto muy determinante, ya que, al influir en la velocidad de la deformación, puede afectar a aquellas fibrillas que son sensibles al aumento de la tensión. Por ello se recomienda un tiempo de subida más largo, lo cual se puede realizar mediante el retardo temporal aplicado a uno de los niños simulado en nuestro análisis realizado. Este retardo permite suavizar la forma de onda y llegar a la presión de pico de una forma menos abrupta que la que se alcanzaría sin el retardo, por lo que es un aspecto a contemplar. Por todo ello y, aunque los resultados obtenidos en el presente documento se han centrado en validar la potencia mecánica con parámetros ventilatorios de pacientes pediátricos, se cree que se debe hacer referencia a todos estos factores que son determinantes en la producción de VILI.

7.1- Limitaciones

Este TFG presenta ciertas limitaciones las cuales deben tenerse en cuenta para la contextualización de los resultados. En primer lugar, se ha empleado un modelo simulador de pulmón, que, aunque es muy realista no consigue simular a la perfección las características fisiológicas de los pacientes reales. Por otro lado, debido a la limitación de tiempo, el estudio experimental se ha basado en la simulación de 3 situaciones diferentes sin incluir pacientes con

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

daño pulmonar, por lo que la equivalencia solo se ha podido demostrar en condiciones de paciente sin daño. Por último, es muy importante remarcar que únicamente se ha estudiado el trabajo asociado a la fase inspiratoria de la respiración sin incluir en el estudio el trabajo que, aunque de baja magnitud, puede generarse durante la fase de espiración.

8. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

Los objetivos específicos del trabajo eran los siguientes:

- Analizar y revisar el estado del arte de las técnicas de ventilación mecánica de los últimos 70 años, así como las ecuaciones en las que se basan y los parámetros que incluyen, centrándonos principalmente en aquellas destinadas a pacientes pediátricos.
- Validar una ecuación de la potencia mecánica de ventilación capaz de reducir el daño producido en los pulmones asociado a la ventilación (VILI) sin afectar a su eficiencia y pudiendo suplir la función respiratoria de un paciente pediátrico que requiera dicho tratamiento.
- Tras establecer la potencia mecánica a utilizar, y mediante datos de un simulador de pulmón homologado, proporcionado por el del Hospital Universitario y Politécnico La Fe, comprobar que realmente se logra una correcta distribución de aire realizándose una respiración adecuada y, por tanto, se cumple la hipótesis.
- Para la validación se calculará una potencia mecánica experimental mediante integración y se comparará con la potencia mecánica teórica, que se obtendrá sustituyendo los parámetros del equipo ventilatorio utilizado en la fórmula establecida para el análisis.
- Recopilar e interpretar los resultados obtenidos, realizando un correspondiente resumen visual en forma de tablas/gráficos.

Se puede concluir como a lo largo del presente documento se han cumplido todos y cada uno de ellos. De forma que se ha realizado un estado del arte amplio sobre la documentación ventilatoria, se ha conseguido validar la potencia mecánica elegida para el experimento con datos propios mediante su comparación con una potencia experimental. Y, por último, se han graficado e interpretado las distintas gráficas asociadas al experimento en cuestión.

Se propone una línea de investigación futura que sea capaz de recoger todas las suposiciones incluidas en la discusión de resultados, en un estudio clínico capaz de probar su veracidad. Además, el presente TFG ha centrado sus resultados en pacientes pediátricos por la imposibilidad de obtener datos de pulmones neonatales. No obstante, tras el estado del arte realizado se pone de manifiesto la imperiosa necesidad de seguir estudiando la forma de ajustar la potencia mecánica, así como los parámetros que la componen para evitar los daños producidos en los pulmones neonatales y poder reducir así, la tasa de ingresados y fallecidos debido a la ventilación mecánica. Por último, se sugiere para posteriores estudios la opción de incluir no solo el trabajo realizado por la fase de inspiración sino contemplar también la potencia mecánica generada por la espiración. Esto último requiere un método de estudio diferente al aplicado en el presente trabajo, ya que por medio de integración ha resultado imposible obtener dicho trabajo

9. BIBLIOGRAFÍA

- [1] OMC, “Las enfermedades respiratorias se mantienen como tercera causa de muerte en España, con 46.812 defunciones al año | Médicos y Pacientes,” *Separ*, 2018, [Online]. Available: <http://www.medicosypacientes.com/articulo/las-enfermedades-respiratorias-se-mantienen-como-tercera-causa-de-muerte-en-espana-con>
- [2] A. MINUJIN, “El recién nacido prematuro.,” *Prensa Med. Argent.*, vol. 40, no. 38, pp. 2532–2537, 1953.
- [3] “Síndrome de dificultad respiratoria neonatal: MedlinePlus enciclopedia médica.” <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/001563.htm> (accessed Mar. 15, 2022).
- [4] D. Elorza, “Ventilación mecánica neonatal,” vol. 7, no. 1, pp. 8–15, 2009.
- [5] F. Iñiguez, I. Sánchez, P. Broncopulmonar, and F. Iñiguez Osmer Pediatra Broncopulmonar, “Desarrollo pulmonar,” *Soc. Chil. Neumol. Pediátrica*, vol. 11, no. 2, pp. 148–155, 2016, [Online]. Available: <http://www.neumologia-pediatria.cl>
- [6] M. J. Acuña Navas *et al.*, “Embriología del desarrollo de los bronquios y el parénquima pulmonar,” *Med. Leg. Costa Rica*, vol. 27, no. 1, pp. 61–74, 2010, [Online]. Available: http://www.scielo.sa.cr/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1409-00152010000100007&lng=en&nrm=iso
- [7] C. A. Asenjo and R. A. Pinto, “Características Anátomo-Funcional Del Aparato Respiratorio Durante La Infancia,” *Rev. Médica Clínica Las Condes*, vol. 28, no. 1, pp. 7–19, 2017, doi: 10.1016/j.rmcl.2017.01.002.
- [8] D. C. M. Cannizzaro and M. A. Paladino, “Fisiología y fisiopatología de la adaptación neonatal,” vol. 24, no. 2, pp. 59–74, 2011, [Online]. Available: <http://www.scielo.edu.uy/pdf/aar/v24n2/v24n2a04.pdf>
- [9] “Cómo empieza a respirar el bebé | Natalben.” <https://www.natalben.com/como-empieza-respirar-bebe> (accessed Mar. 15, 2022).
- [10] I. C. Agustín, S. De, and T. Carazo, “Volúmenes pulmonares,” pp. 31–44.
- [11] J. Marco, “Ventilación en niños, lactantes y neonatos,” no. figura 1, pp. 1–17, 2012.
- [12] J. Canet, “Fisiología Respiratoria J. Canet,” *Arxius*, vol. 6, no. 9, p. 14, 2017, [Online]. Available: <http://www.scartd.org/arxius/fisioresp06.pdf>
- [13] “Monitorización de la mecánica ventilatoria.” https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0210-56912006000900004 (accessed Mar. 16, 2022).
- [14] “G367: Tema 2. Mecánica respiratoria.” <https://ocw.unican.es/mod/page/view.php?id=552> (accessed Jun. 21, 2022).
- [15] “Ventilación mecánica - Fundación Española del Corazón.” <https://fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/tratamientos/ventilacion-mecanica.html> (accessed Mar. 16, 2022).
- [16] C. Intensivos, “Cuidados intensivos pediátricos,” vol. 6, no. 6, pp. 321–329, 2008.
- [17] V. Tomicic, A. Fuentealba, E. Martínez, J. Graf, and J. Batista Borges, “Fundamentos de la ventilación mecánica en el síndrome de distrés respiratorio agudo,” *Med. Intensiva*, vol. 34, no. 6, pp. 418–427, 2010, doi: 10.1016/j.medin.2009.10.005.
- [18] V. Modesto i Alapont, M. Aguar Carrascosa, and A. Medina Villanueva, “Stress, strain and

- mechanical power: Is material science the answer to prevent ventilator induced lung injury?," *Med. Intensiva*, vol. 43, no. 3, pp. 165–175, 2019, doi: 10.1016/j.medin.2018.06.008.
- [19] T. Becher, M. van der Staay, D. Schädler, I. Frerichs, and N. Weiler, "Calculation of mechanical power for pressure-controlled ventilation," *Intensive Care Med.*, vol. 45, no. 9, pp. 1321–1323, 2019, doi: 10.1007/s00134-019-05636-8.
- [20] S. van der Meijden, M. Molenaar, P. Somhorst, and A. Schoe, "Calculating mechanical power for pressure-controlled ventilation," *Intensive Care Med.*, vol. 45, no. 10, pp. 1495–1497, 2019, doi: 10.1007/s00134-019-05698-8.
- [21] M. Urner, P. Jüni, B. Hansen, M. S. Wettstein, N. D. Ferguson, and E. Fan, "Time-varying intensity of mechanical ventilation and mortality in patients with acute respiratory failure: a registry-based, prospective cohort study," *Lancet Respir. Med.*, vol. 8, no. 9, pp. 905–913, 2020, doi: 10.1016/S2213-2600(20)30325-8.
- [22] Y. Fujita, Y. Maeda, Y. Fujino, A. Uchiyama, T. Mashimo, and M. Nishimura, "Effect of peak inspiratory flow on gas exchange, pulmonary mechanics, and lung histology in rabbits with injured lungs," *J. Anesth.*, vol. 20, no. 2, pp. 96–101, 2006, doi: 10.1007/s00540-005-0374-5.
- [23] Y. Maeda, Y. Fujino, A. Uchiyama, N. Matsuura, T. Mashimo, and M. Nishimura, "Effects of peak inspiratory flow on development of ventilator-induced lung injury in rabbits," *Anesthesiology*, vol. 101, no. 3, pp. 722–728, 2004, doi: 10.1097/00000542-200409000-00021.
- [24] S. K. Sinha, S. M. Donn, J. Gavey, and M. McCarty, "Randomised trial of volume controlled versus time cycled, pressure limited ventilation in preterm infants with respiratory distress syndrome," *Arch. Dis. Child. Fetal Neonatal Ed.*, vol. 77, no. 3, pp. 202–205, 1997, doi: 10.1136/fn.77.3.F202.
- [25] J. Singh, S. K. Sinha, E. Alsop, S. Gupta, A. Mishra, and S. M. Donn, "Long term follow-up of very low birthweight infants from a neonatal volume versus pressure mechanical ventilation trial," *Arch. Dis. Child. Fetal Neonatal Ed.*, vol. 94, no. 5, pp. 360–363, 2009, doi: 10.1136/adc.2008.150938.
- [26] J. Schmidt *et al.*, "Flow-controlled ventilation attenuates lung injury in a porcine model of acute respiratory distress syndrome: A preclinical randomized controlled study," *Crit. Care Med.*, pp. E241–E248, 2020, doi: 10.1097/CCM.0000000000004209.
- [27] L. Ashworth, Y. Norisue, M. Koster, J. Anderson, J. Takada, and H. Ebisu, "Clinical management of pressure control ventilation: An algorithmic method of patient ventilatory management to address 'forgotten but important variables,'" *J. Crit. Care*, vol. 43, pp. 169–182, Feb. 2018, doi: 10.1016/J.JCRC.2017.08.046).
- [28] T. Grado, "UD-5 Tecnologías y Equipos para Soporte Vital Dispositivos de Diagnóstico y Terapia Grado en Ingeniería Biomédica Dispositivos de Ventilación Mecánica Concepto de Respiración".
- [29] N. J. Fonseca Ruiz, "Ventilación Controlada Por Volumen Vs Presión," *Junio 2017*, no. January, 2017, doi: 10.13140/RG.2.2.21153.81762.
- [30] "SERVO-U, ventilador mecánico para la UCI de Maquet Getinge." <https://www.elhospital.com/temas/Ventilador-mecanico-para-UCI-con-estrategias-de-ventilacion-protectora-SERVO-U+122566> (accessed Jun. 21, 2022).
- [31] "x Manual del usuario Sistema de ventilación SERVO-U v2.1".

**ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA
VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO**

- [32] V. Fombuena, T. Boronat, L. Sánchez-Nácher, D. García-Sanoguera, and R. Balart, "Utilidad de los modelos de viscoelasticidad en el aprendizaje de la ingeniería de materiales poliméricos," *Model. Sci. Educ. Learn.*, vol. 10, no. 1, p. 137, 2017, doi: 10.4995/msel.2017.6315.
- [33] G. E. N. Ingenier, "Biomecánica (13066) María José Rupérez Moreno," no. 13066.
- [34] A. Medina Villanueva, C. Rey Galán, A. Concha Torre, S. Menéndez Cuervo, M. Los Arcos Solas, and J. Mayordomo Colunga, "Simulador de pulmón," *An. Pediatr.*, vol. 73, no. 4, pp. 202–206, 2010, doi: 10.1016/j.anpedi.2010.05.016.

II.PRESUPUESTO

Capítulo 1 INTRODUCCIÓN

A modo de valorar de valorar de forma económica el trabajo, así como los recursos destinados a la elaboración de este proyecto, es imprescindible presupuestarlo. Se va a proceder por tanto a listar los costes asociados al presente trabajo de investigación.

La presentación de estos presupuestos va a constar de un desglose con los distintos costes de la mano de obra, de software y de hardware.

Capítulo 2 PRECIOS DE MANO DE OBRA

2.1 Coste del personal

La siguiente tabla refleja los costes del personal requerido en este proyecto según el número de horas empleadas y el trabajo realizado. Para la realización de este TFG se ha requerido de la participación de María José Rupérez Moreno como tutora, Antonio Martínez Millana como cotutor y Jaime Beltrán Mola como autor e ingeniero junior.

2.1.1 Salarios

- Salario ingeniero senior: 2200€/mes
- Salario ingeniero junior: 1100€/mes

2.1.2- Coste SS (Seguridad Social)

Según el ministerio de trabajo y economía para el 2022:

- Cotización por contingencias comunes → 28,30%
- Cotización por contingencias profesionales → 1,50%
- Cotización por desempleo → 5,50%
- Cotización para FP (formación profesional) → 0,60%
- Cotización asociada al fondo de garantía salarial → 0,20%
- Cotización por accidentes de trabajo y enfermedades → 1,50%

2.1.3- Días de trabajo y vacaciones

- Jornada de 8 horas al día (lunes a viernes)
- 14 días festivos
- 23 días de vacaciones
- Horas de trabajo al año totales: 1.784 h.
- Coste por hora ingeniero senior: 16,0777 €/mes

Tabla 18. Coste de mano de obra

Descripción	Horas trabajadas	Precio Unitario (€)	Coste Total (€)
Tutor	50	64	3.200
Cotutor	50	45	2.250
Autor TFG	300	22	6.600
			Total: 12.050€

CAPÍTULO 3. PRECIOS SOFTWARE Y HARDWARE

3.1 Costes de Software

En los costes de Software se contemplan las licencias de los programas utilizados para el desarrollo del presente documento. Cabe destacar para los tiempos de licencias, que la duración total del proyecto ha sido de 5 meses desde el planteamiento y diseño de la idea hasta su llevada a cabo y finalización.

La licencia del principal programa utilizado, MatLab está incluida de forma gratuita al estar asociado a la Universidad Politècnica de València. En los precios de software y hardware es importante contemplar el factor de depreciación, es decir el tiempo que se ha utilizado un software o hardware en relación con su vida útil:

$$\text{Factor de depreciación} = \frac{\text{tiempo de uso (mes)}}{\text{tiempo de vida útil (mes)}}$$

Tabla 19. Coste de software

Descripción	Unidades	Cantidad	Precio Unitario (€)	Factor de depreciación	Coste Total (€)
Microsoft Office 2021	Mes	5	129,99	5/12	54,1625
MatLab student R2022	Mes	5	69,00	5/12	28,75
Total:					82,9124€

3.2 Costes de Hardware

Para la utilización de los programas anteriormente mencionados, así como la redacción del documento se ha requerido de un equipo. En este apartado se incluye los costes asociados a dicho equipo que, en este caso se trata de un ordenador portátil ASUS ZenBook con un procesador Intel(R) Core (TM) i5-1035G4 CPU, memoria RAM de 16 GB y una tarjeta gráfica intel(R) iris(R) Plus Graphics. También se ha utilizado para determinadas operaciones con un coste computacional mayor, un ordenador de sobremesa ASUS DESKTOP-4H5ADRN con un procesador AMD Ryzen 7 3700X 8-Core 3.59 GHz, memoria RAM de 16GB y una tarjeta gráfica NVIDIA GeForce GTX 1650. Se debe aplicar también el factor de depreciación.

Además, cabe mencionar que hemos tenido acceso gratuito al ventilador Servo U y al simulador de pulmón, pero no van a introducirse en la tabla por su bajo tiempo de utilización respecto al resto del hardware.

**ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA
VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO**

Tabla 20. Coste de hardware

Descripción	Unidades	Cantidad	Precio Unitario (€)	Factor de depreciación	Coste Total (€)
Ordenador Portátil	Mes	5	800	5/48	83,33
Ordenador de sobremesa	mes	5	1000	5/96	52,63
Total:					134,9615

CAPÍTULO 4. PRESUPUESTO TOTAL

Por último, se va a proceder a englobar la suma de los presupuestos parciales para llegar al presupuesto total del proyecto realizado. Este se va a calcular como la suma de los presupuestos parciales aplicándoles los siguientes incrementos: un incremento de un 10% por gastos generales, un 5% con el concepto de beneficio industrial, y un 21% destinado al impuesto IVA.

La **tabla 21** refleja el presupuesto total:

Tabla 21. Coste total

Coste	Importe (€)
Personal	12.050
Software	82,91
Hardware	134,96
Presupuesto de ejecución material	12.267,87
Gastos generales del 15%	1.840,18
Beneficio industrial del 6%	736,07
Computo	14.844,12
IVA (21%)	3.117,26
Presupuesto Total	17.961,39

El presupuesto total, incluido el IVA y los gastos generales y de beneficio industrial, asciende a la cantidad de **DIECISIETE MIL NOVECIENTOS SESENTA Y UNO CON TREINTA Y NUEVE EUROS**.

III. ANEXOS

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

```
load('adulto_50kg.mat', 'tabla1')
load('ninyo_5kg_retardo0.mat', 'tabla2')
load('ninyo_5kg_retardo12.mat', 'tabla3')

%%COMPILACION DE DATOS
presionAdulto=tabla1.PvacmH2O(2:end-1); % para quitar la cabecera hago
de 2:end
volumenAdulto=tabla1.Vml(2:end-1);
flujoAdulto = tabla1.FLUJOlm(2:end-1);
adulto.presion=presionAdulto;
adulto.volumen=volumenAdulto;
adulto.flujo=flujoAdulto;

presionNinyo=tabla2.PvacmH2O;
volumenNinyo=tabla2.Vml;
flujoNinyo= tabla2.FLUJOlm;
ninyo.presion=presionNinyo;
ninyo.volumen=volumenNinyo;
ninyo.flujo=flujoNinyo;

presionNinyoRet=tabla3.PvacmH2O;
volumenNinyoRet=tabla3.Vml;
flujoNinyoRet= tabla3.FLUJOlm;
ninyoRet.presion=presionNinyoRet;
ninyoRet.volumen=volumenNinyoRet;
ninyoRet.flujo=flujoNinyoRet;

%%
%PARA HACER CALCULOS SE DEBE MODIFICAR EL SUJETO DE ESTUDIO
%en la variable caso:
%- adulto    umbral 1
%- ninyo     umbral 0.5
%- ninyoRet  umbral 0.5

caso=adulto;

%% Calculo de los segmentos inspiratorios
%primera derivada
dt_flujo=caso.flujo-[caso.flujo(2:end); caso.flujo(end)];
%segunda derivada
ddt_flujo=dt_flujo-[dt_flujo(2:end); dt_flujo(end)];

%gráficos comparativos
plot(caso.flujo)
hold on
plot(dt_flujo)
plot(ddt_flujo)
legend('Flujo', 'dFlujo', 'ddFlujo')
hold off

%% ideas para procesar automáticamente los segmentos inspiratorios
%identificar zonas de ceros y luego subida
%identificar zonas decrecientes y luego ceros
%abs de la ddflujo y tomar los puntos de interés

g=(caso.flujo>1); % inspiración, la espiración es (adulto.flujo<-1)
plot(g)
hold on
```

ESTUDIO BIOMECÁNICO Y APROXIMACIÓN A LOS EFECTOS FISIOLÓGICOS DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA EN PACIENTE PEDIÁTRICO

```
plot(caso.flujo)

%valores de P y V en inspiración para el PV-loop
p_ciclos=caso.presion(find(g==1));
v_ciclos=caso.volumen(find(g==1));

% cálculo de la duración del ciclo
xx=g-[g(2:end);g(end)];
pos_duracion=1;
duracion=0;
intervalos_insp=[0 0];
for i=1:length(xx)
    if(xx(i)==-1)
        pos_ini=i;
    else if(xx(i)==1)
        pos_fin=i;
        duracion(pos_duracion)=pos_fin-pos_ini; %calculo el número
de elementos para sacar la duración
        intervalos_insp(pos_duracion,:)=pos_ini pos_fin];
        pos_duracion=pos_duracion+1;
    end
end
end

%% ciclos PV
pm_pvloop=0;
for j=1:length(intervalos_insp)

presion=caso.presion(intervalos_insp(j,1):intervalos_insp(j,2));

volumen=caso.volumen(intervalos_insp(j,1):intervalos_insp(j,2));

    volumen = volumen/1000; %Litros
    volumen = volumen/1000; %M^3
    presion = presion *98.0638; %PASCALES

    plot(volumen,presion)
    pm_pvloop(j)=trapz (volumen,presion);
end
pm_pvloop
mean_pvloop=mean(pm_pvloop)
sd_pvloop=std(pm_pvloop)
```