



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial

Análisis de la potencia mecánica transferida por el ventilador mecánico a los pulmones en paciente neonatal y pediátrico.

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Biomédica

AUTOR/A: Ferrón Vivó, María

Tutor/a: Rupérez Moreno, María José

Cotutor/a: Martínez Millana, Antonio

CURSO ACADÉMICO: 2022/2023



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCOLA TÈCNICA
SUPERIOR ENGINYERIA
INDUSTRIAL VALÈNCIA

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial

Análisis de la Potencia Mecánica transferida por el ventilador
mecánico a los pulmones en paciente neonatal y pediátrico

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Biomédica

AUTORA: María Ferrón Vivó

TUTORA: María José Rupérez Moreno

COTUTOR: Antonio Martínez Millana

CURSO 2022-2023

Agradecimientos

En primer lugar, me gustaría agradecer a María José y a Antonio, por haberme ofrecido la oportunidad de trabajar en este proyecto y su ayuda e implicación a la hora de realizar este trabajo.

Por supuesto a mis padres y hermana, que me han apoyado y animado en cada paso del camino hasta llegar aquí. En general a mi familia, pero especial mención a mis yayos quienes me han dado tanto y espero estén orgullosos de lo que he ido logrando.

Por último, agradecer a mis compañeros de clase: Irene, Eva y Víctor, quienes me han amenizado estos 4 años tan duros; de la carrera me llevo unas grandes amistades.

Resumen

El estudio de la Potencia Mecánica (PM) generada durante la ventilación asistida está siendo un área ampliamente investigada debido a la relación que existe entre esta y la generación de lesión pulmonar inducida por ventilación mecánica (VILI). En los últimos años se han desarrollado diversas ecuaciones que buscan estimar de forma teórica este marcador mediante los diferentes parámetros ventilatorios; la finalidad es estudiar su efecto en la aparición de VILI. Estas ecuaciones han sido creadas y validadas enfocándose en los pacientes adultos únicamente, es por ello, que el objetivo general de este TFG es comprobar la adecuación de las ecuaciones propuestas para la Potencia Mecánica en el paciente neonatal y pediátrico en dos modalidades ventilatorias diferentes. Además, se propone la modificación de una de estas ecuaciones para una mejora de los resultados ofrecidos. Por otro lado, se introduce un concepto más novedoso, como lo es la Potencia Mecánica Efectiva (PME) y se desarrolla una ecuación que permite estimar este biomarcador de manera teórica. Este proyecto implica un estudio teórico previo de los conceptos básicos relacionados con la ventilación mecánica, así como de las características pulmonares de los grupos de pacientes a estudio; se buscará validar de forma experimental las diversas ecuaciones propuestas con los datos disponibles de la Unidad de Cuidados Intensivos Neonatales (UCIN) y de la Unidad de Cuidados Intensivos Pediátricos (UCIP) del Hospital La Fe de Valencia.

Palabras Clave: Potencia mecánica; VILI; pulmón; ventilación asistida.

Resum

L'estudi de la Potència Mecànica (PM) generada durant la ventilació assistida és una àrea àmpliament investigada a causa de la relació que existeix entre aquesta i la generació de lesió pulmonar induïda per ventilació mecànica (VILI). En els darrers anys s'han desenvolupat diverses equacions que busquen estimar de manera teòrica aquest marcador mitjançant els diferents paràmetres ventilatoris; la finalitat és estudiar-ne l'efecte en l'aparició de VILI. Aquestes equacions han estat creades i validades enfocant-se als pacients adults únicament, és per això que l'objectiu general d'aquest TFG és comprovar l'adequació de les equacions proposades per a la Potència Mecànica al pacient neonatal i pediàtric en dues modalitats ventilatòries diferents. A més, es proposa modificar una d'aquestes equacions per millorar els resultats oferts. D'altra banda, s'introdueix un concepte més nou, com és la Potència Mecànica Efectiva (PME) i es desenvolupa una equació que permet estimar aquest biomarcador de manera teòrica. Aquest projecte implica un estudi teòric previ dels conceptes bàsics relacionats amb la ventilació mecànica, així com de les característiques pulmonars dels grups de pacients a estudi; es buscarà validar de forma experimental les diverses equacions proposades amb les dades disponibles de la Unitat de Cures Intensives Neonatals (UCIN) i de la Unitat de Cures Intensives Pediàtriques (UCIP) de l'Hospital La Fe de València.

Paraules clau: Potència mecànica; VILI; pulmó; ventilació assistida.

Abstract

The study of the Mechanical Power (MP) generated during assisted ventilation is being a widely investigated area due to its relationship with the generation of mechanical ventilation-induced lung injury (VILI). In recent years, various equations have been developed that seek to theoretically estimate this marker through different ventilatory parameters with the aim of studying its effect on the development of VILI. The proposed equations have been created and validated focusing on adult patients only. So, the general objective of this TFG is to verify the adequacy of these equations for neonatal and pediatric patients in two different ventilatory modalities. In addition, a modification of one of these equations has been proposed, which improves the results offered. On the other hand, a newer concept is introduced, the Effective Mechanical Power (EMP), together with an equation is developed that allows estimating this biomarker theoretically. This project implies a previous theoretical study of the basic concepts related to mechanical ventilation, as well as the pulmonary characteristics of the groups of patients under study. We will seek to experimentally validate the proposed equations with the available data from the Neonatal Intensive Care Unit (NICU) and the Pediatric Intensive Care Unit (PICU) of Hospital La Fe of Valencia.

Keywords: Mechanical power; VILI; lung; assisted ventilation.

Índice general

Resumen	III
Índice general	XI
I Memoria	1
1. Introducción	3
1.1. Contexto del Trabajo de Fin de Grado	3
1.2. Enfermedades asociadas a la ventilación mecánica	4
1.3. Características anatómicas y funcionales del pulmón neonatal y pediátrico	5
1.4. Biomecánica pulmonar	7
1.5. Ventilación mecánica	10
1.6. Estado del arte	12
1.6.1. Ecuaciones de Gattinoni	12
1.6.2. Ecuación de Giosa	14
1.6.3. Ecuación de Becher	14
1.6.4. Ecuación de Van der Meijden	15
1.6.5. Potencia Mecánica efectiva	16
1.7. Hipótesis y objetivos del trabajo	17
2. Metodología	19
2.1. Materiales utilizados	19
2.2. Obtención de la Potencia Mecánica teórica	20
2.2.1. Potencia Mecánica de la inspiración	20
2.2.2. Potencia Mecánica de la espiración	22
2.3. Obtención de la Potencia Mecánica experimental	23
2.3.1. Paciente pediátrico	24
2.3.1.1. Aislamiento de las inspiraciones y espiraciones	24
2.3.1.2. Cálculo de la PM	24
2.3.2. Paciente neonatal	24
2.3.2.1. Obtención de los datos gráficamente	24
2.3.2.2. Preprocesado de los datos	25
2.3.2.3. Aislamiento de las inspiraciones y espiraciones	26
2.3.2.4. Cálculo de la PM	26
2.4. Diseño del análisis	26
3. Resultados	27

3.1. Resultados pacientes pediátricos	27
3.1.1. Paciente 1	27
3.1.2. Paciente 2, 3, 4, 5 y 6	34
3.2. Resultados pacientes neonatales	37
3.2.1. Paciente 1	37
3.2.2. Paciente 2 y 3	42
4. Discusión y conclusiones	45
4.1. Discusión de los resultados	45
4.1.1. Pacientes pediátricos	45
4.1.2. Pacientes neonatales	47
4.2. Conclusiones	49
4.3. Limitaciones y futuras líneas de trabajo	50
II Presupuesto	51
5. Presupuestos	53
5.1. Introducción	53
5.2. Cuadro de precios de mano de obra	53
5.3. Cuadro de precios de mano de materiales	54
5.4. Cuadro de precios de mano de maquinaria	54
5.5. Presupuestos parciales	54
5.6. Cuadro de precios unitarios	56
5.7. Cuadro de precios descompuestos	57
5.8. Presupuesto total	59
III Anexos	61
Bibliografía	71

Índice de figuras

1.1. Valores normales de distensibilidad y resistencia según la edad (Cid 2003)	6
1.2. Partes del sistema respiratorio (Sánchez y Concha 2018)	6
1.3. Diferencias en la caja torácica entre niños y adultos (Asenjo y Pinto 2017)	7
1.4. Volúmenes y capacidades pulmonares (Villanueva García et al. 2016)	8
1.5. Presiones pulmonares (Borge 2011)	9
1.6. Curvas presión y flujo de volumen y presión control (Fernández s.f.)	11
1.7. Representación gráfica de la Ecuación de Gattinoni (Gattinoni et al. 2016)	13
1.8. Representación gráfica de la Ecuación de Becher (Becher et al. 2019)	15
1.9. Representación gráfica de la Ecuación de Van der Meijden (Becher et al. 2019)	16
2.1. Servo U de Getinge (GROUP 2014)	20
2.2. Evita V300 de Dräger (Dräger 2016)	20
2.3. Curvas del volumen y flujo teóricos de la espiración	22
2.4. Interfaz de la herramienta “WebPlotDigitizer” con la selección (amarillo) de la variable a cuantificar	25
2.5. Interfaz de la herramienta “WebPlotDigitize” con la selección de los puntos detectados a cuantificar (puntos rojos)	25
3.1. Parámetros ventilatorios Paciente 1 en el periodo 1	28
3.2. Gráficas de presión, volumen y flujo del Paciente 1	29
3.3. Gráfico presión-volumen Paciente 1	29
3.4. Gráfico volumen-flujo Paciente 1	29
3.5. Gráfico presión-volumen de las inspiraciones Paciente 1	31
3.6. Gráfico presión-volumen de las espiraciones Paciente 1	33
3.7. Gráfico de correlación y Bland-Altman Gattinoni completa	35
3.8. Gráfico de correlación y Bland-Altman Gattinoni simplificada	35
3.9. Gráfico de correlación y Bland-Altman Giosa modificada	35
3.10. Gráfico de correlación y Bland-Altman Ecuación espiración	36
3.11. Parámetros ventilatorios Paciente 1 en el periodo 1	37
3.12. Gráficas de presión, volumen y flujo del Paciente 1	38
3.13. Gráfico presión-volumen Paciente 1	39
3.14. Gráfico volumen-flujo Paciente 1	39
3.15. Gráfico presión-volumen de las inspiraciones Paciente 1	40
3.16. Gráfico presión-volumen de las espiraciones Paciente 1	41
3.17. Gráfico de correlación y Bland-Altman Van der Meijden	42
3.18. Gráfico de correlación y Bland-Altman Becher	43
3.19. Gráfico de correlación y Bland-Altman Ecuación espiración	43

4.1. Curvas teóricas y experimentales del volumen y flujo en la espiración Paciente 1 pediátrico	46
4.2. Curvas teóricas y experimentales del volumen y flujo en la espiración Paciente 4 pediátrico	47
4.3. Curvas teóricas y experimentales del volumen y flujo en la espiración Paciente 1 neonatal	48
4.4. Curvas teóricas y experimentales del volumen y flujo en la espiración Paciente 2 neonatal	48
4.5. Curvas teóricas y experimentales del volumen y flujo en la espiración Pulmón artificial en presión control	49

Índice de tablas

3.1. Parámetros ventilatorios para la PM teórica Paciente 1 pediátrico	28
3.2. Trabajo mecánico experimental de las inspiraciones del Paciente 1 en el periodo 1	31
3.3. Potencia Mecánica inspiración del Paciente 1	32
3.4. Trabajo mecánico experimental de las espiraciones del Paciente 1 en el periodo 1	33
3.5. Potencia Mecánica espiración del Paciente 1	34
3.6. Potencia Mecánica efectiva del Paciente 1	34
3.7. Potencia Mecánica inspiración en pacientes pediátricos	34
3.8. Potencia Mecánica espiración en pacientes pediátricos	36
3.9. Potencia Mecánica efectiva en pacientes pediátricos	36
3.10. Parámetros ventilatorios para la PM teórica Paciente 1 neonatal	37
3.11. Trabajo mecánico experimental de las inspiraciones del Paciente 1 en el periodo 1	40
3.12. Potencia Mecánica inspiración del Paciente 1	40
3.13. Potencia Mecánica espiración del Paciente 1	41
3.14. Potencia Mecánica efectiva del Paciente 1	42
3.15. Potencia Mecánica inspiración en pacientes neonatales	42
3.16. Potencia Mecánica espiración en pacientes neonatales	43
3.17. Potencia Mecánica efectiva en pacientes neonatales	43

Parte I

Memoria

Capítulo 1

Introducción

En este capítulo se contextualiza el presente Trabajo de Fin de Grado. En primer lugar, se expone la problemática existente asociada a la ventilación mecánica y el interés que representan los grupos de pacientes escogidos para su estudio. A continuación, se explican las características respiratorias de estos y cómo funciona la biomecánica pulmonar. Seguidamente se da paso a comentar en qué consiste la ventilación mecánica en mayor profundidad y el estado del arte a la hora de la estimación de la Potencia Mecánica. Por último, se enumerarán los objetivos que se quieren alcanzar.

1.1 Contexto del Trabajo de Fin de Grado

Con el avance de la tecnología que se ha ido produciendo en los últimos años, nuevas disciplinas han ido surgiendo en diferentes ámbitos, siendo uno de ellos la salud. La rama de la Ingeniería Biomédica combina los conocimientos anatómicos y fisiológicos del cuerpo humano junto con los tecnológicos, con el objetivo de mejorar la calidad de vida y asistencial de las personas, así como perseguir una mayor esperanza de vida en las mejores condiciones.

Este Trabajo de Fin de Grado se centra en el sistema respiratorio, más concretamente en la ventilación mecánica a la cual, en muchas ocasiones, hay que recurrir en caso de patologías respiratorias. Su uso está especialmente extendido en unidades de terapia intensiva cuando el paciente no es capaz de respirar correctamente por sí mismo. Un ventilador mecánico es una máquina capaz de suministrar un flujo adecuado de aire a los pulmones mediante diferentes técnicas en las que se asiste o reemplaza a la actividad de los músculos implicados en la respiración (Garnero et al. 2013). Por tanto, es una técnica vital y eficaz a la hora de salvar vidas, pero su uso no está exento de riesgos.

Las enfermedades del sistema respiratorio producidas por ventilación mecánica son la tercera causa de muerte más habitual en Europa. Esto es así, pues en la mitad de las veces en las que se requiere este tratamiento terminan generándose complicaciones (Alapont, Carrascosa y Villanueva 2019). Por tanto, cuando una persona se somete a ventilación asistida se debe configurar el ventilador de tal forma que el suministro de energía sea el adecuado para que el paciente reciba el flujo de aire que necesita sin generarle ningún efecto secundario en los pulmones. La

lesión pulmonar inducida por ventilación (VILI del inglés) se produce cuando el pulmón se ve sometido de forma repetitiva a unas tensiones y deformaciones excesivas que terminan afectando a las estructuras respiratorias (Vidal, Arnaiz y Herranz 2007). Entre las lesiones que se pueden generar está el barotrauma, volutrauma, atelectrauma, biotrauma, inestabilidad alveolar, etc. (Hernández y Figueroa 2010).

Respecto a los pacientes a estudio en el presente trabajo, resulta de especial interés conocer la prevalencia de ventilación mecánica en unidades de UCIP y de UCIN (Unidades de Cuidados Intensivos Pediátricos/Neonatales). Esta puede variar en función del estudio y de la unidad considerada; en algunos estudios donde se incluían pacientes tanto pediátricos como neonatales, se indica que la prevalencia alcanzada ronda entorno al 45 % (Ramírez et al. 2004). Las patologías más frecuentes detectadas que requerían de este tratamiento eran neumonías y la enfermedad de membrana hialina, así como bronquiolitis.

La mayoría de estudios realizados se centran en pacientes adultos, pero la elevada incidencia en niños pone de manifiesto la necesidad de profundizar más en las estrategias de ventilación asistida para estos grupos, pues existe falta de consenso a la hora de tratarlos, lo que reduce sus probabilidades de supervivencia. Es de especial interés estudiar el caso de pacientes neonatales pretérmino, pues su función pulmonar estará comprometida por su inmadurez neurológica central y la debilidad de la musculatura respiratoria, esto unido al escaso desarrollo alveolar y un déficit de síntesis de surfactante, entre otros (Rodríguez, Ribera y García 2008).

Por tanto, hay que conocer en qué situaciones puede desembocar en una VILI, para ser capaces de predecirlo y llevar a cabo estrategias que protejan al paciente. Desde el año 2000 han ido surgiendo estudios que relacionan diferentes variables, como el flujo inspiratorio (Tonetti et al. 2017), la frecuencia respiratoria (Hotchkiss Jr et al. 2000), el volumen tidal (Network 2000), etc., con el objetivo de conseguir un biomarcador que integre la carga que el ventilador transfiere al pulmón; pero no es hasta el 2016 que Gattinoni et al., presentan un biomarcador que llamaron potencia mecánica (PM). Con este factor que combina las variables involucradas en la generación de la VILI se busca pronosticar cuando una determinada configuración de la ventilación va a tener más riesgo de producir daño en el pulmón (Gattinoni et al. 2016).

1.2 Enfermedades asociadas a la ventilación mecánica

Dentro de los tipos de daños que se pueden dar debidos a la ventilación mecánica diferenciamos entre lesiones físicas e inflamatorias.

Comenzando con los daños físicos, podemos distinguir varias patologías:

- **Barotrauma:** se define como la presencia de aire en localizaciones donde este no debería darse. Estas fugas se producen por una sobredistensión de los alveolos que termina generando una ruptura de la pared del espacio alveolar. La ruptura se da porque se superan las tensiones máximas que las fibras de colágeno son capaces de soportar por el empleo de presiones transpulmonares elevadas. La principal consecuencia de este tipo de lesión es la generación de un neumotórax (Pingleton 1988).

-
- **Volutrauma:** es el daño que se produce por sobredistensión alveolar secundario cuando se emplean elevados volúmenes, generando así, edemas alveolares (Hernández y Figueroa 2010).
 - **Atelectrauma:** se genera por las fuerzas de deformación o de cizallamiento que sufren los alveolos cuando se expanden durante la inspiración, pero que terminan colapsando al final de la espiración. La apertura y cierre repetitivos acaban generando esfuerzos cortantes que dañan al alveolo. Este proceso se puede evitar asegurando una presión positiva al final de la espiración (PEEP) (Hernández y Figueroa 2010; Shi et al. 2011).

Respecto a daños inflamatorios tenemos:

- **Biotrauma:** lesión que se produce en el alveolo secundario a inflamación debido a la liberación de citoquinas en respuesta a daños mecánicos producidos en la ventilación. Los mediadores inflamatorios liberados actúan a nivel sistémico, lo que puede desembocar en un fallo multiorgánico (Hernández y Figueroa 2010).

1.3 Características anatómicas y funcionales del pulmón neonatal y pediátrico

El sistema respiratorio de un adulto no es igual al de un niño o al de un bebé, a pesar de que históricamente los niños han sido catalogados como adultos pequeños. En estos últimos no se ha alcanzado la madurez total del tejido, por lo que se pueden apreciar diferencias significativas que se deben de tener en cuenta a la hora tratarlos. Estas distinciones tanto anatómicas como fisiológicas se traducen en una inestabilidad funcional que es mayor cuanto menor es la edad de la persona (Asenjo y Pinto 2017).

Algunos conceptos clave en la mecánica pulmonar son su componente elástico y su componente resistivo, a los cuales se harán referencia en múltiples ocasiones a lo largo del presente trabajo:

- **La complianza pulmonar (o distensibilidad):** se define como la medida de la elasticidad del sistema respiratorio que relaciona el volumen corriente con la presión necesaria para introducir ese volumen en el pulmón. En las diferentes etapas de la vida sus valores fisiológicos varían, siendo muy baja en bebés pretérmino y aumentando hasta llegar a la edad adulta (en torno a 1,5 mL/cmH₂O en los primeros y 60-100 mL/cmH₂O en los últimos) (Cid 2003). Algunas enfermedades como la de la membrana hialina, que se produce por una disminución del surfactante; el edema pulmonar; etc., generan una disminución de esta distensibilidad, lo que pone en peligro la vida del niño (Cannizzaro y Paladino 2011). También se suele conocer como su inversa, la cual se llama elastancia (E).
- **La resistencia pulmonar:** hace referencia a la resistencia al flujo del aire en las vías aéreas. En los pacientes neonatos y pediátricos este valor se ve incrementado debido al reducido radio que tienen las vías aéreas (Cannizzaro y Paladino 2011). Las resistencias que pueden presentar los neonatos pretérmino pueden alcanzar valores de 80 cmH₂O/L/s mientras que en el adulto rondan los 2 cmH₂O/L/s. Estos valores se ven aumentados cuando se produce la intubación del paciente, ya que los tubos endotraqueales presentan todavía de menor diámetro (Cid 2003).

En la figura 1.1 se muestran los valores normales de la distensibilidad y resistencia de las vías aéreas según la edad.

	Pretérmino	Recién nacidos	1 año	7 años	Adulto
Complianza pulmonar (ml/cmH ₂ O)	1,5	5	15	50	60-100
Complianza específica (cmH ₂ O ⁻¹)	0,06	0,06	0,06	0,07	0,08
Resistencia de las vías aéreas (cmH ₂ O/l/s)	80	40	15	4	2
Espacio muerto anatómico (ml)	3	6	20	50	150

Figura 1.1: Valores normales de distensibilidad y resistencia según la edad (Cid 2003)

En el neonato, considerando desde el nacimiento hasta el primer mes de vida (Górriz y Bauzà 2012), el compromiso respiratorio es bastante pobre (Asenjo y Pinto 2017). Algunas de las peculiaridades del recién nacido son que presentan una vía aérea más corta y menos ramificada. Además, su distensibilidad pulmonar se ve considerablemente reducida respecto a los adultos debido a la inmadurez del sistema surfactante pulmonar; el limitado desarrollo de estos sistemas favorece que la ventilación mecánica termine generando daño pulmonar cuya reparación no será completa como en el caso de unos pulmones maduros (Elorza, Sánchez y Pérez 2009). Sus elevados valores de las resistencias de las vías aéreas pueden llegar a producir un colapso de estas con la presencia de edema o secreciones (Górriz y Bauzà 2012). Por otro lado, su capacidad vital es la mitad de la que presenta un adulto, por lo que su frecuencia respiratoria es el doble y su consumo de oxígeno hasta tres veces mayor. El desarrollo prenatal del sistema respiratorio no estará completo hasta que no se haya formado una estructura donde el intercambio pulmonar sea el suficiente para sustentar al feto en su nacimiento, y no es hasta avanzada su infancia que se termina de desarrollar este sistema, de forma que, especialmente en el caso de neonatos pretérmino, existen grandes riesgos debido a esta inmadurez (Cannizzaro y Paladino 2011).

Respecto a la anatomía de las vías aéreas, se diferencian las superiores y las inferiores (figura 1.2). Las primeras incluyen una serie de conductos cartilagosos que no participan en el intercambio gaseoso, pero que se encargan de conectar la nariz con la tráquea extratorácica. Estos además de guiar el aire hasta los pulmones, se encargan de filtrar, humidificar y atemperarlo. Las inferiores engloban la tráquea intratorácica y a través de esta se llevan los gases hasta los bronquios terminales, bronquiolos respiratorios y los ductos alveolares para el intercambio gaseoso.

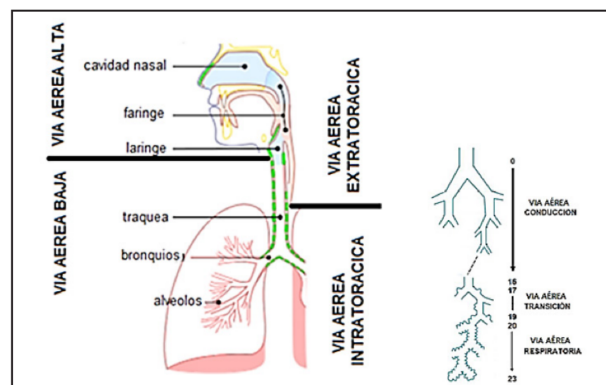


Figura 1.2: Partes del sistema respiratorio (Sánchez y Concha 2018)

Asimismo, (figura 1.3) la caja torácica en los niños difiere de la de los adultos en lo que respecta a las costillas, más cartilagosas en los primeros y en la disposición, de tal manera que la eficacia de la contracción se ve reducida (figura 1.3). Otro factor a tener en cuenta en referencia a la contracción respiratoria es la cantidad de fibras musculares de tipo I (relacionadas con la contracción lenta) que en el caso de niños pretérmino y recién nacidos se ven altamente reducidas, por lo que existirá una mayor fatiga en estos (Cannizzaro y Paladino 2011). Hasta los 8 años, situaciones que requieran un aumento del trabajo respiratorio generarán fácilmente fatiga muscular, esto es debido a que no es hasta esta edad que los músculos respiratorios se terminan de desarrollar (Górriz y Bauzà 2012).

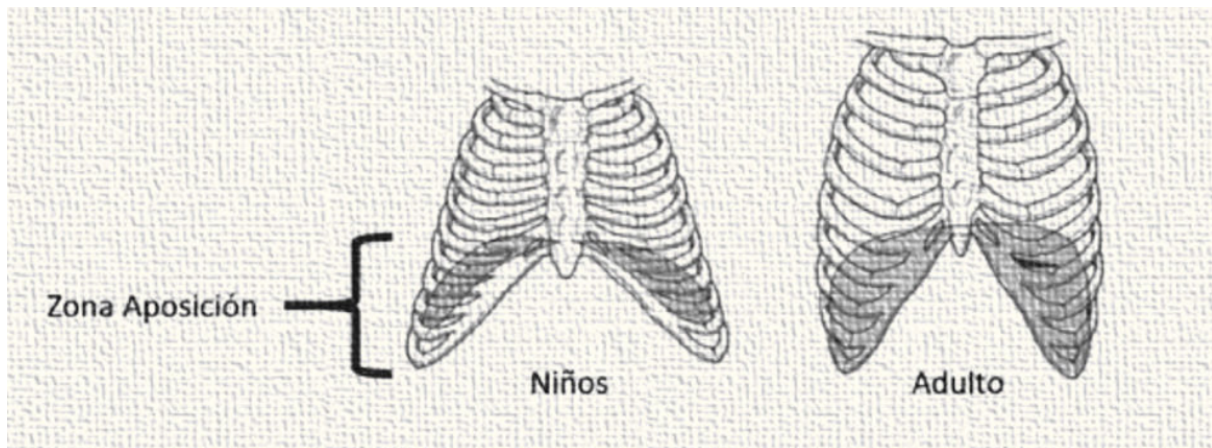


Figura 1.3: Diferencias en la caja torácica entre niños y adultos (Asenjo y Pinto 2017)

En lo que se refiere a la frecuencia respiratoria, un neonato sano presenta entre 30 y 60 respiraciones por minuto, por lo que la inspiración dura entre 0,3 y 0,6 segundos, cosa a tener en cuenta a la hora de programar al ventilador, pues se deben respetar las proporciones en los ciclos respiratorios para no producir daño en el pulmón (Cannizzaro y Paladino 2011). Por otro lado, los niños según van creciendo muestran un mayor compromiso respiratorio, de ahí que su frecuencia respiratoria vaya disminuyendo con la edad; esto mismo debe tenerse en cuenta a la hora de tratarlos.

1.4 Biomecánica pulmonar

La ventilación pulmonar es la encargada de permitir el intercambio gaseoso de los tejidos corporales mediante el suministro de oxígeno y la eliminación del dióxido de carbono generado en el metabolismo celular. La entrada del aire oxigenado al cuerpo se hace mediante la generación de una presión negativa intratorácica mediada por el diafragma y los músculos involucrados de la caja torácica. En este proceso actúan una serie de fuerzas previamente mencionadas: elásticas, resistivas, visco elásticas, etc. (Jiménez Posada y López Isaza 2018).

Para comprender la actividad pulmonar, toma importancia conocer las diferentes variables involucradas, como lo son los volúmenes y las presiones presentes.

Volúmenes pulmonares

Comenzando con los volúmenes, sus valores variarán en función de cada persona, atendiendo a su peso, género, edad y estado de salud. Es por ello, que en el caso de los sujetos a estudio, los pacientes neonatales y los pediátricos, estos volúmenes pueden variar enormemente de un caso a otro.

Así, los diferentes volúmenes pulmonares de interés son (Villanueva García et al. 2016):

- **Capacidad pulmonar total:** se corresponde con el llenado completo de los pulmones.
- **Volumen corriente:** hace referencia al volumen movido en una inspiración y espiración. A la hora de configurar el ventilador será importante saber qué volúmenes puede manejar cada paciente.
- **Volumen de reserva inspiratorio:** cantidad de aire que se puede obtener en una inspiración forzada.
- **Volumen de reserva espiratoria:** el aire que se puede eliminar con una espiración forzada.
- **Volumen residual:** corresponde a la cantidad de aire que no puede ser expulsada de forma voluntaria, de forma que es muy difícil cuantificar.
- **Capacidad funcional residual:** se obtiene de la suma de los volúmenes de reserva espiratoria y el residual.

Todos ellos quedan reflejados de forma esquemática en la figura 1.4.

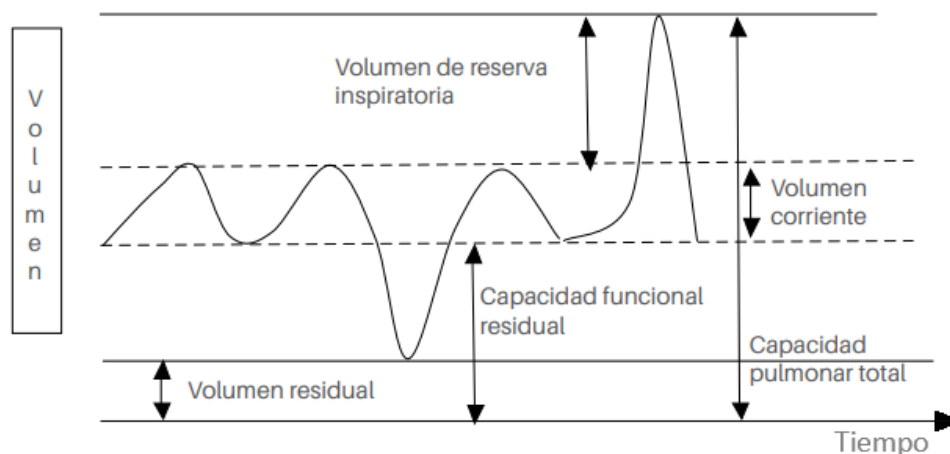


Figura 1.4: Volúmenes y capacidades pulmonares (Villanueva García et al. 2016)

Para tener algunos valores de referencia, mientras que un adulto puede alcanzar una capacidad pulmonar total de entorno a 5/6 litros (Jiménez Posada y López Isaza 2018), en el caso de los neonatos, la capacidad pulmonar total suele rondar los 50-90 mL/kg (Villanueva García et al. 2016).

Presiones pulmonares

En lo referente a las presiones, como ya se ha adelantado con anterioridad, las diferencias que se dan entre estas son las que provocan el flujo de aire desde la atmósfera hacia los pulmones y viceversa. Así, en la respiración existen varias presiones involucradas que se muestran en la figura 1.5 (Mena y Bolton 1999):

- **Presión atmosférica:** se considera como una referencia constante nula, el resto de presiones se expresan tomando las diferencias positivas o negativas en relación a esta.
- **Presión en la entrada del aparato respiratorio:** cuando no hay movimientos respiratorios la presión se iguala a la atmosférica; si los hay, oscilará levemente respecto a esta.
- **Presión en las vías aéreas:** varía su signo en función de la dirección del flujo dependiendo de la fase de la respiración; siendo positiva en la inspiración y negativa en la espiración.
- **Presión alveolar:** la que se da en los sacos alveolares y que de nuevo, varía en función del momento respiratorio. Toma valores positivos en la inspiración y negativos en la espiración, de igual forma que la de las vías aéreas.
- **Presión pleural:** se produce entre las dos hojas de la pleura que recubre los pulmones. Sus valores son normalmente subatmosféricos (negativos) ya que el tamaño de reposo del pulmón es menor que el del tórax.

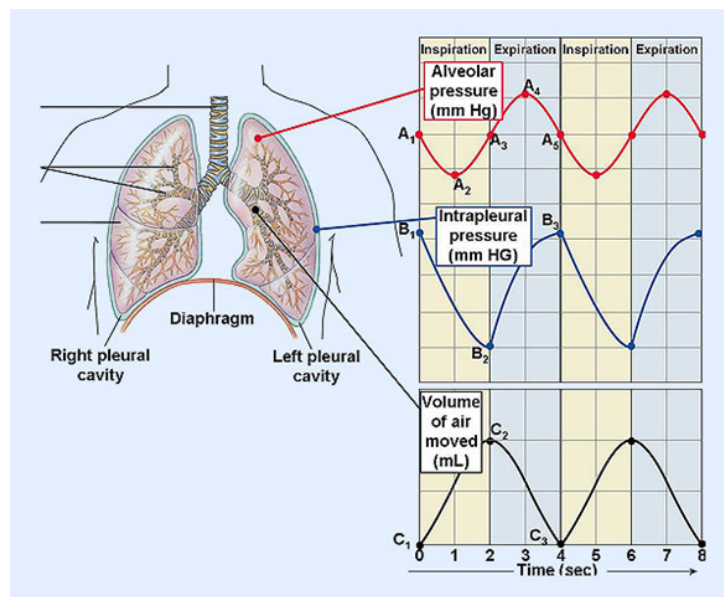


Figura 1.5: Presiones pulmonares (Borge 2011)

Así, se ha podido apreciar que ambas variables, tanto el volumen como la presión, son protagonistas del proceso respiratorio. Su control y parametrización serán imprescindibles a la hora de tratar con ventilación mecánica a los pacientes.

1.5 Ventilación mecánica

La ventilación mecánica (VM) es técnica terapéutica que permite suministrar un soporte de vida eficiente a aquellos pacientes en estado crítico que padecen insuficiencia respiratoria u otras situaciones en las cuales la persona no es capaz de respirar adecuadamente por sí misma. Este soporte puede buscar asistir o sustituir de forma completa la función respiratoria y esto se logra generando un gradiente de presión que produce un flujo de aire capaz de vencer las resistencias y propiedades elásticas del sistema respiratorio (Gutiérrez Muñoz 2011).

Principalmente diferenciamos dos tipos de ventilaciones mecánicas en función del parámetro que se controla (Garnero et al. 2013):

- **Volumen control (VC):** cuando se programa el ventilador en esta modalidad, hay que programar la que será la variable independiente, en este caso el volumen tidal. El valor seleccionado será el que suministre en cada respiración y no variará ante cambios en las resistencias o elasticidad del sistema. Así, para mantener un volumen constante a pesar de los cambios, la presión deberá adaptarse ante estos; de forma que una mayor resistencia de las vías aéreas se traducirá en un aumento de la presión suministrada por la máquina. A pesar de que se asegura un volumen adecuado, en ciertas situaciones puede que la presión se incremente o disminuya demasiado, lo que puede llegar a ser peligroso. Es por esto por lo que existen alarmas para evitar este tipo de incidentes. Respecto al flujo, en las inspiraciones se estabiliza tomando un valor constante durante estas (figura 1.6). También comentar que existen dos variantes en lo que respecta a VC y es que se puede añadir o no un periodo de pausa inspiratoria. Se da cuando una vez alcanzada la presión máxima, esta baja y se estabiliza durante un breve periodo en un valor conocido como presión de meseta.
- **Presión control (PC):** en este caso se programa la presión máxima, la cual será suministrada en cada inspiración; por tanto, esta pasa a ser la variable independiente. Así, en esta modalidad el volumen se va adaptando a los cambios en las resistencias y distensibilidades de los pulmones, por lo que puede sufrir variaciones considerables. La presión aumenta rápidamente en las inspiraciones hasta alcanzar el valor de pico establecido y se mantiene constante durante este intervalo (figura 1.6). De igual manera, existen alarmas para cuando se reduce excesivamente el volumen tidal. Los nuevos respiradores son capaces de asegurar un volumen mínimo preestablecido. Una de las ventajas de esta modalidad es que la limitación de la presión protege a los pulmones de una sobredistensión.

Además de las dos modalidades de control, existen diferentes secuencias ventilatorias que se pueden establecer sobre estas (Garnero et al. 2013):

- **Ventilación mandatoria continua (CMV):** todas las respiraciones que se dan son obligatorias y no permite respiraciones espontáneas. Pueden ser iniciadas por la máquina totalmente o asistir a un inicio inspiratorio del paciente, pero en cualquier caso las respiraciones son terminadas por el ventilador.
- **Ventilación espontánea continua (CSV):** todas las respiraciones son iniciadas y terminadas por el paciente, con asistencia de la máquina, la frecuencia será determinada por el paciente.

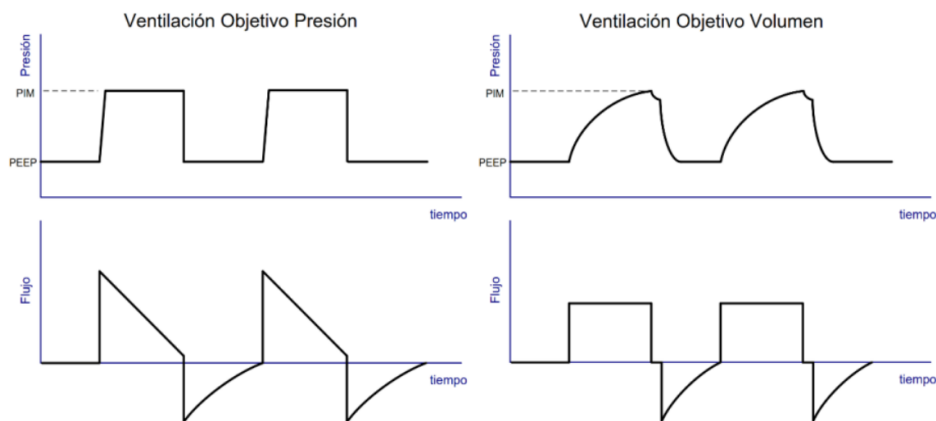


Figura 1.6: Curvas presión y flujo de volumen y presión control (Fernández s.f.)

- **Ventilación mandatoria intermitente (SIMV):** se combinan respiraciones mandatorias y espontáneas; se programan las primeras y el paciente puede respirar para aumentar la frecuencia.

Asimismo, aparte de configurar la modalidad y la secuencia ventilatoria adecuadas, hay que establecer una serie de parámetros adicionales (López-Herce y Carrillo 2008):

- **Frecuencia respiratoria (FR):** son las respiraciones por minuto que va a suministrar el ventilador. En el caso de neonatos se suelen ajustar unas 20-60 rpm, 20-30 en niños y 12-14 en adolescentes.
- **Relación inspiración/expiración (I:E):** corresponde a la fracción del tiempo que dura la inspiración y la expiración en cada ciclo respiratorio. El I:E más habitual es el de 1:2.
- **Tiempo de inspiración (T_{insp}):** está íntimamente relacionado con el parámetro anterior, y es que dependiendo del ventilador se puede configurar uno u otro.
- **Tiempo de rampa (T_{slope}):** es el tiempo que se tarda en alcanzar la presión máxima desde el inicio de la inspiración.
- **Retardo inspiratorio:** es el porcentaje del T_{insp} que se tarda en alcanzar el flujo máximo de inspiración.
- **Presión positiva al final de la expiración (PEEP):** este concepto ya ha sido mencionado previamente y hace referencia al valor de la presión que se establece para la expiración, de forma que esta no se iguale a la atmosférica pudiendo producir un colapso de los pulmones.

Modelado de la ventilación mecánica

A la hora de proponer una ecuación capaz de predecir aspectos de la ventilación mecánica, como lo puede ser la Potencia Mecánica, es imprescindible contar con un modelado adecuado de lo que sucede en la mecánica respiratoria en estas circunstancias. La fisiología clásica que

explica la forma de trabajar del sistema respiratorio asume que durante una respiración, la energía proporcionada debe ser capaz de superar dos tipos de fuerzas: la resistiva y la elástica. Teniendo esto en cuenta, se propone la ecuación del movimiento (ecuación 1.1) para explicar el comportamiento del sistema respiratorio (Alapont, Carrascosa y Villanueva 2019).

$$P(t) = V(t) \cdot E + F(t) \cdot R + PEEP \quad (1.1)$$

Donde:

- $P(t)$ es la presión en un instante dado.
- $V(t)$ es el volumen en un instante dado.
- E es la elastancia de los pulmones ($1/C$).
- $F(t)$ es el flujo en un instante dado.
- R es la resistencia de las vías aéreas.
- $PEEP$ es la presión positiva al final de la espiración.

1.6 Estado del arte

En esta sección se ha realizado un revisión de la bibliografía que existe sobre los métodos desarrollados para estimar la Potencia Mecánica. En el proceso se han encontrado 4 artículos donde se han propuesto un total de 5 ecuaciones, diferenciando entre modalidad volumen control y presión control. Esta distinción es clave, pues como ya se ha expuesto con anterioridad, existen diferencias en las curvas de las variables implicadas en la respiración, por lo que los fundamentos en los que se basan estas ecuaciones cambian acorde a la modalidad.

1.6.1 Ecuaciones de Gattinoni

En el año 2016, Gattinoni et al., propusieron una ecuación que unificaba diferentes parámetros respiratorios para predecir la PM generada por el ventilador sobre el paciente (Gattinoni et al. 2016). Esta está desarrollada para la modalidad de volumen control, pues en la deducción de dicha ecuación se toma que el flujo en la inspiración es constante, como ya se había comentado que sucedía en VC.

Se parte de la ecuación clásica del movimiento (ecuación 1.1) y teniendo en cuenta las diferentes áreas que se dan en las curvas presión-volumen, se obtiene de forma gráfica su ecuación (ecuación 1.2).

$$PM_{\text{Gattinoni Com.}} = 0,098 \cdot FR \cdot \left[V_T^2 \cdot \left(\frac{1}{2} \cdot E + \frac{1}{T_{\text{insp}}} \cdot R \right) + V_T \cdot PEEP \right] \quad (1.2)$$

Donde:

- FR es la frecuencia respiratoria.

- V_T es el volumen tidal.
- T_{insp} es el tiempo de inspiración.

En la figura 1.7 se aprecia como se diferencian 3 componentes: la elástica estática que no se tiene en cuenta pues durante el ciclo respiratorio se establece un valor de PEEP del cual no se baja en ningún momento; la elástica dinámica y la resistiva. El área de todas ellas es expresada en función de los diferentes parámetros ventilatorios en su ecuación.

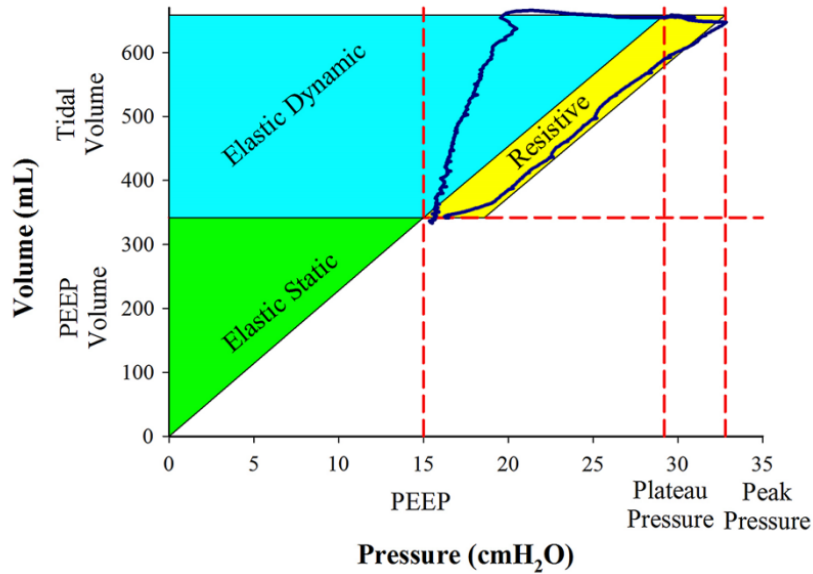


Figura 1.7: Representación gráfica de la Ecuación de Gattinoni (Gattinoni et al. 2016)

Por otro lado, los autores de este mismo artículo presentaron una segunda ecuación (ecuación 1.3), siendo esta una versión simplificada de la ya expuesta. En esta se emplean una serie de relaciones existentes de la elastancia, la resistencia de las vías aéreas y el tiempo inspiratorio para facilitar el cálculo de la PM en el caso de no contar con dichos valores.

$$PM_{\text{Gattinoni Sim.}} = 0,098 \cdot FR \cdot V_T \cdot \left[PIP - \frac{1}{2} \cdot (P_{\text{pausa}} - PEEP) \right] \quad (1.3)$$

Donde:

- PIP es la presión de pico en la inspiración.
- P_{pausa} la presión de la pausa inspiratoria.

En el estudio que realizaron tomaron información de 80 pacientes adultos, obteniendo resultados prometedores a la hora de estimar la PM teóricamente.

1.6.2 Ecuación de Giosa

Continuando con las ecuaciones desarrolladas para VC, se tiene la propuesta por Giosa et al., en 2019. En este artículo se parte de la ecuación simplificada de Gattinoni (ecuación 1.3), pero se realizan algunas modificaciones que buscan simplificar todavía más el proceso (Giosa et al. 2019). Así, la ecuación a la que llegan es la siguiente:

$$PM_{Giosa} = FR \cdot \frac{V_T \cdot (PIP + PEEP + \frac{F}{6})}{20} \quad (1.4)$$

Donde:

- F es el valor del flujo durante la inspiración.

En este estudio se ha asumido que el valor de la resistencia de las vías aéreas del paciente es de 10 cmH₂O/L/s. Por otro lado, se ha simplificado el factor de conversión entre cmH₂O·L a Julios de 0,098 a 0,1.

El ensayo fue realizado con 200 pacientes ingresados en UCI y se concluye que la ecuación desarrollada ha sido capaz de predecir de forma adecuada la PM.

1.6.3 Ecuación de Becher

Pasando a las ecuaciones desarrolladas para Presión Control, en el año 2019 Becher et al. publicaron una ecuación en la cual se consideraba que la presión durante la inspiración era constante, pero teniendo en cuenta el retardo inspiratorio, tiempo durante el cual la presión sube hasta estabilizarse en su valor máximo (Becher et al. 2019). La morfología de la curva presión-volumen considerada queda reflejada en la figura 1.8. Así, la ecuación propuesta fue la siguiente:

$$PM_{Becher} = 0,098 \cdot FR \cdot \left[(\Delta P_{insp} + PEEP) \cdot V_T - \Delta P_{insp}^2 \cdot C \cdot \left(0,5 - \frac{\tau}{T_{slope}} + \left(\frac{\tau}{T_{slope}} \right)^2 \cdot \left(1 - e^{-\frac{T_{slope}}{\tau}} \right) \right) \right] \quad (1.5)$$

Donde:

- ΔP_{insp} es el incremento de presión en la inspiración, que se define como:

$$\Delta P_{insp} = PIP - PEEP$$

- T_{slope} es el tiempo de rampa.
- τ se denomina la constante de tiempo y viene dada por la expresión:

$$\tau = R \cdot C$$

Se validó con información de 42 pacientes adultos y se apreció una elevada correlación con los datos experimentales.

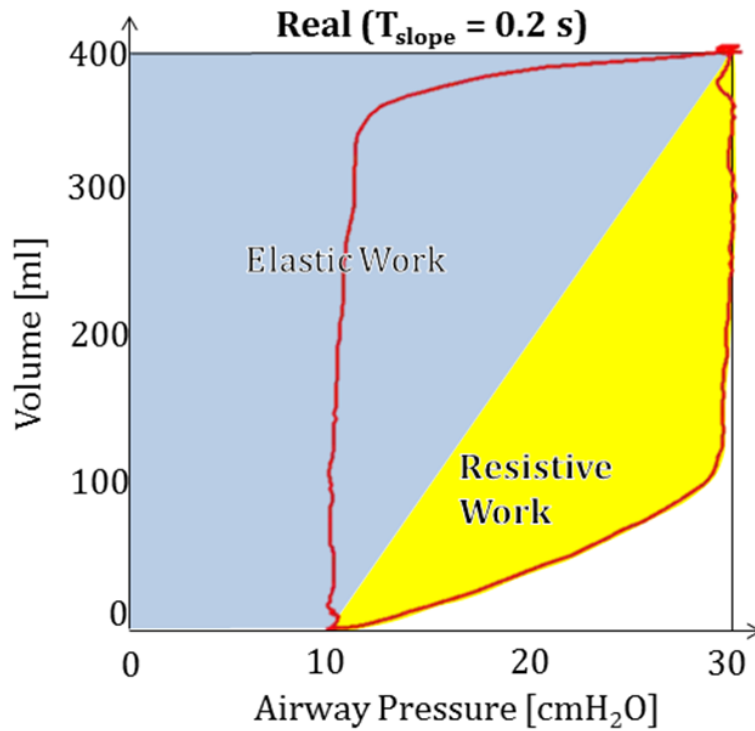


Figura 1.8: Representación gráfica de la Ecuación de Becher (Becher et al. 2019)

1.6.4 Ecuación de Van der Meijden

En ese mismo año, Van der Meijden et al., proponen una alternativa a la fórmula presentada por Becher et al., pues consideraban que esta no era fisiológicamente correcta del todo. Partiendo de la ecuación del movimiento desarrollaron un modelo en el cual se asumía que la presión en la inspiración era constante en todo momento y de valor PIP (figura 1.9), a diferencia de Becher que consideraba un cierto tiempo de transición hasta alcanzar dicho valor (Meijden et al. 2019).

Así, la ecuación propuesta fue la siguiente:

$$PM_{VdM} = 0,098 \cdot FR \cdot V_T \cdot \left[PEEP + \Delta P_{insp} \cdot \left(1 - e^{-\frac{T_{insp}}{\tau}} \right) \right] \quad (1.6)$$

Como se puede apreciar, resulta algo más simple que la de Becher al no requerir el valor del tiempo de pendiente, que en ocasiones puede no estar disponible. Esta ecuación fue validada con 17 pacientes adultos.

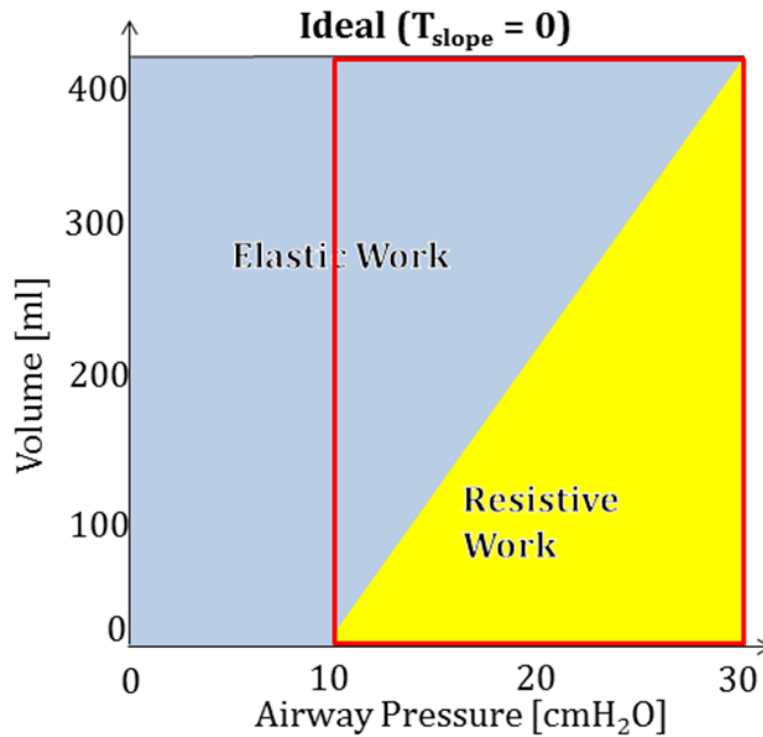


Figura 1.9: Representación gráfica de la Ecuación de Van der Meijden (Becher et al. 2019)

1.6.5 *Potencia Mecánica efectiva*

En el artículo de Rietveld et al. se propone un nuevo concepto, acuñado como la energía transpulmonar. Esta se correspondería únicamente a la energía distribuida a los pulmones y no a todo el sistema respiratorio, como se viene haciendo hasta ahora (Rietveld et al. 2022). Esto sería tener en cuenta la energía encerrada por la curva presión-volumen únicamente, por ejemplo, las que se observan en las figuras 1.7, 1.8 o 1.9.

Los autores comentan la posibilidad de que este biomarcador presente una mejor asociación con el daño pulmonar asociado a la ventilación mecánica que la Potencia Mecánica total que estiman las ecuaciones previamente comentadas. Para poder obtener dicho biomarcador sería necesario llevar a cabo una nueva ecuación que fuera capaz de predecir el trabajo realizado en la espiración, de modo que con ambas PM (la de la inspiración y la de la espiración) se obtenga la PM efectiva como la resta de ambas.

1.7 Hipótesis y objetivos del trabajo

El objetivo del presente trabajo es comprobar si las ecuaciones desarrolladas en la literatura para la estimación de la Potencia Mecánica son capaces de predecir correctamente dicho biomarcador en pacientes pediátricos y neonatales. Estas ecuaciones están pensadas y basadas en el comportamiento que se da en unos pulmones totalmente desarrollados como es en el caso de los adultos, por lo que las diferencias anatómicas y funcionales pueden suponer cambios considerables a la hora de realizar la estimación. A partir de las ecuaciones de Gattinoni, Giosa, Becher y Van der Meijden y de los datos de diferentes pacientes de ambos grupos, se llevarán a cabo las predicciones teóricas y los cálculos experimentales para su posterior comparación.

Por otro lado, se propone un nuevo biomarcador llamado en este trabajo, la Potencia Mecánica Efectiva, el cual considera únicamente la PM que se da en el ciclo respiratorio, a diferencia de la tendencia actual que tiene en cuenta todo el trabajo realizado bajo la curva de la inspiración. Debido a la novedad de este, se desarrollará una ecuación propia que sea capaz de estimar la PM de la espiración para obtener, junto con el valor de la de inspiración, la PM efectiva.

La hipótesis que se plantea en este trabajo es que es posible estimar la Potencia Mecánica tanto en paciente pediátrico como neonatal empleando las ecuaciones clásicas desarrolladas para los adultos. Así como la Potencia Mecánica Efectiva mediante la ecuación propia deducida para la espiración.

De esta manera, para llevar a cabo este proyecto se proponen una serie de objetivos parciales:

- Obtener una base de datos procedentes del ventilador de pacientes neonatales y pediátricos que hayan pasado por la UCIP o UCIN (Unidad de Cuidados Intensivos Pediátricos/Neonatales) y que hayan requerido ventilación mecánica.
- Desarrollar dos algoritmos, uno para cada grupo de pacientes, capaces de realizar el pre-procesado de los datos, en el caso de que sea necesario; así como los cálculos teóricos y experimentales necesarios de forma automática.
- Evaluar y validar las ecuaciones teóricas propuestas para la estimación de la potencia mecánica de la inspiración en paciente neonatal y pediátrico que puedan influir en el desarrollo de la VILI. Así, se busca determinar cuáles de estas obtienen los mejores resultados teniendo en cuenta las diferentes modalidades respiratorias.
- Deducir una ecuación capaz de predecir la PM en la espiración para poder obtener la Potencia Mecánica efectiva y comprobar si este biomarcador ofrece buenas estimaciones.

Capítulo 2

Metodología

A continuación se explicará cual ha sido la metodología seguida para la realización del estudio. Se comenzará comentando la cohorte de pacientes utilizada y los datos que se disponían en cada caso. Seguidamente, se explicará el método para la obtención de la Potencia Mecánica teórica y experimental, así como el preprocesado de los datos cuando ha sido necesario.

2.1 Materiales utilizados

Para el desarrollo del presente trabajo se ha contado con información anonimizada que fue proporcionada por el Hospital Politécnico y Universitario La Fe de Valencia de 6 pacientes pediátricos y 3 pacientes neonatales de las unidades de cuidados intensivos. En el caso de los pediátricos se tenían los datos instantáneos en archivos de texto de las variables presión, flujo y volumen de 2-3 minutos de ventilación asistida en modalidad Volumen Control. Además, fueron suministradas capturas de pantallas del ventilador para poder conocer la configuración determinada.

El equipo de ventilación mecánica empleado y mediante el cual se han obtenido los datos instantáneos y las capturas de pantalla con los parámetros ventilatorios ha sido el Servo U de Getinge (figura 2.1). Este permite la asistencia a todo tipo de pacientes, desde adultos hasta neonatales, con una gran variedad de modalidades respiratorias (GROUP 2014).

De los neonatos se facilitaron capturas de pantalla del monitor del ventilador donde se podían apreciar las curvas de las 3 variables ya mencionadas respecto del tiempo, así como archivos de texto donde se recogían los datos de la configuración. La información correspondía, de nuevo, a 2-3 minutos de ventilación asistida en modalidad Presión Control en este caso. Como en este grupo de pacientes no se tenían los datos instantáneos de las variables de interés, sino sus gráficos frente al tiempo, fue necesario realizar un paso previo de obtención de sus valores mediante el software libre “WebPlotDigitizer” (Versión 4.6).

La ventilación en este grupo de pacientes se llevó a cabo mediante el ventilador Evita V300 de Dräger (figura 2.2), el cual está diseñado para todo tipo de pacientes. Este presenta varios modos ventilatorios, entre los cuales encontramos los clásicos de volumen y presión control con sus diferentes secuencias ventilatorias posibles; además de modalidades más novedosas como lo

es la ventilación de alta frecuencia oscilatoria (VAFO), empleada sobre todo en neonatos (Dräger 2016).



Figura 2.1: Servo U de Getinge (GROUP 2014)



Figura 2.2: Evita V300 de Dräger (Dräger 2016)

Se han escogido un total de 9 pacientes para su análisis ya que se trata de un estudio exploratorio y, por tanto, con estos números ya se puede observar la convergencia de los datos. En ningún caso se busca hacer un estudio que tenga significancia estadística, sino que se trata de una primera aproximación.

Para el tratamiento de los datos y obtención de los resultados se trabajó con la plataforma de programación y cálculo numérico MATLAB[®] (R2022a). Además, se hizo uso de EXCEL[®] (Versión 2302) para la realización algunos gráficos.

2.2 Obtención de la Potencia Mecánica teórica

2.2.1 Potencia Mecánica de la inspiración

La estimación de la PM de la inspiración se realizó mediante las ecuaciones desarrolladas en los artículos previamente comentados en función de la modalidad de ventilación utilizada en cada grupo de pacientes. Así, en el caso de los neonatos, que habían empleado PC, se probaron las ecuaciones de Van der Meijden (ecuación 1.6) y Becher (ecuación 1.5); en los pediátricos, que

habían sido sometidos a VC, se empleó la ecuación de Gattinoni completa (ecuación 1.2), su versión simplificada (ecuación 1.3) y la de Giosa. En esta última se tuvieron que realizar una serie de cambios que explicamos a continuación, pues como ya se comentó en la introducción, Giosa asume que la resistencia de las vías aéreas es la de un paciente adulto y en nuestro caso no es así.

Por tanto, partiendo de la ecuación 1.4 sin sustituir el valor de la R:

$$PM_{Giosa} = FR \cdot \frac{V_T \cdot (PIP + PEEP + \frac{R}{60} \cdot F)}{20} \quad (2.1)$$

Se emplea la siguiente relación de la resistencia con otras variables ventilatorias:

$$R = \frac{PIP - P_{Pausa}}{F} \quad (2.2)$$

Combinando las ecuaciones 2.1 y 2.2 se llega a la siguiente expresión, que será la que se utilice para el cálculo teórico:

$$PM_{Giosa \text{ Mod.}} = FR \cdot \frac{V_T \cdot (2 \times PIP + PEEP - P_{Pausa})}{20} \quad (2.3)$$

Para el cálculo de la PM teórica se trabajó con los datos de configuración del ventilador que se tenían en las capturas de pantalla o bien en los archivos de texto. En el caso de Gattinoni y Giosa modificada (pacientes pediátricos en VC) se requirió la frecuencia respiratoria (FR), el volumen tidal (VT), la presión de pico (PIP), la presión de meseta (Ppausa), la presión positiva al final de la espiración (PEEP), la resistencia de las vías aéreas (R) y la elastancia (E). La mayoría de estas variables se podían obtener de las capturas de pantalla del ventilador. Los cálculos se llevaron a cabo mediante el algoritmo desarrollado en MATLAB (ANEXO I).

En lo referente a los neonatos, la información de la configuración que se utilizó fue la proporcionada por los documentos de texto generados por el ventilador. Para Van der Meijden hizo falta la FR, el VT, la PIP, la PEEP, el tiempo de inspiración (T_{insp}), la R y la C (inversa de E). En el caso de Becher aparte de estas variables hubo que obtener de forma experimental el valor del tiempo de pendiente de la presión (T_{slope}), ya que no venía dado en la configuración. Se implementó un algoritmo con este fin (ANEXO II). Para obtener el valor del tiempo de pendiente se utilizó la función “ginput” de MATLAB, la cual permite obtener las coordenadas de los puntos seleccionados. Así, seleccionando en la gráfica de presión frente al tiempo el instante donde la presión comienza a aumentar y luego cuando esta se estabiliza, se puede obtener un tiempo de rampa aproximado.

2.2.2 Potencia Mecánica de la espiración

Como ya se ha adelantado en la introducción, en este estudio se va a incluir un concepto nuevo, la Potencia Mecánica Efectiva. Para obtener esta potencia hay que calcular la PM en la espiración. Como en la literatura no se ha encontrado ninguna ecuación para dicha PM, se ha deducido una expresión en base a una serie de suposiciones de los fenómenos que se dan en la espiración. Por un lado, se toma la ecuación fundamental de la biomecánica pulmonar (ecuación 1.1); además, se parte la expresión del volumen dada en la ecuación 2.4, puesto que en el instante inicial de la espiración (T_0), el volumen presente equivale al volumen tidal (V_T), y cuando el tiempo va pasando su valor se va aproximando a 0. Si se deriva esta expresión se obtiene la del flujo, que crece de forma exponencial partiendo de su valor negativo máximo hasta anularse, como se puede ver en la figura 2.3.

$$V = V_T \cdot e^{\frac{-t}{\tau}} \quad (2.4)$$

$$F = \frac{-V_T}{\tau} \cdot e^{\frac{-t}{\tau}} \quad (2.5)$$

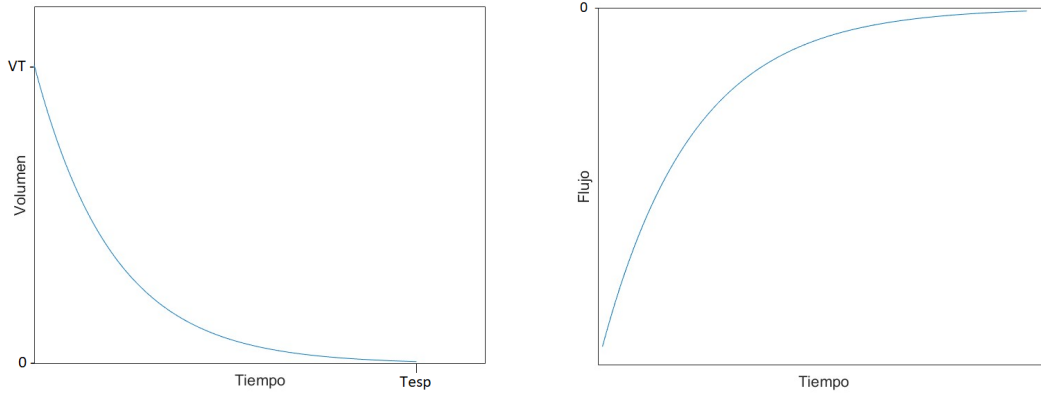


Figura 2.3: Curvas del volumen y flujo teóricos de la espiración

El trabajo en la espiración será la integral de la presión por el diferencial del volumen entre el volumen tidal y el volumen 0 (realmente el volumen no llega a ser nulo en ningún momento, sino que permanece un valor residual, pero a efectos prácticos lo vamos despreciar):

$$W_{esp.} = \int P \cdot dV = \int_{V_T}^{V_0} (V \cdot E + F \cdot R + PEEP) \cdot dV \quad (2.6)$$

Integrando la expresión restante se obtiene:

$$W_{esp.} = E \cdot \left(\frac{V^2}{2} \right)_{V_T}^{V_0} + \int_{V_T}^{V_0} F \cdot R \cdot dV + (PEEP \cdot V)_{V_T}^{V_0} \quad (2.7)$$

$$W_{esp.} = E \cdot \frac{0^2}{2} - E \cdot \frac{V_T^2}{2} + \int_{V_T}^{V_0} F \cdot R \cdot dV + PEEP \cdot 0 - PEEP \cdot V_T \quad (2.8)$$

$$W_{esp.} = -E \cdot \frac{V_T^2}{2} + \int_{V_T}^{V_0} F \cdot R \cdot dV - PEEP \cdot V_T \quad (2.9)$$

Se pasa a desarrollar el segundo término. En primer lugar se realiza un cambio de variable para integrar respecto al tiempo. Los límites escogidos son entre el instante 0, es decir, el inicio de la espiración y el T_{esp} , el tiempo que dura esta.

$$W_2 = R \int_{T_0}^{T_{esp}} F^2 \cdot dt = R \int_{T_0}^{T_{esp}} \left(\frac{-V_T}{\tau} \right)^2 \cdot e^{\frac{-2t}{\tau}} \cdot dt \quad (2.10)$$

$$W_2 = R \left(\frac{V_T}{\tau} \right)^2 \cdot \left(\frac{-\tau}{2} \right) \cdot \left(e^{\frac{-2t}{\tau}} \right)_{T_0}^{T_{esp}} = -\frac{V_T^2}{2 \cdot C} \cdot \left(e^{\frac{-2 \cdot T_{esp}}{\tau}} - e^{\frac{-2 \cdot 0}{\tau}} \right) \quad (2.11)$$

$$W_2 = \frac{V_T^2}{2 \cdot C} \cdot \left(1 - e^{\frac{-2 \cdot T_{esp}}{\tau}} \right) \quad (2.12)$$

Combinándolo con los términos anteriores se concluye con la expresión final:

$$W_{esp.} = -PEEP \cdot V_T - \frac{V_T^2}{2 \cdot C} \cdot e^{\frac{-2 \cdot T_{esp}}{\tau}} \quad (2.13)$$

Que teniendo en cuenta la frecuencia respiratoria y el factor de conversión para el cambio de unidades, la expresión de la PM en la espiración viene dada por la ecuación ecuación 2.14.

$$PM_{esp.} = -0,098 \cdot FR \cdot \left(PEEP \cdot V_T + \frac{V_T^2}{2 \cdot C} \cdot e^{\frac{-2 \cdot T_{esp}}{\tau}} \right) \quad (2.14)$$

Tras emplear esta ecuación se ha comprobado que el término correspondiente a la PEEP es el que mayor peso tiene en el resultado final, mientras que el derivado por la parte resistiva de la ecuación del movimiento es muy bajo.

Así, para calcular la PM de la espiración se empleará esta fórmula implementada en el código de MATLAB para su cálculo automático tanto en pediátricos como neonatos (ANEXO I y II).

2.3 Obtención de la Potencia Mecánica experimental

Para el cálculo de la PM experimental se trabajó con la información instantánea de las variables presión, flujo y volumen. En ambos grupos de pacientes se trabajó de forma equivalente una vez obtenidos estos datos; en primer lugar se separaron los datos correspondientes a las inspiraciones y una vez hecho esto se pasó a dibujar las curvas de presión-volumen experimentales. A partir de estas se calculó el área bajo la curva de cada una de las inspiraciones y se obtuvo el valor de la PM. Debido a que la información de cada grupo de pacientes es algo diferente, a continuación se pasa a explicar de forma más detallada como fue la metodología seguida en cada caso.

2.3.1 Paciente pediátrico

Se partía de la información instantánea de las variables, por lo que directamente se procedió al cálculo de la PM experimental.

2.3.1.1 Aislamiento de las inspiraciones y espiraciones

Las ecuaciones presenten en la literatura estiman la PM que se da bajo la curva presión-volumen de la inspiración, por lo que el primer paso para el cálculo experimental es separar los datos que corresponden a estos instantes del ciclo respiratorio.

El criterio que se tuvo en cuenta a la hora de hacer esto fue considerar que la inspiración se da cuando el flujo de aire es positivo y la espiración cuando este es negativo. Por tanto, se desarrolló un algoritmo que identificara en qué instantes se daba esto y generara los intervalos correspondientes (ANEXO III).

2.3.1.2 Cálculo de la PM

Una vez aisladas las inspiraciones se pasa a representar los diferentes ciclos de presión-volumen de estos instantes. Para calcular la PM experimental se utiliza la función “trapz” de MATLAB que calcula el área bajo la curva dada mediante el método trapezoidal. Se promedian los valores devueltos por esta función en cada ciclo con el objetivo de obtener un resultado más robusto; finalmente, para conseguir el valor de la PM (J/min) hay que multiplicar el resultado medio por un factor de conversión de unidades y por la frecuencia respiratoria del paciente (ANEXO IV).

2.3.2 Paciente neonatal

En el caso de los neonatos, la información proporcionada de las variables de interés no estaba en formato numérico, sino que había que llevar a cabo un proceso previo de obtención de datos a partir de gráficas. Una vez hecho esto, se requirió un preprocesado de los datos; tras este, se realizó el mismo procedimiento que en el otro grupo de pacientes.

2.3.2.1 Obtención de los datos gráficamente

La herramienta que se ha utilizado para llevar a cabo el proceso de obtención de datos a partir de gráficas es “WebPlotDigitizer”, en la figura 2.4 se puede observar su interfaz. Para hacerlo se subió la captura correspondiente del ventilador y se procedió a alinear los ejes en función de la variable a cuantificar. Una vez hecho esto hay que seleccionar con una ventana la señal que se quiere registrar, el color de la curva de interés y el método, en este caso se empleó el *Histogram* que detecta el punto más elevado en el eje Y a lo largo del eje horizontal.

Una vez configurado se ejecuta y se obtienen los puntos que el programa ha detectado y cuantificado numéricamente (figura 2.5). Estos datos se exportan como archivos .csv y se repite el procedimiento con el resto de variables.

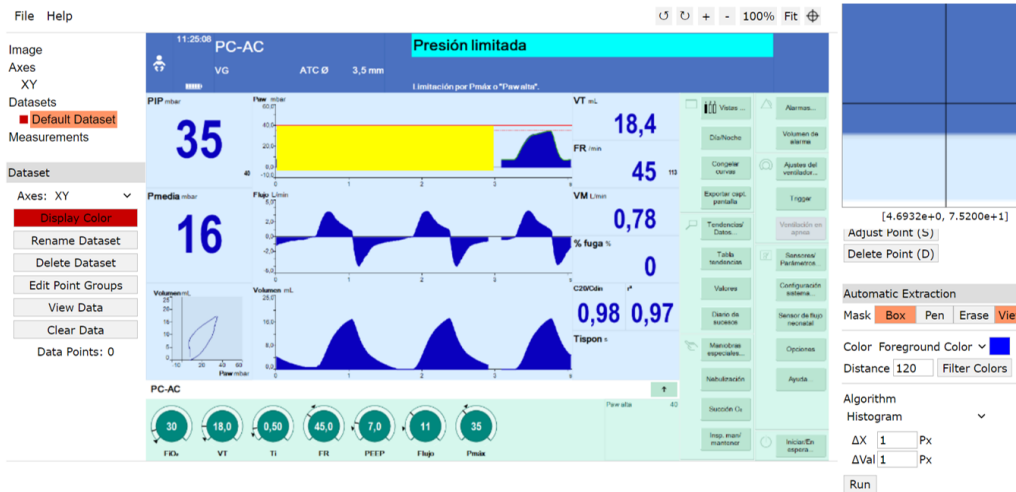


Figura 2.4: Interfaz de la herramienta “WebPlotDigitizer” con la selección (amarillo) de la variable a cuantificar

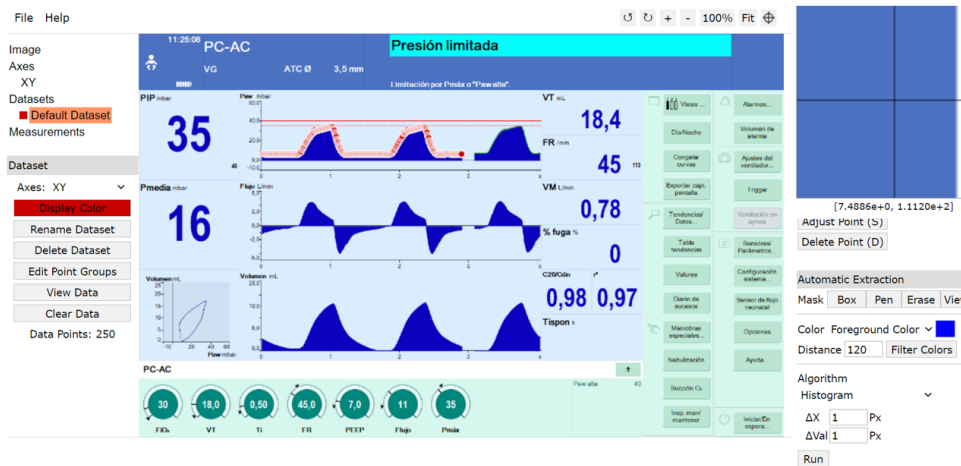


Figura 2.5: Interfaz de la herramienta “WebPlotDigitize” con la selección de los puntos detectados a cuantificar (puntos rojos)

2.3.2.2 Preprocesado de los datos

Debido a la forma algo aproximada de obtener los datos fue necesario hacer un preprocesado antes de pasar a calcular la PM experimental. En las 3 variables se trabajó de forma paralela: en primer lugar se realizó una interpolación para tener el mismo número de datos en cada una de ellas y a continuación se llevó a cabo un suavizado de las variables para eliminar posibles errores de adquisición. La interpolación se hizo con la función “spline” y el suavizado con “smooth” de MATLAB (ANEXO V).

2.3.2.3 *Aislamiento de las inspiraciones y espiraciones*

Se procede de forma análoga a la ya explicada en los pacientes pediátricos (ANEXO III).

2.3.2.4 *Cálculo de la PM*

De igual manera, el cálculo experimental de la PM se realiza como en el caso de los pediátricos, con la diferencia de que las unidades de partida de la variable de la presión en el caso de los neonatos eran mbar y en los pediátricos cmH_2O . El único cambio que hay que tener en cuenta es el factor de conversión de unidades que varía ligeramente (de $98.0638 \text{ Pa/cmH}_2\text{O}$ a 100 Pa/mbar) (ANEXO IV).

2.4 **Diseño del análisis**

A la hora de mostrar los resultados obtenidos respecto a la PM también se irán mostrando una serie de gráficos que resultan de interés, como la evolución temporal de las variables respiratorias, el comportamiento de la presión frente al volumen y el del volumen frente al flujo.

Tras la obtención de la Potencia Mecánica experimental y teórica se pasará a realizar su comparativa. Como ya se ha mencionado con anterioridad, se cuenta con varios ciclos respiratorios en cada paciente, es por ello que los resultados de cada inspiración/espiración experimentales serán promediados para una mayor robustez frente a datos anómalos. De igual manera se trabajará de forma teórica, pues también se cuenta con varias capturas de pantalla con la configuración del ventilador. En la comparativa se tendrán en cuenta tanto estos valores medios finales como las desviaciones, además, se presentarán los gráficos de correlación y Bland-Altman para cada aproximación teórica. Con todo esto, se pretende evaluar si las diferentes Potencias Mecánicas obtenidas para cada método (teóricas y experimental) tienen el mismo orden de magnitud.

Capítulo 3

Resultados

En este capítulo se van a presentar los resultados alcanzados en la fase experimental del estudio, en primer lugar se expondrán los resultados de los pacientes pediátricos y seguidamente, los neonatales. Además, se incluirán gráficas de las variables respiratorias así como de los resultados obtenidos para una mejor interpretación de los mismos.

3.1 Resultados pacientes pediátricos

A continuación, se detallan los resultados obtenidos en ambos grupos de pacientes. Se comenzará con los pediátricos, mostrando con detalle cada gráfica y resultado parcial alcanzado para uno de ellos. Una vez hecho esto, se procederá a presentar los resultados finales del resto de niños.

La forma de exponer los resultados será la misma en ambos grupos de pacientes. En primer lugar, se mostrarán y analizarán las gráficas de las variables presión, flujo y volumen, posteriormente se obtendrán las curvas presión-volumen y volumen-flujo y, por último, se calculará tanto la Potencia Mecánica teórica como experimental.

Una vez obtenidos todos los resultados se aportarán una serie de gráficas para una mejor interpretación y comparación de los resultados para la posterior discusión del poder predictivo de las ecuaciones empleadas.

3.1.1 Paciente 1

Como ya se ha comentado con anterioridad, se cuenta con varias capturas del ventilador con sus archivos de datos instantáneos correspondientes a cada paciente. De forma que, a continuación, se procederá a presentar con detalle la información correspondiente a uno de los periodos del Paciente 1, tras esto, se aportarán los resultados del resto de periodos disponibles y finalmente se tendrá un resultado final.

Las curvas y los parámetros del ventilador en este primer paciente se pueden observar en la figura 3.1.

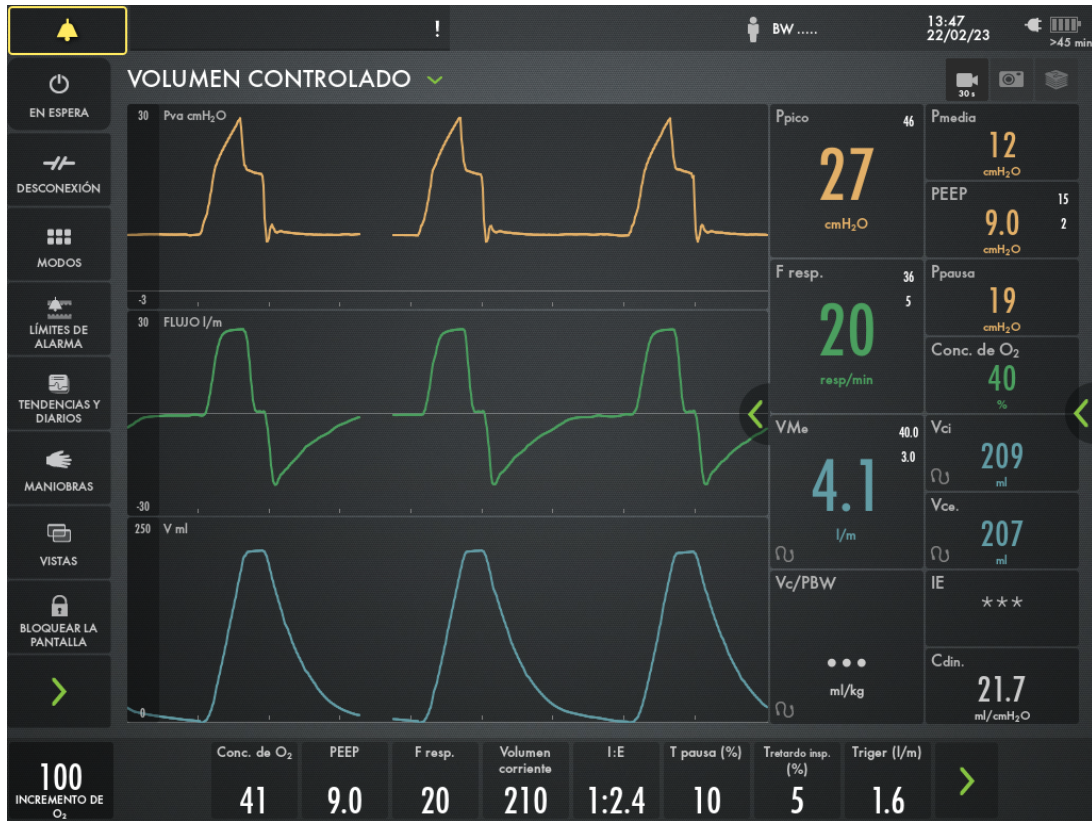


Figura 3.1: Parámetros ventilatorios Paciente 1 en el periodo 1

Parámetros ventilatorios

En la tabla 3.1 se pueden apreciar los parámetros del ventilador que nos resultan de interés para la estimación teórica de la PM:

Tabla 3.1: Parámetros ventilatorios para la PM teórica Paciente 1 pediátrico

Parámetro	Valor	Unidades
Frecuencia respiratoria (FR)	20	resp/min
Volumen tidal (V_T)	209	mL
Presión de pico (PIP)	27	cmH ₂ O
Presión de meseta (P_{Pausa})	19	cmH ₂ O
Presión positiva al final de la espiración (PEEP)	9	cmH ₂ O
Distensibilidad (C)	21,7	mL/cmH ₂ O
Resistencia (R)	20	cmH ₂ O/L/s

Curvas de presión, volumen y flujo

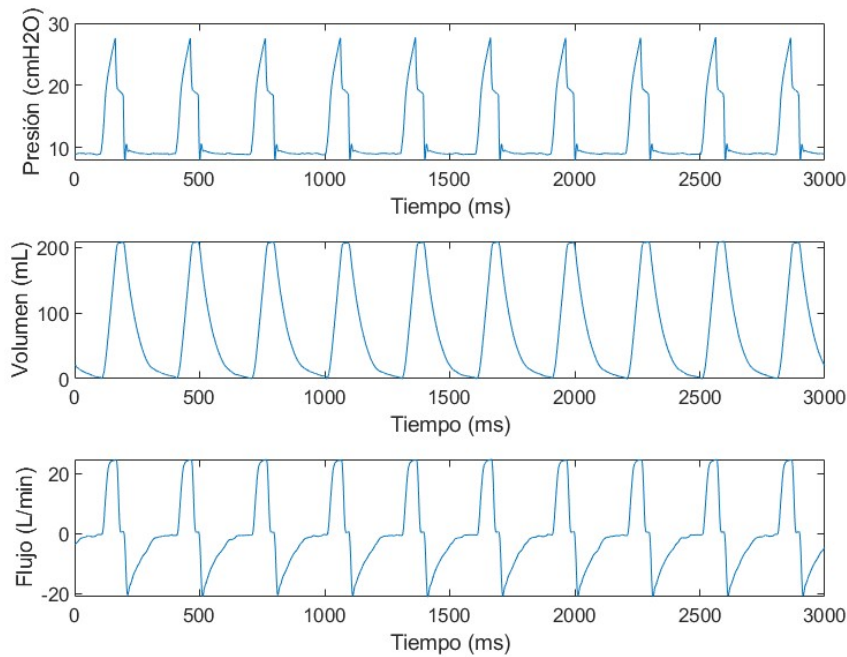


Figura 3.2: Gráficas de presión, volumen y flujo del Paciente 1

En la figura 3.2 podemos observar como en la variable presión, cuando se produce la inspiración se llega a un valor de pico y posteriormente su valor baja hasta estabilizarse en la presión de meseta que se da en la pausa inspiratoria. Una vez finalizada la inspiración, la presión decae hasta alcanzar el valor de PEEP establecido. Respecto al flujo, se aprecia que cuando comienza la inspiración su valor aumenta rápidamente hasta estabilizarse en un valor constante (propio de la modalidad Volumen Control) y decrece con la espiración hasta tomar valores negativos.

Bucles presión-volumen y volumen-flujo

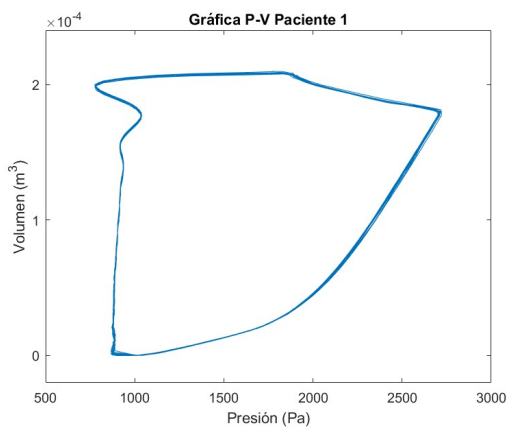


Figura 3.3: Gráfico presión-volumen Paciente 1

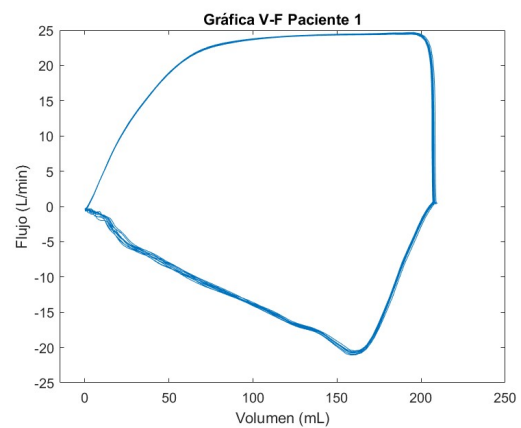


Figura 3.4: Gráfico volumen-flujo Paciente 1

Resulta de especial interés representar gráficamente la relación de un variable respecto a otra. En la figura 3.3 se pueden observar los ciclos respiratorios donde se han enfrentado las variables presión y volumen. Se aprecia que la inspiración comienza a volumen cero y progresivamente se da un incremento del volumen inspirado a la vez que la presión aumenta desde el valor de PEEP hasta alcanzar el valor de PIP. Una vez alcanzada la presión máxima, esta disminuye ligeramente para estabilizarse al valor de presión de meseta hasta alcanzar el volumen tidal configurado; es entonces cuando termina la inspiración y comienza la espiración. En la fase espiratoria la presión y el volumen descienden de forma pronunciada hasta volver al punto de inicio, donde el volumen se vuelve nulo (sin tener en cuenta el volumen residual que permanece en los pulmones) y la presión alcanza el valor de PEEP de nuevo.

Por otro lado, es importante comprobar como se comporta el flujo, para ello se representan los bucles de volumen-flujo (figura 3.4). En estos podemos diferenciar fácilmente los instantes correspondientes a las inspiraciones y aquellos de las espiraciones. De este gráfico, destacar que se observan ciclos cerrados, por lo que no existen fugas y el volumen está siendo entregado correctamente a los pulmones y, por otro lado, que en las inspiraciones se aprecia que el flujo crece rápidamente ante pequeñas variaciones de volumen hasta estabilizarse en un valor constante, esto es lo esperado de esta modalidad de respiración mecánica.

Potencia mecánica de la inspiración

Una vez comentadas las variables que se pueden obtener de este paciente se procede al cálculo de la de la potencia mecánica tanto teórica como experimental. En primer lugar se procederá con la PM correspondiente a la inspiración. Para comenzar, se sustituirán los parámetros presentados previamente en la tabla 3.1 en las ecuaciones correspondientes a la modalidad de volumen control, es decir, las de Gattinoni (ecuación 1.2 y 1.3) y la de Giosa (ecuación 2.3). Sustituyendo quedaría:

$$PM_{\text{Gattinoni Com.}} = 0,098 \cdot 20 \cdot \left[0,209^2 \cdot \left(\frac{1}{2} \cdot \frac{1}{0,0217} + \frac{1}{0,8830} \cdot 20 \right) + 0,209 \cdot 9 \right] = 7,5990 \text{ J/min}$$

$$PM_{\text{Gattinoni Sim.}} = 0,098 \cdot 20 \cdot 0,209 \cdot \left[27 - \frac{1}{2} \cdot (19 - 9) \right] = 9,0121 \text{ J/min}$$

$$PM_{\text{Giosa Mod.}} = 20 \cdot \frac{0,209 \cdot (2 \times 27 + 9 - 19)}{20} = 9,1960 \text{ J/min}$$

*Notar que en este caso sí se disponía del valor de la resistencia de las vías aéreas, en los casos en los que no ha sido así se tuvo que recurrir a la ecuación 2.2. Para calcular el T_{insp} hubo que emplear la siguiente ecuación en todos los pacientes pediátricos:

$$T_{\text{insp}} = T_{\text{tot}} \cdot \frac{I : E}{1 + I : E} \quad (3.1)$$

Hecho esto, se pasa a calcular el valor de la PM experimental para comprobar si las estimaciones realizadas son buenas. Para ello se toman los datos instantáneos de la presión y el volumen correspondientes a las inspiraciones (figura 3.5).

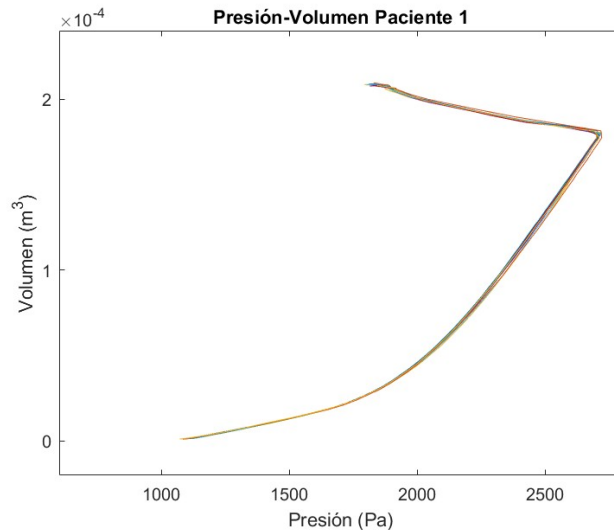


Figura 3.5: Gráfico presión-volumen de las inspiraciones Paciente 1

Con el algoritmo presentado en el ANEXO IV se calcula el trabajo mecánico experimental en cada inspiración; se obtiene finalmente la media de todas ellas para tener un resultado más robusto y también se calcula la desviación típica. Los resultados se reflejan en la tabla 3.2.

Tabla 3.2: Trabajo mecánico experimental de las inspiraciones del Paciente 1 en el periodo 1

Inspiración	Trabajo mecánico (J)
1	0,4584
2	0,4593
3	0,4595
4	0,4570
5	0,4584
6	0,4595
7	0,4569
8	0,4588
9	0,4634
10	0,4577
Media	0,4589
Desviación típica	0,0019

Para obtener el valor de la PM en (J/min) hay que multiplicar la media obtenida para el trabajo mecánico por la frecuencia respiratoria, en este caso era de 20 resp/min, por lo que se concluye que la PM experimental en el primer periodo es:

$$PM = 0,4589 J \times 20 \text{ resp/min} = 9,1777 J/min$$

Procediendo de la misma forma con el resto de datos disponibles de este paciente se llega a los siguientes resultados:

Tabla 3.3: Potencia Mecánica inspiración del Paciente 1

Periodo	PM Exp. (J/min)	PM Gat _{com.} (J/min)	PM Gat _{sim.} (J/min)	PM Giosa _{mod.} (J/min)
1	9,1777	7,5990	9,0121	9,1960
2	9,1842	7,5671	8,9916	9,1751
3	9,1911	7,5261	8,9690	9,1520
	9,1843 ± 0,0067	7,5641 ± 0,0365	8,9909 ± 0,0216	9,1744 ± 0,0220
MSE		2,6252	0,0374	0,0001

Potencia mecánica de la espiración

Para el cálculo teórico se sustituirán los valores de los parámetros en la ecuación desarrollada para la PM de la espiración (ecuación 2.14):

$$PM_{esp.} = -0,098 \cdot 20 \cdot \left(9 \cdot 0,209 + \frac{0,209^2}{2 \cdot 0,0217} \cdot e^{-\frac{2 \cdot T_{esp}}{\tau}} \right) = -3,6869 \text{ J/min}$$

Donde:

$$\begin{aligned} \tau &= 20 \cdot 0,0217 = 0,434 \text{ s} \\ T_{esp} &= T_{tot} - T_{insp} = 2,1171 \text{ s} \end{aligned}$$

Continuando con la PM experimental, se cogen los datos instantáneos de presión y volumen de las espiraciones (figura 3.6) y de nuevo, se emplea el algoritmo desarrollado, para llegar a los resultados de la espiración (tabla 3.4).

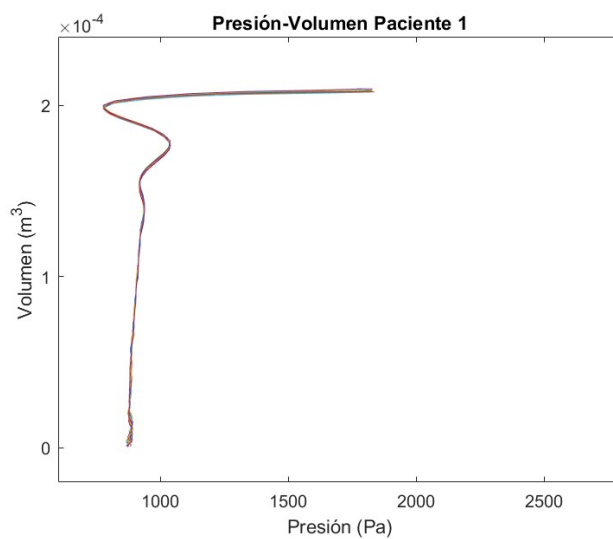


Figura 3.6: Gráfico presión-volumen de las espiraciones Paciente 1

Tabla 3.4: Trabajo mecánico experimental de las espiraciones del Paciente 1 en el periodo 1

Espiración	Trabajo mecánico (J)
1	-0,1887
2	-0,1909
3	-0,1879
4	-0,1894
5	-0,1899
6	-0,1892
7	-0,1897
8	-0,1897
9	-0,1913
Media	-0,1896
Desviación típica	0,0010

Que teniendo en cuenta la frecuencia respiratoria resulta:

$$PM = -0,1896 J \times 20 \text{ resp}/\text{min} = -3,7924 J/\text{min}$$

Trabajando de forma análoga con el resto de periodos se obtiene el resultado final reflejado en la tabla 3.5.

Tabla 3.5: Potencia Mecánica espiración del Paciente 1

Periodo	PM Experimental (J/min)	PM Teórica (J/min)
1	-3,7924	-3,6869
2	-3,8104	-3,6459
3	-3,8059	-3,6692
	$-3,8029 \pm 0,0094$	$-3,6673 \pm 0,0206$
MSE		0,0184

Una vez calculada la Potencia Mecánica de la inspiración y de la espiración se puede obtener la PM efectiva como la suma de ambas:

Tabla 3.6: Potencia Mecánica efectiva del Paciente 1

Periodo	PM Exp. (J/min)	PM Gat _{com.} (J/min)	PM Gat _{sim.} (J/min)	PM Giosa (J/min)
1	5,3853	3,9121	5,3252	5,5091
2	5,3738	3,9212	5,3457	5,5292
3	5,3851	3,8569	5,2998	5,4828
	$5,3814 \pm 0,0066$	$3,8967 \pm 0,0348$	$5,3236 \pm 0,0230$	$5,5070 \pm 0,0233$
MSE		2,3054	0,0084	$1 \cdot 10^{-4}$

3.1.2 Paciente 2, 3, 4, 5 y 6

Repitiendo el procedimiento descrito para el Paciente 1 con el resto de pacientes se llega a los resultados que se presentan a continuación. Además de las tablas finales de la PM de la inspiración, de la espiración y de la PM efectiva se incluyen en los dos primeros casos gráficos de correlación y Bland-Altman para cada ecuación empleada.

Potencia mecánica de las inspiraciones

Tabla 3.7: Potencia Mecánica inspiración en pacientes pediátricos

Paciente	PM Exp. (J/min)	PM Gat _{com.} (J/min)	PM Gat _{sim.} (J/min)	PM Giosa _{mod.} (J/min)
2	$3,10 \pm 0,02$	$2,66 \pm 0,01$	$2,94 \pm 0,01$	$3,00 \pm 0,01$
3	$6,12 \pm 0,01$	$5,39 \pm 0,27$	$5,91 \pm 0,02$	$6,36 \pm 0,02$
4	$1,09 \pm 0,02$	$0,89 \pm 0,04$	$0,96 \pm 0,04$	$0,98 \pm 0,04$
5	$2,23 \pm 0,02$	$2,27 \pm 0,00$	$2,19 \pm 0,00$	$2,23 \pm 0,00$
6	$8,64 \pm 0,03$	$6,96 \pm 0,03$	$8,59 \pm 0,00$	$8,76 \pm 0,01$

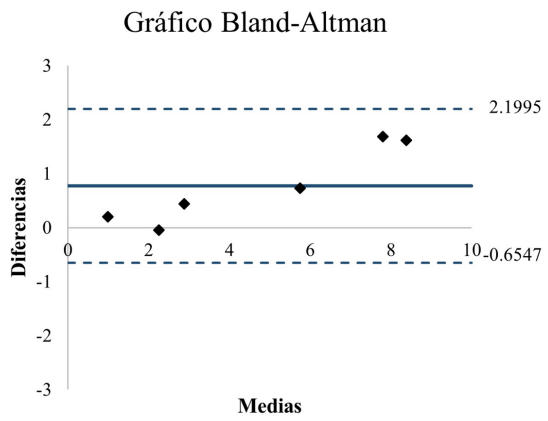
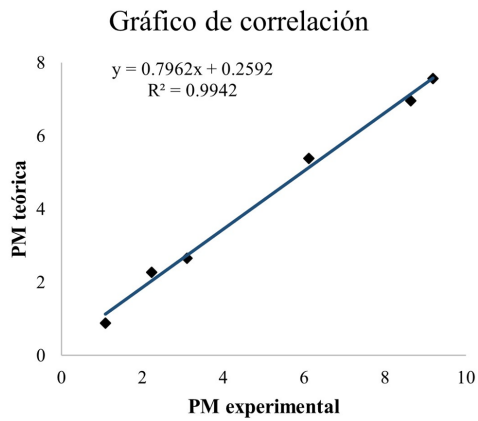


Figura 3.7: Gráfico de correlación y Bland-Altman Gattinoni completa

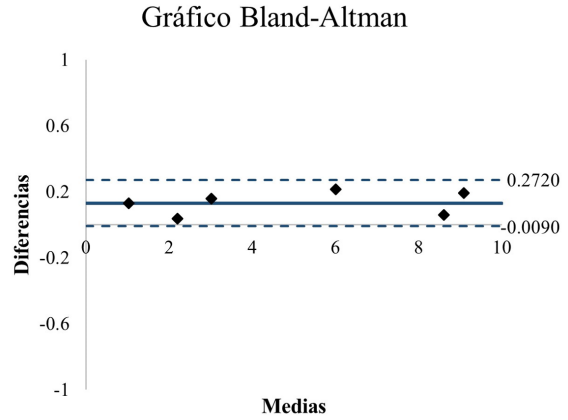
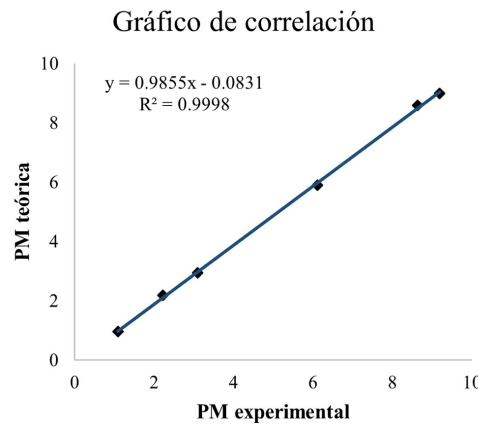


Figura 3.8: Gráfico de correlación y Bland-Altman Gattinoni simplificada

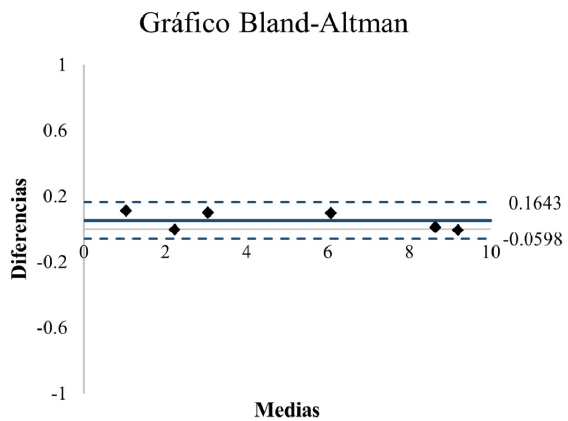
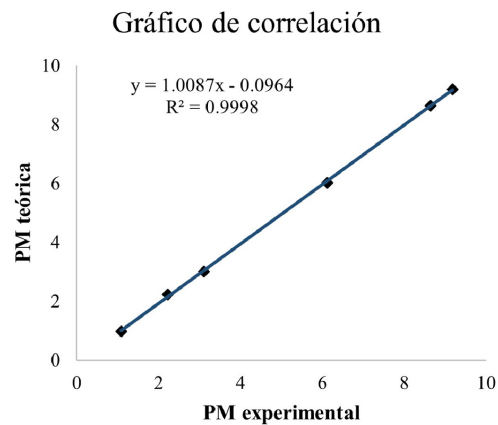


Figura 3.9: Gráfico de correlación y Bland-Altman Giosa modificada

Potencia mecánica de las espiraciones

Tabla 3.8: Potencia Mecánica espiración en pacientes pediátricos

Paciente	PM Experimental (J/min)	PM Teórica (J/min)
2	-1,57 ± 0,02	-1,15 ± 0,03
3	-2,58 ± 0,01	-2,40 ± 0,03
4	-0,59 ± 0,01	-0,41 ± 0,01
5	-1,24 ± 0,01	-0,97 ± 0,00
6	-3,23 ± 0,01	-2,97 ± 0,03

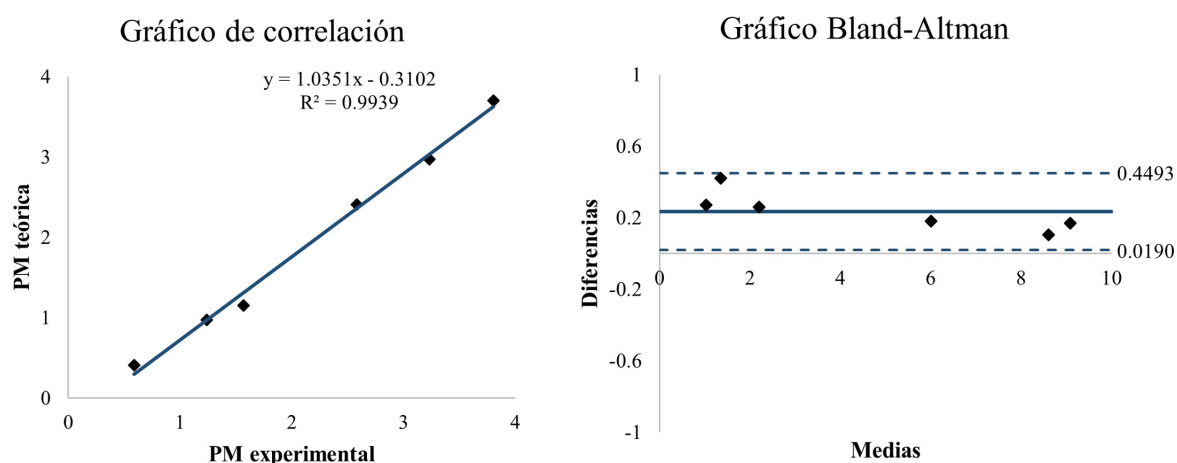


Figura 3.10: Gráfico de correlación y Bland-Altman Ecuación espiración

Potencia mecánica efectiva

Tabla 3.9: Potencia Mecánica efectiva en pacientes pediátricos

Paciente	PM Exp. (J/min)	PM Gat _{com.} (J/min)	PM Gat _{sim.} (J/min)	PM Giosa _{mod.} (J/min)
2	1,53 ± 0,01	1,51 ± 0,02	1,80 ± 0,02	1,86 ± 0,02
3	3,54 ± 0,00	2,99 ± 0,30	3,51 ± 0,02	3,63 ± 0,02
4	0,50 ± 0,01	0,48 ± 0,04	0,55 ± 0,04	0,57 ± 0,04
5	0,99 ± 0,03	1,30 ± 0,00	1,22 ± 0,00	1,27 ± 0,00
6	5,41 ± 0,03	3,99 ± 0,02	5,62 ± 0,02	5,79 ± 0,02

3.2 Resultados pacientes neonatales

Siguiendo con los pacientes neonatales, la forma de presentar los resultados va a ser similar a la ya empleada para los pediátricos. En primer lugar se van a presentar las gráficas de las variables respiratorias de un paciente en uno de los periodos disponibles. Posteriormente se graficarán los ciclos de presión-volumen y volumen-flujo y se pasará a mostrar los resultados de la Potencia Mecánica obtenidos tanto de forma teórica como experimental. Una vez desarrollado este primer paciente se aportarán los resultados del resto de forma más resumida para su posterior discusión.

3.2.1 Paciente 1

Comenzamos, por tanto, analizando detenidamente el primer neonato. La captura del respirador del periodo a analizar se presenta en la figura 3.11.

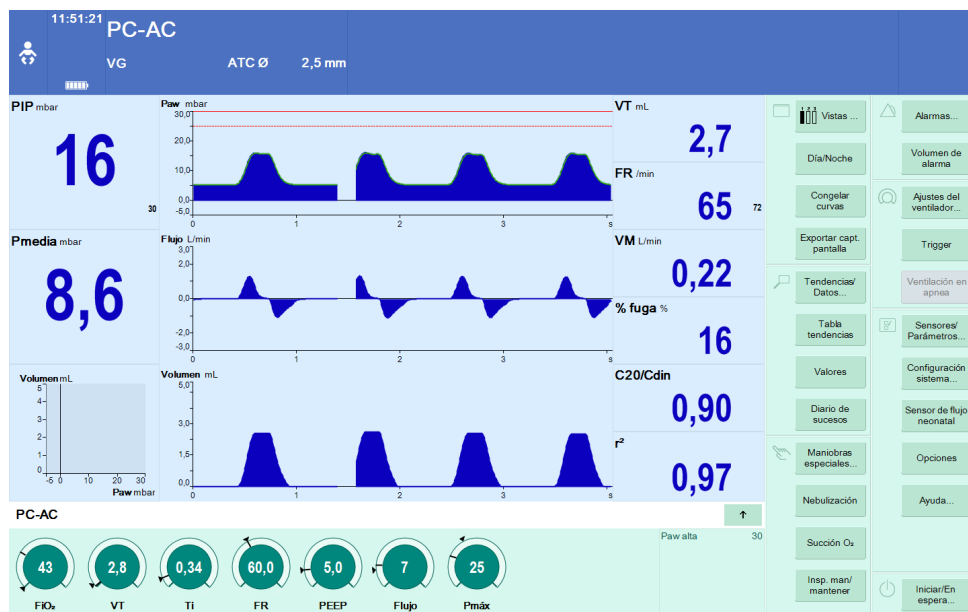


Figura 3.11: Parámetros ventilatorios Paciente 1 en el periodo 1

Parámetros ventilatorios

En la tabla 3.10 se tienen los parámetros necesarios para calcular la PM teórica, estos han sido extraídos de la configuración del respirador.

Tabla 3.10: Parámetros ventilatorios para la PM teórica Paciente 1 neonatal

Parámetro	Valor	Unidades
Frecuencia respiratoria (FR)	65	resp/min
Volumen tidal (V_T)	2,7	mL
Presión de pico (PIP)	16,2	cmH ₂ O
Presión positiva al final de la espiración (PEEP)	5,4	cmH ₂ O
Distensibilidad (C)	0,2	mL/cmH ₂ O
Resistencia (R)	166	cmH ₂ O/L/s

Curvas de presión, volumen y flujo

Tras la obtención gráfica y preprocesado de los datos que previamente se ha explicado en la metodología, se obtienen las siguientes curvas:

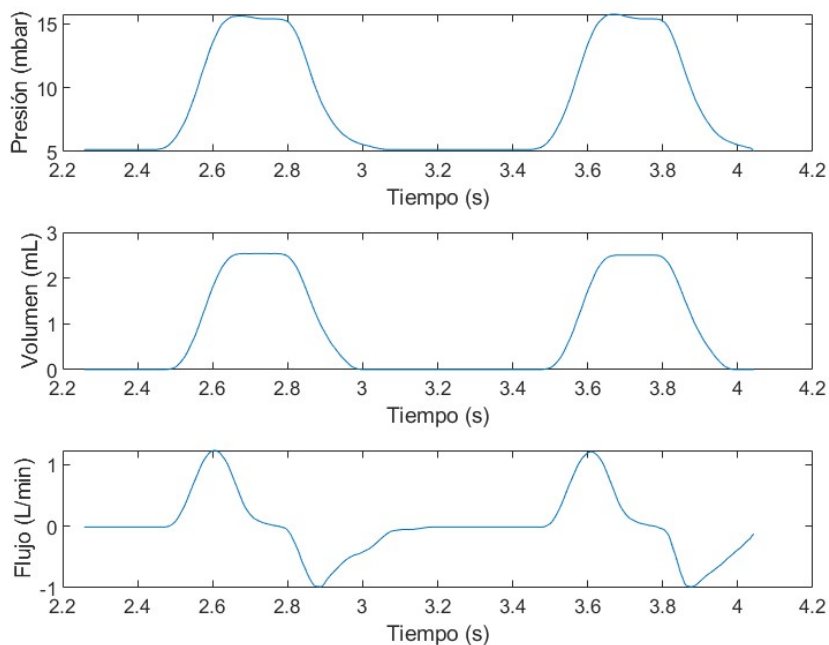


Figura 3.12: Gráficas de presión, volumen y flujo del Paciente 1

En primer lugar, se aprecia que las curvas mostradas en la pantalla del ventilador son muy similares a las que se han procesado y utilizado para los cálculos experimentales, aunque inevitablemente se habrá introducido cierto error por el método de obtención realizado.

Comenzando con la presión, se observa que en las inspiraciones su valor crece hasta alcanzar su valor máximo y se estabiliza hasta llegar a la espiración, donde cae de nuevo hasta el valor de PEEP. Destacar que en la modalidad Presión Control se considera que la presión es constante en la inspiración, y aunque esto es así para la mayor parte de la inspiración, existe un tiempo de rampa que resulta bastante considerable en el cual se está produciendo el incremento de la presión.

Siguiendo con el volumen, vemos que según crece la presión este se va entregando a los pulmones. Por último, en el flujo podemos apreciar de nuevo las inspiraciones y las espiraciones en función del signo que tenga este. Así, en este periodo apreciamos 2 inspiraciones y 1 espiración completas.

Bucles presión-volumen y volumen-flujo

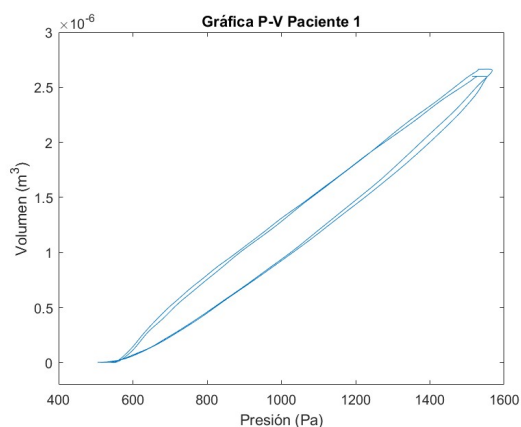


Figura 3.13: Gráfico presión-volumen Paciente 1

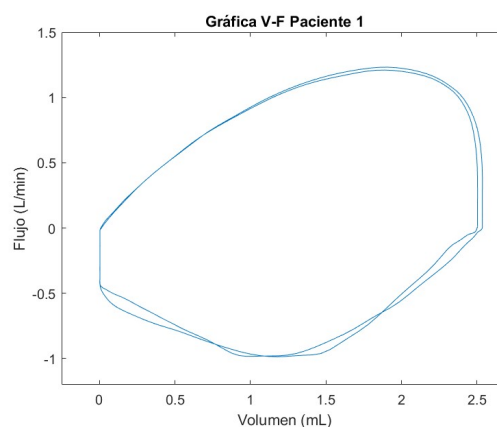


Figura 3.14: Gráfico volumen-flujo Paciente 1

De nuevo, resulta de interés representar ciertas variables respecto a otras para extraer información de la mecánica respiratoria. Comenzando con la figura 3.13, apreciamos que la morfología de este bucle difiere bastante del pediátrico. Se observa un ciclo mucho más estrecho, donde la presión aumenta hasta alcanzar su valor constante prácticamente al mismo tiempo que se alcanza el volumen tidal y una vez terminada la inspiración ocurre el proceso inverso. En la figura 3.14 se ve el ciclo volumen-flujo, este está totalmente cerrado, por lo que no se aprecian fugas.

Potencia mecánica de la inspiración

Comenzando con la estimación teórica de la PM de la inspiración, se tendrán que sustituir los parámetros presentados en la tabla 3.10 en las ecuaciones de Van der Meijden (ecuación 1.6) y Becher (ecuación 1.5). Haciendo esto quedaría:

$$PM_{VdM} = 0,098 \cdot 65 \cdot 0,0027 \cdot \left[5,4 + (16,2 - 5,4) \cdot \left(1 - e^{-\frac{0,34}{\tau}} \right) \right] = 0,2788 \text{ J/min}$$

$$PM_{Becher} = 0,098 \cdot 65 \cdot \left[\left((16,2 - 5,4) + 5,4 \right) \cdot 0,0027 - (16,2 - 5,4)^2 \cdot 0,0002 \cdot \left(0,5 - \frac{\tau}{0,19} + \left(\frac{\tau}{0,19} \right)^2 \cdot \left(1 - e^{-\frac{0,19}{\tau}} \right) \right) \right] = 0,2205 \text{ J/min}$$

Donde:

$$\tau = 166 \cdot 0,0002 = 0,0332 \text{ s}$$

*Notar que el valor de T_{slope} ha sido calculado de forma experimental como se detalla en la Metodología del presente trabajo. Por otro lado, tanto T_{insp} como T_{esp} eran proporcionados por el propio ventilador.

Pasando al cálculo experimental de la Potencia Mecánica en el Paciente 1 neonatal, en primer lugar se escogen los datos de interés y se representa la curva presión-volumen (figura 3.15).

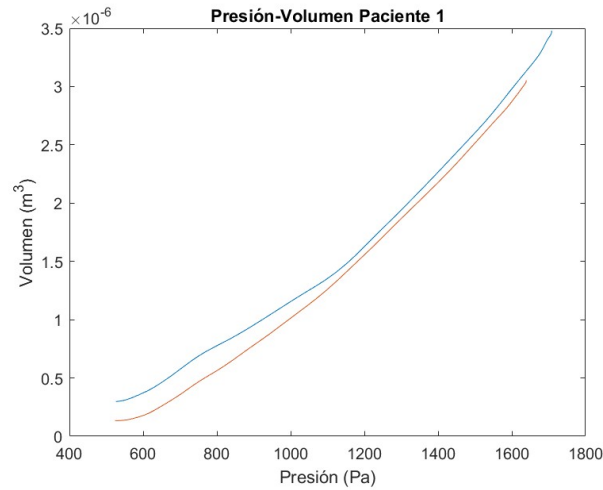


Figura 3.15: Gráfico presión-volumen de las inspiraciones Paciente 1

Una vez hecho esto, se emplea el algoritmo presentado en el ANEXO IV y se obtienen los resultados experimentales:

Tabla 3.11: Trabajo mecánico experimental de las inspiraciones del Paciente 1 en el periodo 1

Inspiración	Trabajo mecánico (J)
1	0,0029
2	0,0028
Media	0,0029
Desviación típica	$2 \cdot 10^{-5}$

Que teniendo en cuenta la frecuencia respiratoria se concluye con un valor de PM:

$$PM = 0,0029 J \times 65 \text{ resp}/\text{min} = 0,1854 J/\text{min}$$

Procediendo de la misma forma con el resto de datos disponibles de este paciente obtenemos:

Tabla 3.12: Potencia Mecánica inspiración del Paciente 1

Periodo	PM Exp. (J/min)	PM Van der Meijden (J/min)	PM Becher (J/min)
1	0,1854	0,2788	0,2205
2	0,2369	0,3870	0,3092
3	0,1927	0,3004	0,2384
4	0,1914	0,3036	0,2399
5	0,2011	0,3129	0,2411
	$0,2015 \pm 0,0206$	$0,3165 \pm 0,0413$	$0,2498 \pm 0,0343$
MSE		0,0132	0,0023

Potencia mecánica de la espiración

Para el cálculo teórico se sustituirán los valores de los parámetros (tabla 3.10) en la ecuación desarrollada para la PM de la espiración (ecuación 2.14):

$$PM_{esp.} = -0,098 \cdot 65 \cdot \left(5,4 \cdot 0,209 + \frac{0,0027^2}{2 \cdot 0,0002} \cdot e^{\frac{-2 \cdot 0,66}{\tau}} \right) = -0,1168 \text{ J/min}$$

Donde τ ha sido definida previamente y T_{esp} formaba parte de la información disponible.

Continuando con la PM experimental, se cogen los datos instantáneos de presión y volumen de las espiraciones y de nuevo se emplea el algoritmo desarrollado (ANEXO IV).

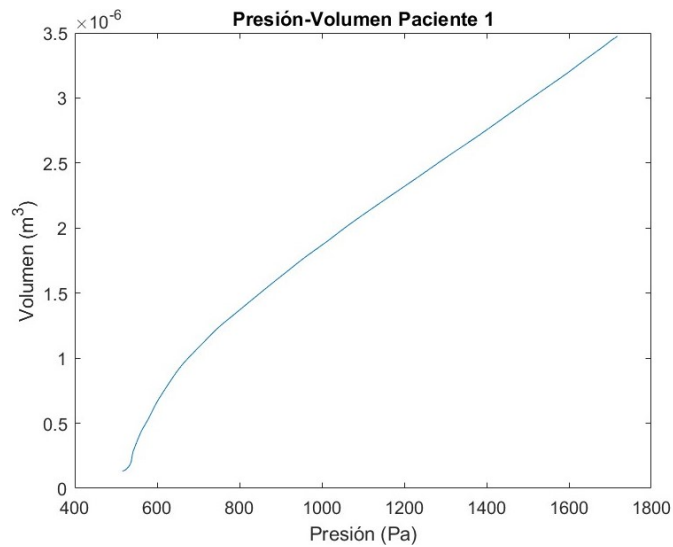


Figura 3.16: Gráfico presión-volumen de las espiraciones Paciente 1

En este caso como solo se contaba con una espiración:

$$PM = -0,00258 \text{ J} \times 65 \text{ resp/min} = -0,1677 \text{ J/min}$$

Trabajando de forma análoga con el resto de periodos:

Tabla 3.13: Potencia Mecánica espiración del Paciente 1

Periodo	PM Experimental (J/min)	PM Teórica (J/min)
1	-0,1677	-0,0930
2	-0,2151	-0,1168
3	-0,1778	-0,0983
4	-0,1668	-0,0982
5	-0,1885	-0,0937
	-0,1832 ± 0,0199	-0,1000 ± 0,0097
MSE		0,0069

Por último, se calcula la Potencia Mecánica efectiva como la suma de las PM de las inspiraciones y de las espiraciones.

Tabla 3.14: Potencia Mecánica efectiva del Paciente 1

Periodo	PM Exp. (J/min)	PM Van der Meijden (J/min)	PM Becher (J/min)
1	0,0177	0,1859	0,1275
2	0,0218	0,2703	0,1924
3	0,0149	0,2021	0,1401
4	0,0246	0,2053	0,1417
5	0,0126	0,2192	0,1474
	$0,0183 \pm 0,0049$	$0,2166 \pm 0,0323$	$0,1498 \pm 0,0249$
MSE		0,0393	0,0173

3.2.2 Paciente 2 y 3

Por último, se adjuntarán los resultados finales obtenidos de los dos pacientes neonatales restantes. De igual manera que se ha hecho en los pediátricos, se incluirán las tablas de resultados, así como gráficos para su posterior discusión.

Potencia mecánica de las inspiraciones

Tabla 3.15: Potencia Mecánica inspiración en pacientes neonatales

Paciente	PM Experimental. (J/min)	PM Van der Meijden (J/min)	PM Becher (J/min)
2	$0,69 \pm 0,02$	$1,21 \pm 0,05$	$0,81 \pm 0,03$
3	$1,97 \pm 0,05$	$2,48 \pm 0,03$	$2,11 \pm 0,03$

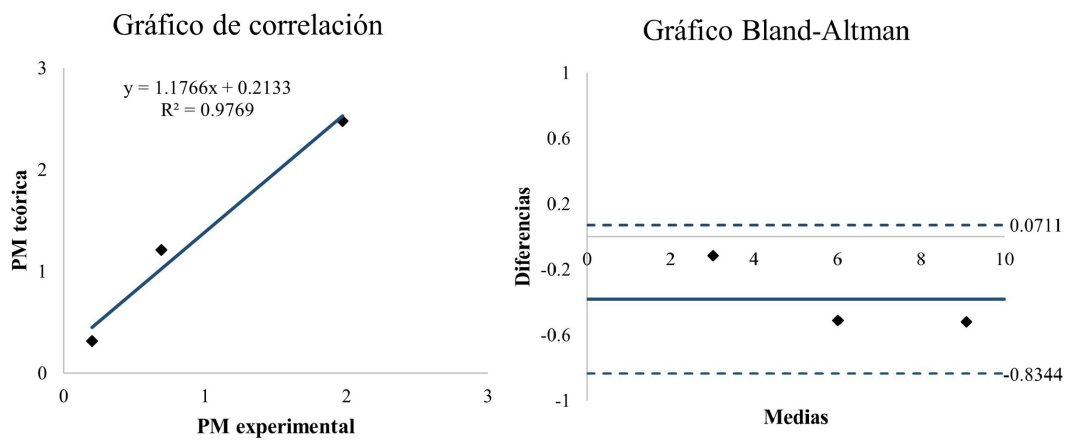


Figura 3.17: Gráfico de correlación y Bland-Altman Van der Meijden

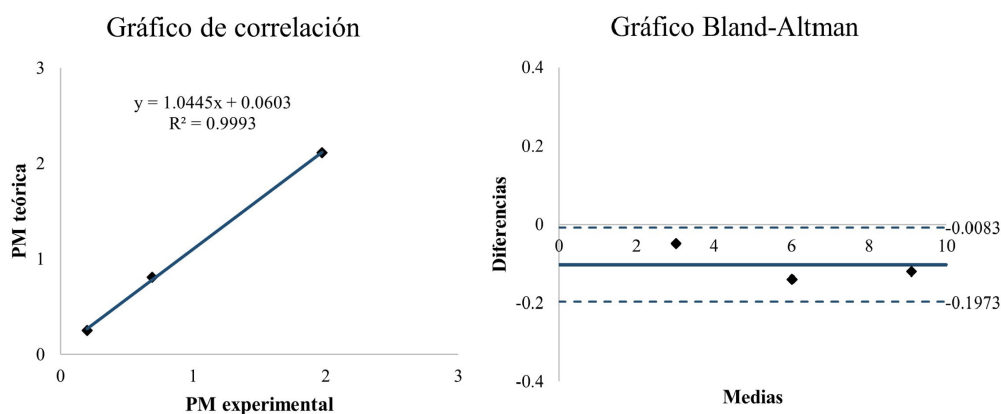


Figura 3.18: Gráfico de correlación y Bland-Altman Becher

Potencia mecánica de las espiraciones

Tabla 3.16: Potencia Mecánica espiración en pacientes neonatales

Paciente	PM Experimental (J/min)	PM Teórica (J/min)
2	$-0,52 \pm 0,02$	$-0,20 \pm 0,01$
3	$-1,00 \pm 0,03$	$-0,53 \pm 0,01$

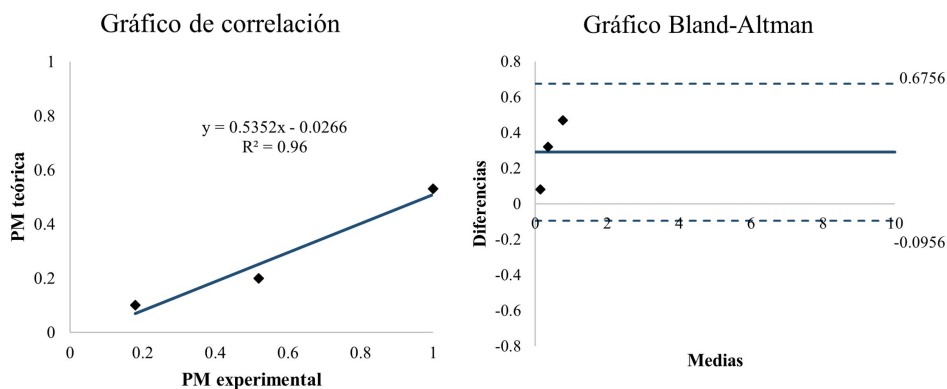


Figura 3.19: Gráfico de correlación y Bland-Altman Ecuación espiración

Potencia mecánica efectiva

Tabla 3.17: Potencia Mecánica efectiva en pacientes neonatales

Paciente	PM Exp. (J/min)	PM Van der Meijden (J/min)	PM Becher (J/min)
2	$0,17 \pm 0,02$	$1,02 \pm 0,04$	$0,61 \pm 0,03$
3	$0,97 \pm 0,06$	$2,09 \pm 0,14$	$1,58 \pm 0,03$

Capítulo 4

Discusión y conclusiones

Una vez se han obtenido los resultados, en este capítulo se va a realizar la discusión de la información más importante que nos proporcionan estos datos. Para comenzar se discutirán los resultados de los pacientes pediátricos y a continuación, los neonatales. Se van a comentar las predicciones que realiza cada ecuación empleada y si esta se parece a los resultados experimentales. En el caso de la ecuación para la PM de la espiración, se justificarán las estimaciones obtenidas en ambos grupos. Más adelante se incluirán las conclusiones a las que se han llegado en el presente trabajo y, por último, las limitaciones que se han ido encontrando a la hora de realizar el estudio, así como las futuras líneas de trabajo en las que se puede seguir investigando.

4.1 Discusión de los resultados

4.1.1 Pacientes pediátricos

Como se ha podido observar en el apartado anterior, se han alcanzado 3 tipos de resultados diferentes. Por un lado, la Potencia Mecánica de la inspiración, más adelante la de la espiración, y con estas dos, la efectiva. Así, esta discusión se centrará en las dos primeras.

Para el cálculo de la PM de la inspiración se han empleado las ecuaciones de Gattinoni y la de Giosa modificada. Como se puede apreciar en las tablas 3.3 y 3.7, los resultados ofrecidos por Gattinoni completa difieren en gran medida de los obtenidos experimentalmente en todos los casos, excepto en el paciente 5. Esta ecuación requiere, además, de los valores de la resistencia de las vías aéreas y de la elastancia (inversa de la distensibilidad), que en ocasiones no se tienen disponibles. Por todo esto, se concluye que esta no es una buena opción a la hora de estimar la potencia mecánica en paciente pediátricos. En la figura 3.7 se aprecia que la correlación no es del todo perfecta y que los errores cometidos son considerables, ya que su intervalo de Bland-Altman es el más amplio de los obtenidos y la diferencia media es considerable.

Por otro lado, su versión simplificada sí que ofrece resultados satisfactorios en todos los casos. Como se puede observar en las tablas ya mencionadas, Gattinoni simplificada es capaz de predecir de una forma mucho más eficiente la PM dada en la inspiración con un menor número de parámetros requeridos para hacer esto mismo. En la mayoría de ocasiones, la PM teórica se queda algo por debajo de los valores obtenidos experimentalmente, pero se puede considerar que los resultados son aceptables. Estos errores pueden deberse a ligeros fallos en el ajuste de la geometría de la curva presión-volumen. En la figura 3.8 se aprecia que, por un lado, la correlación es muy elevada y que por otro, en el gráfico de Bland-Altman se comprueba que el error medio baja considerablemente respecto a la ecuación completa y la amplitud de su intervalo también.

Para terminar con la PM de la inspiración, la ecuación de Giosa modificada ha sido la que mejores estimaciones ha realizado. Esta requiere de los mismos parámetros que Gattinoni simplificada, es decir, no necesita ni la resistencia ni la distensibilidad que pueden ser complicadas de obtener. Como se puede apreciar en la figura 3.9, en el primer gráfico se observa una correlación muy alta y en el Bland-Altman que los errores cometidos son muy bajos, presentando este el intervalo más estrecho de todos y un error medio muy reducido. Esta mejoría respecto a la ecuación simplificada de Gattinoni se debe al redondeo que se ha considerado en el factor de conversión de unidades; con este se reduce la subestimación que se estaba dando hasta ahora.

Respecto a la Potencia Mecánica de la espiración (tablas 3.3 y 3.7), los resultados teóricos, aunque subestiman la PM, también son bastante buenos. Esto mismo se puede apreciar en la figura 3.10, donde se observa una adecuada correlación de los datos teóricos y experimentales. En referencia al gráfico Bland-Altman, se puede notar un intervalo de diferencias bastante estrecho, destacando las subestimaciones que se dan en algunos casos.

Recapitulando con la deducción de la ecuación de la espiración, se toma que el volumen y el flujo evolucionan como ya se ha mostrado en la figura 2.3; comparando con más detalle estas curvas con las experimentales que se dan en el Paciente 1 (figura 4.1), se aprecia una morfología muy similar en ambas variables.

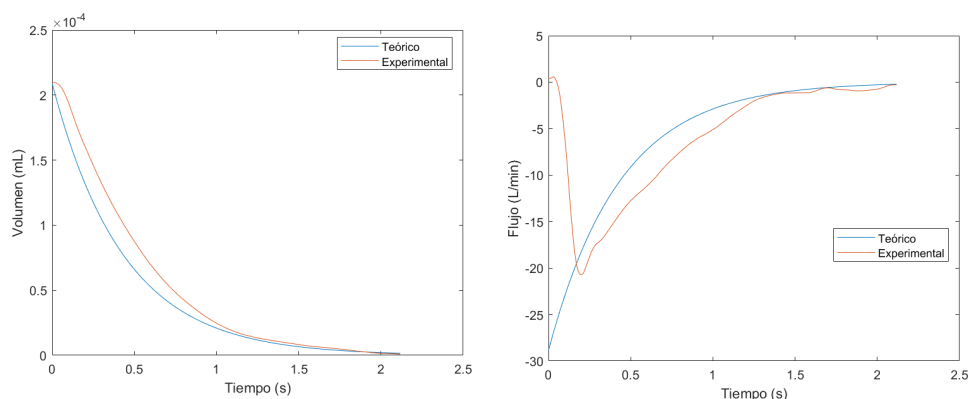


Figura 4.1: Curvas teóricas y experimentales del volumen y flujo en la espiración Paciente 1 pediátrico

En el caso en el que peores resultados se han obtenido, el Paciente 4, se pueden apreciar las diferencias más acentuadas entre ambas curvas en la figura 4.1, pues se observa que el volumen baja más lentamente de lo esperado.

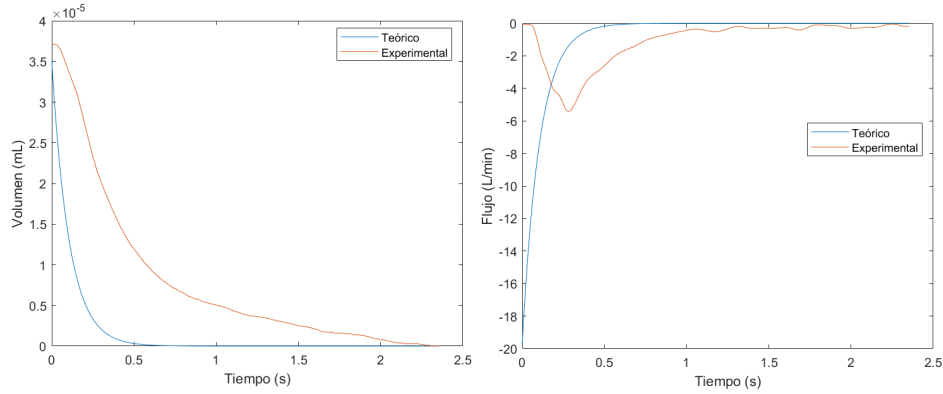


Figura 4.2: Curvas teóricas y experimentales del volumen y flujo en la espiración Paciente 4 pediátrico

A pesar de estos ligeros errores, se concluye que esta expresión es una buena aproximación a la hora de estimar la PM de la espiración en el paciente pediátrico en volumen control.

4.1.2 *Pacientes neonatales*

Continuando con la discusión de los resultados de los paciente neonatales, la PM de la inspiración se ha estimado con Van der Meijden y Becher (tablas 3.12 y 3.15). Con la primera ecuación se obtienen errores considerables en todos los casos. Esto se ve reflejado en la figura 3.17, donde se observa que las diferencias medias son bastante elevadas. Esto se debe a que Van der Meijden considera que la presión de la inspiración es constante y de valor PIP, cosa que en la figura 3.12 podemos observar que no es así; a pesar de que eventualmente se estabiliza en esta presión máxima, la variación de volumen que se da a esas presiones es muy baja. Así, como podemos observar en la figura 3.15, la curva presión-volumen difiere de la subida instantánea que Van der Meijden asume que se da (figura 1.9).

Becher debería ofrecer mejores resultados, ya que sí que tiene en cuenta que el aumento de la presión en la inspiración no es inmediato, sino que requiere de un tiempo que denomina T_{slope} , en el cual la presión aumenta hasta alcanzar el PIP. En las tablas de resultados mencionadas observamos que, efectivamente, las estimaciones son bastante mejores con esta ecuación porque se tiene en cuenta este cambio gradual. En su gráfico Bland-Altman (figura 3.18) se aprecia la reducción de las diferencias medias.

Por último, la estimación de la PM de la espiración no da muy buenas predicciones en el caso de los neonatos (tablas 3.13 y 3.16). Los errores que se dan a la hora de estimar esta PM pueden deberse a que en este tipo de pacientes la evolución del volumen y el flujo durante la espiración toma una morfología diferente a la que se consideraba para la deducción de la ecuación propia (figuras 4.3 y 4.4).

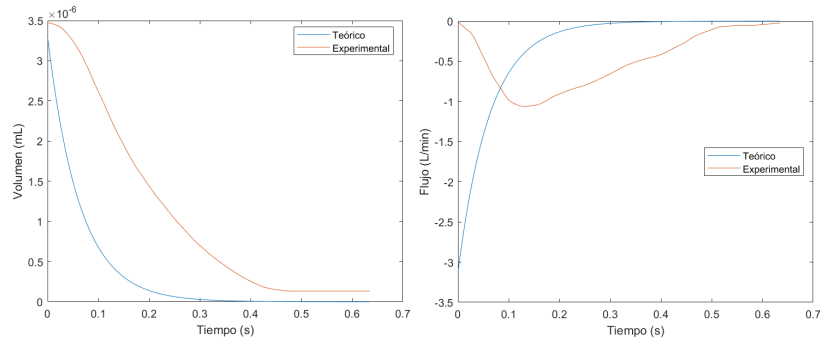


Figura 4.3: Curvas teóricas y experimentales del volumen y flujo en la espiración Paciente 1 neonatal

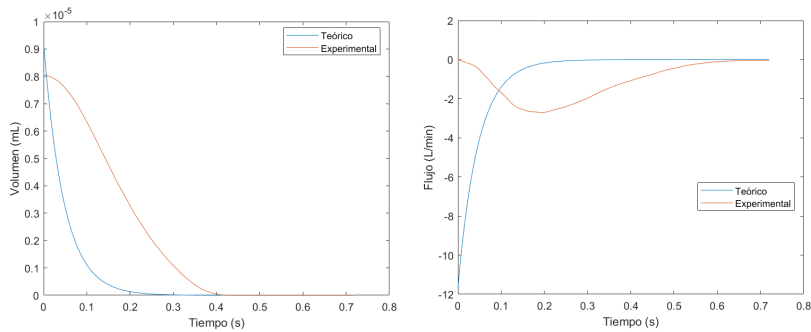


Figura 4.4: Curvas teóricas y experimentales del volumen y flujo en la espiración Paciente 2 neonatal

Cabe recordar que la forma de obtener los datos en los pacientes neonatales ha sido aproximada, a partir de capturas de pantalla del ventilador, por lo que esto también puede explicar parte del error cometido a la hora de estimar tanto la PM experimental de la inspiración como de la espiración. Por tanto.

Para probar que la ecuación que hemos desarrollado para estimar la PM en espiración se puede utilizar en la modalidad presión control, se han comprobado las curvas teóricas y experimentales (figura 4.5) de los datos de un pulmón artificial ventilado en dicha modalidad, el cual presentaba un tiempo de rampa de la presión prácticamente despreciable. Se puede notar que las curvas se ajustan adecuadamente, por lo que sí sería válido el uso de esta ecuación en presión control cuando el T_{slope} es muy pequeño.

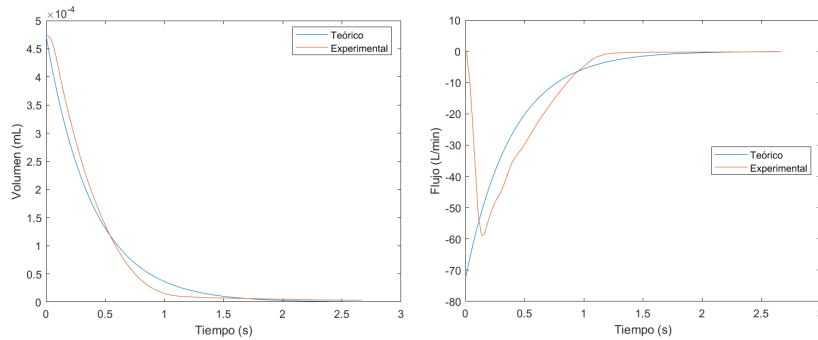


Figura 4.5: Curvas teóricas y experimentales del volumen y flujo en la espiración Pulmón artificial en presión control

En definitiva, la ecuación desarrollada en este trabajo para la PM en la espiración no se ajusta bien a los datos experimentales de los pacientes neonatales en presión control, pero sí se ajusta para pacientes adultos ventilados en presión control que no presentan un tiempo de rampa en la presión considerable. Sin embargo, creemos que el desajuste se debe principalmente a la forma en la que se han extraído los datos en este grupo de pacientes.

Los errores cometidos en la estimación de la Potencia Mecánica en la espiración hacen que la PM efectiva teórica obtenida (tabla 3.17) de los pacientes neonatales no sea satisfactoria en ninguno de los casos.

4.2 Conclusiones

Tras realizar el presente Trabajo de Fin de Grado se puede concluir que los objetivos planteados al comienzo del mismo han sido completados satisfactoriamente. Así, se han podido extraer una serie de conclusiones. En primer lugar, se ha comprobado la adecuación de diferentes ecuaciones para la estimación de la Potencia Mecánica en la inspiración en las dos modalidades de ventilación mecánica, tanto en pacientes pediátricos como neonatales. En este proceso se ha concluido que en modalidad volumen control, la fórmula de Giosa modificada en este mismo trabajo es la que arroja los mejores resultados en niños, mientras que Becher consigue lo mismo en presión control para los pacientes neonatos.

Por otro lado, se ha propuesto considerar únicamente el efecto de la PM efectiva como posible biomarcador de la VILI, habiendo tenido que deducir una ecuación para la estimación de la PM correspondiente a la espiración, cosa que no había sido desarrollada por otros autores previamente. El poder predictivo de esta ecuación resulta bastante bueno en pacientes pediátricos en VC, pero no tanto para los neonatales en PC, donde se requiere un mayor estudio para tener en cuenta las diferencias que se dan en la evolución de sus variables. Aún así, se ha podido comprobar que en el caso de no presentar prácticamente T_{slope} en la presión, esta ecuación puede arrojar buenos resultados en la modalidad PC.

4.3 Limitaciones y futuras líneas de trabajo

A lo largo de la realización de este TFG se han presentado algunas limitaciones que deben ser mencionadas para tener en cuenta para futuros estudios, así como líneas de trabajo que se pueden desarrollar en este ámbito que escapaban a los objetivos previamente expuestos que se pretendían alcanzar.

Por un lado, en este estudio se ha contado con una muestra reducida de pacientes, por lo que se requiere analizar con un mayor número de casos si las conclusiones alcanzadas se confirman con una mayor base de datos, tanto en el caso de los pacientes pediátricos como en los neonatales. En este último grupo, ha existido la limitación adicional respecto a la forma de obtención de los datos. Como ya se ha explicado, esta se ha hecho de forma gráfica, lo que puede incluir un sesgo a tener en cuenta. Así, resulta de especial interés recrear este estudio con datos instantáneos de estos pacientes para corroborar los resultados obtenidos.

Como ya se ha avanzado en las conclusiones, se ha de desarrollar una ecuación capaz de estimar la Potencia Mecánica de la espiración que funcione adecuadamente en los neonatos y de nuevo, comprobar con más pacientes pediátricos que la empleada en este trabajo aporta unos resultados apropiados en una muestra representativa.

Una vez se hayan realizado los estudios correspondientes para terminar de validar las ecuaciones ya comentadas, se debería estudiar de forma más exhaustiva si existen umbrales de Potencia Mecánica efectiva, a partir de los cuales aumenta el riesgo de desarrollar VILI. Para ello, teniendo en cuenta las diferencias que se pueden dar entre pacientes de un mismo grupo de edades, se podrían establecer valores umbrales que relacionaran dicho valor de PM con un peso, género o edad determinados.

Parte II

Presupuesto

Capítulo 5

Presupuestos

5.1 Introducción

En este último capítulo del Trabajo de Fin de Grado se pasa a exponer el estudio económico realizado para este proyecto. El presupuesto se ha hecho mediante la herramienta Arquímedes de *CYPE*[®]. A continuación, se comentan las consideraciones que se han tenido en cuenta a la hora de desarrollar dicho presupuesto.

En primer lugar, se han intentado definir de la forma más realista posible las etapas de desarrollo del trabajo y los recursos empleados en cada una de ellas. Así, en primer lugar se ha tenido en cuenta que el TFG debe contabilizar 12 créditos, lo que equivale a unas 300 horas de trabajo para el ingeniero biomédico junior. Además, se ha considerado la mano de obra de la tutora y cotutor como ingenieros superiores en su labor a la hora de plantear y guiar el proyecto de investigación en el que se basa este trabajo. Por otro lado, se han listado las licencias requeridas en cada caso así como la maquinaria para desarrollar el presente proyecto.

Finalmente, se ha calculado el presupuesto de ejecución material a partir de los presupuestos parciales. A este se le aplicado una tasa de interés general del 16 % y un beneficio industrial del 7%. En último lugar, se le aplica el impuesto sobre el valor añadido (IVA) que corresponde al 21 %, para obtener el presupuesto de ejecución por contrata.

5.2 Cuadro de precios de mano de obra

Cuadro de mano de obra

Núm.	Código	Denominación de la mano de obra	Precio	Horas	Total
1	MO.IS2	Ingeniero Superior 2	31,00	6,00 h	186,00
2	MO.IS	Ingeniero Superior	31,00	22,00 h	682,00
3	MO.IBJ	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	300,00 h	4.500,00
				Total mano de obra:	5.368,00

5.3 Cuadro de precios de mano de materiales

Cuadro de materiales

Núm.	Código	Denominación del material	Precio	Cantidad	Total
1	MAT.LMatlab	Licencia MATLAB Estándar	24,00	101,50 h	2.436,00
2	MAT.LO365	Licencia de Office 365	0,90	185,50 h	167,00
3	MAT.LW11	Licencia Windows 11	0,90	264,00 h	237,60
				Total materiales:	2.840,60

5.4 Cuadro de precios de mano de maquinaria

Cuadro de maquinaria

Núm.	Código	Denominación de la maquinaria	Precio	Cantidad	Total
1	MAQ.PC	Portátil	1,46	264,00 h	385,44
				Total maquinaria:	385,44

5.5 Presupuestos parciales

Presupuesto parcial nº 01 Definición del proyecto

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
01.01	U	Reunión inicial con la tutora del TFG			
			Total u :	1,00	92,00
01.02	U	Reunión para definir los objetivos del proyecto			
			Total u :	3,00	77,00
01.03	U	Reunión planificación actividades a realizar			
			Total u :	12,00	53,75
				Total Presupuesto parcial nº 01 Definición del proyecto :	968,00

Presupuesto parcial nº 02 Investigación del estado del arte

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
02.01	H	Investigación del estado del arte			
			Total h :	30,00	18,26
02.02	H	Deducción ecuación espiración			
			Total h :	10,00	31,68
				Total Presupuesto parcial nº 02 Investigación del estado del arte :	864,60

Presupuesto parcial nº 03 Recopilación y tratamiento de datos

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
03.01	U	Traspaso de datos entre hospital y grupo investigador			
			Total u :	1,00	17,36
					17,36
03.02	H	Preprocesado de los datos			
			Total h :	14,00	42,26
					591,64
Total Presupuesto parcial nº 03 Recopilación y tratamiento de datos :					609,00

Presupuesto parcial nº 04 Desarrollo del código

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
04.01	H	Automatización resultados			
			Total h :	50,00	41,36
					2.068,00
04.02	H	Obtención de gráficos			
			Total h :	10,00	35,59
					355,90
Total Presupuesto parcial nº 04 Desarrollo del código :					2.423,90

Presupuesto parcial nº 05 Ejecución de los datos de los pacientes

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
05.01	H	Obtención resultados			
			Total h :	30,00	41,81
					1.254,30
05.02	H	Interpretación de los resultados			
			Total h :	16,00	18,26
					292,16
Total Presupuesto parcial nº 05 Ejecución de los datos de los pacientes :					1.546,46

Presupuesto parcial nº 06 Redacción y defensa del TFG

Nº	Ud	Descripción	Medición	Precio	Importe
06.01	H	Redacción de los documentos			
			Total h :	80,00	18,26
					1.460,80
06.02	H	Preparación de la exposición			
			Total h :	28,00	25,76
					721,28
Total Presupuesto parcial nº 06 Redacción y defensa del TFG :					2.182,08

5.6 Cuadro de precios unitarios

Nº	Designación	Importe	
		En cifra (Euros)	En letra (Euros)
	1 Definición del proyecto		
1.1	u Reunión inicial con la tutora del TFG	92,00	NOVENTA Y DOS EUROS
1.2	u Reunión para definir los objetivos del proyecto	77,00	SETENTA Y SIETE EUROS
1.3	u Reunión planificación actividades a realizar	53,75	CINCUNTA Y TRES EUROS CON SETENTA Y CINCO CÉNTIMOS
	2 Investigación del estado del arte		
2.1	h Investigación del estado del arte	18,26	DIECIOCHO EUROS CON VEINTISEIS CÉNTIMOS
2.2	h Deducción ecuación espiración	31,68	TREINTA Y UN EUROS CON SESENTA Y OCHO CÉNTIMOS
	3 Recopilación y tratamiento de datos		
3.1	u Traspaso de datos entre hospital y grupo investigador	17,36	DIECISIETE EUROS CON TREINTA Y SEIS CÉNTIMOS
3.2	h Preprocesado de los datos	42,26	CUARENTA Y DOS EUROS CON VEINTISEIS CÉNTIMOS
	4 Desarrollo del código		
4.1	h Automatización resultados	41,36	CUARENTA Y UN EUROS CON TREINTA Y SEIS CÉNTIMOS
4.2	h Obtención de gráficos	35,59	TREINTA Y CINCO EUROS CON CINCUENTA Y NUEVE CÉNTIMOS
	5 Ejecución de los datos de los pacientes		
5.1	h Obtención resultados	41,81	CUARENTA Y UN EUROS CON OCHENTA Y UN CÉNTIMOS
5.2	h Interpretación de los resultados	18,26	DIECIOCHO EUROS CON VEINTISEIS CÉNTIMOS
	6 Redacción y defensa del TFG		
6.1	h Redacción de los documentos	18,26	DIECIOCHO EUROS CON VEINTISEIS CÉNTIMOS
6.2	h Preparación de la exposición	25,76	VEINTICINCO EUROS CON SETENTA Y SEIS CÉNTIMOS

5.7 Cuadro de precios descompuestos

Nº	Código	Ud	Descripción		Total
1 Definición del proyecto					
1.1	01.01	u	Reunión inicial con la tutora del TFG		
	MO.IS	2,00 h	Ingeniero Superior	31,00	62,00
	MO.IBJ	2,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	30,00
			Precio total por u		92,00
1.2	01.02	u	Reunión para definir los objetivos del proyecto		
	MO.IS	1,00 h	Ingeniero Superior	31,00	31,00
	MO.IS2	1,00 h	Ingeniero Superior 2	31,00	31,00
	MO.IBJ	1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00
			Precio total por u		77,00
1.3	01.03	u	Reunión planificación actividades a realizar		
	MO.IS	1,00 h	Ingeniero Superior	31,00	31,00
	MO.IS2	0,25 h	Ingeniero Superior 2	31,00	7,75
	MO.IBJ	1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00
			Precio total por u		53,75
2 Investigación del estado del arte					
2.1	02.01	h	Investigación del estado del arte		
	MO.IBJ	1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00
	MAQ.PC	1,00 h	Portátil	1,46	1,46
	MAT.LO365	1,00 h	Licencia de Office 365	0,90	0,90
	MAT.LW11	1,00 h	Licencia Windows 11	0,90	0,90
			Precio total por h		18,26
2.2	02.02	h	Deducción ecuación espiración		
	MO.IBJ	1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00
	MO.IS	0,50 h	Ingeniero Superior	31,00	15,50
	MAQ.PC	0,50 h	Portátil	1,46	0,73
	MAT.LW11	0,50 h	Licencia Windows 11	0,90	0,45
			Precio total por h		31,68
3 Recopilación y tratamiento de datos					
3.1	03.01	u	Traspaso de datos entre hospital y grupo investigador		
	MO.IBJ	1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00
	MAQ.PC	1,00 h	Portátil	1,46	1,46
	MAT.LW11	1,00 h	Licencia Windows 11	0,90	0,90
			Precio total por u		17,36
3.2	03.02	h	Preprocesado de los datos		
	MO.IBJ	1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00
	MAT.LW11	1,00 h	Licencia Windows 11	0,90	0,90
	MAT.LO365	1,00 h	Licencia de Office 365	0,90	0,90
	MAQ.PC	1,00 h	Portátil	1,46	1,46
	MAT.LMatlab	1,00 h	Licencia MATLAB Estándar	24,00	24,00
			Precio total por h		42,26

4 Desarrollo del código

4.1 04.01	h	Automatización resultados			
MO.IBJ	1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00	
MAT.LMatlab	1,00 h	Licencia MATLAB Estándar	24,00	24,00	
MAQ.PC	1,00 h	Portátil	1,46	1,46	
MAT.LW11	1,00 h	Licencia Windows 11	0,90	0,90	
		Precio total por h		41,36	

4.2 04.02	h	Obtención de gráficos			
MO.IBJ	1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00	
MAQ.PC	1,00 h	Portátil	1,46	1,46	
MAT.LMatlab	0,75 h	Licencia MATLAB Estándar	24,00	18,00	
MAT.LW11	1,00 h	Licencia Windows 11	0,90	0,90	
MAT.LO365	0,25 h	Licencia de Office 365	0,90	0,23	
		Precio total por h		35,59	

5 Ejecución de los datos de los pacientes

5.1 05.01	h	Obtención resultados			
MAT.LMatlab	1,00 h	Licencia MATLAB Estándar	24,00	24,00	
MAT.LW11	1,00 h	Licencia Windows 11	0,90	0,90	
MO.IBJ	1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00	
MAQ.PC	1,00 h	Portátil	1,46	1,46	
MAT.LO365	0,50 h	Licencia de Office 365	0,90	0,45	
		Precio total por h		41,81	

5.2 05.02	h	Interpretación de los resultados			
MO.IBJ	1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00	
MAQ.PC	1,00 h	Portátil	1,46	1,46	
MAT.LW11	1,00 h	Licencia Windows 11	0,90	0,90	
MAT.LO365	1,00 h	Licencia de Office 365	0,90	0,90	
		Precio total por h		18,26	

6 Redacción y defensa del TFG

6.1 06.01	h	Redacción de los documentos			
MO.IBJ	1,00 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	15,00	
MAQ.PC	1,00 h	Portátil	1,46	1,46	
MAT.LW11	1,00 h	Licencia Windows 11	0,90	0,90	
MAT.LO365	1,00 h	Licencia de Office 365	0,90	0,90	
		Precio total por h		18,26	

6.2 06.02	h	Preparación de la exposición			
MO.IBJ	1,50 h	Ingeniero Biomédico Junior	15,00	22,50	
MAQ.PC	1,00 h	Portátil	1,46	1,46	
MAT.LO365	1,00 h	Licencia de Office 365	0,90	0,90	
MAT.LW11	1,00 h	Licencia Windows 11	0,90	0,90	
		Precio total por h		25,76	

5.8 Presupuesto total

Capítulo	Importe
1 Definición del proyecto	968,00
2 Investigación del estado del arte	864,60
3 Recopilación y tratamiento de datos	609,00
4 Desarrollo del código	2.423,90
5 Ejecución de los datos de los pacientes	1.546,46
6 Redacción y defensa del TFG	2.182,08
Presupuesto de ejecución material	8.594,04
16% de gastos generales	1.375,05
7% de beneficio industrial	601,58
Suma	10.570,67
21% IVA	2.219,84
Presupuesto de ejecución por contrata	12.790,51

Asciende el presupuesto de ejecución por contrata a la expresada cantidad de DOCE MIL SETECIENTOS NOVENTA EUROS CON CINCUENTA Y UN CÉNTIMOS.

Parte III

Anexos

ANEXO I

```
% Sacamos por pantalla una lista de los datos disponibles, aquellos
% archivos que se llamen "Parametros":
lista = ls('*Parametros*');
lista = cellstr(lista);

% Obtiene solo la hora de cada .txt como un array de celdas:
pattern = '^([0-9]{2}_){2}([0-9]{2})'; % Esto busca ' 2 num_2 num_2 num '
Example = regexp(lista, pattern, 'match');
Example = cat(1, Example{:})

% Extraemos los parámetros escogidos, escogemos con qué datos trabajar:
number = 1;
paciente = 1;

% Leemos los archivos .txt con los parámetros para la PM teórica:
filename = [Example{number} '_Parametros.txt']
fid = fopen(filename);
A = textscan(fid, '%s%s%s%s', 'Delimiter', {'\t'}, 'Headerlines', 8);

% Pasamos a extraer los datos:
targets = {'PIP', 'PEEP', 'Pplateau', 'VT', 'FR'};
idx = [];
for elem = 1:length(targets)

    str_logical = strcmp(A{1}, targets(elem));
    rows = find(str_logical);
    idx = [idx rows(1)];
end

var = A{1}(idx); value = A{3}(idx); unit = A{4}(idx);
values = str2double(value);

% Variable donde field(1): nombre, (2): valor, (3): magnitud
fields = [var, value, unit];

% Limpiamos el workspace:
clearvars -except number Example values paciente

% Aplicamos la ecuación de Gattinoni completa:
PM_teorica_G_completa = 0.098*values(5)*((values(4)^2)*(0.5*(1/C) +
values(5)*((1+values(6))/(60*values(6))))*R)+values(4)*values(2))

% Aplicamos la ecuación de Gattinoni simplificada:
PM_G = 0.098*values(5)*values(4)*(values(1)-0.5*(values(3)-values(2)))

% Aplicamos la ecuación de Giosa:
PM_giosa = (values(4)*values(5))*(values(1)+values(2)+values(1)-values(3))/20

% Calculamos la PM de la espiración teórica:
tau = R*C;
PM_esp = -0.098*values(5)*(values(2)*values(4)+(((values(4)^2))/(2*C))*(exp((-
2*(Tesp)/tau))))
```

ANEXO II

```
% Sacamos por pantalla una lista de los datos disponibles, aquellos
% archivos que se llamen "Parametros":
lista = ls('*Parametros*');
lista = cellstr(lista);

% Obtiene solo la hora de cada .txt como un array de celdas:
pattern = '^([0-9]{2}){2}([0-9]{2})'; % Esto busca ' 2 num_2 num_2 num '
Example = regexp(lista, pattern, 'match');
Example = cat(1, Example{:})

% Extraemos los parámetros escogidos, escogemos con qué datos trabajar:
number = 1;
paciente = 1;

% Leemos los archivos .txt con los parámetros para la PM teórica:
filename = [Example{number} '_Parametros.txt']
fid = fopen(filename);
A = textscan(fid, '%s%s%s%s', 'Delimiter', {'\t'}, 'Headerlines', 8);

% Pasamos a extraer los datos:
targets = {'PIP', 'PEEP', 'VT', 'FR', 'Ti', 'Te', 'Cdin', 'R'};
idx = [];
for elem = 1:length(targets)
    str_logical = strcmp(A{1},targets(elem));
    rows = find(str_logical);
    idx = [idx rows(1)];
end
var = A{1}(idx); value = A{3}(idx); unit = A{4}(idx);
values = str2double(value);

% Variable donde field(1): nombre, (2): valor, (3): magnitud
fields = [var,value,unit];

% Pasamos a las unidades de interés:
values(1) = values(1)*1.0197; % cmH2O
values(2) = values(2)*1.0197; % cmH2O
values(3) = values(3)*10^-3; % L
values(7) = (values(7)*10^-3)/1.0197; % L/cmH2O
values(8) = values(8)*1.0197; % cmH2O

% Limpiamos el workspace:
clearvars -except number Example values paciente

% Aplicamos la ecuación de Vander Meijden:
tau = values(7)*values(8);

PM_VdM = 0.098*values(4)*values(3)*(values(2) + (values(1) - values(2))*(1 -
exp((-values(5))/tau)))

% Para calcular la PM con Becher necesitamos el valor del tiempo de
% pendiente. Lo obtenemos experimentalmente:
data.name = Example{number};
data.Parray = readmatrix([data.name '_P.csv']); % mbar
```

```

figure
plot(data.Parray(:,1),data.Parray(:,2))
xlabel('Tiempo (s)'),ylabel('Presión (mbar)')

% Calculamos el tiempo de pendiente de forma aproximada:
[A,B] = ginput(2);
tslope = A(2)-A(1);

% Aplicamos la ecuación de Becher:
MP_becher = 0.098*values(4)*(values(1)*values(3) - (values(1) -
values(2))^2*values(7)*(0.5 - (tau/tslope) + (tau/tslope)^2*(1-exp(-
tslope/tau))))

% Calculamos la PM de la espiración teórica:
PM_esp = -
0.098*values(4)*(values(2)*values(3)+(((values(3)^2))/(2*values(7)))*(exp((-
2*(values(6))/tau))))

```

ANEXO III

```
% Leemos los datos
datos = readmatrix([Example{number} '_datos']);

data.presion = datos(2:end,3); % cmH2O
data.volumen = datos(2:end,5); % ml
data.flujo = datos(2:end,4); % L/min

% Aislamos las inspiraciones
inspiraciones = (data.flujo > 0);
presion_insp = data.presion(find (inspiraciones == 1));
volumen_insp = data.volumen(find (inspiraciones == 1));
flujo_insp = data.flujo(find (inspiraciones == 1));

espiraciones = (data.flujo <= 0);
presion_esp = data.presion(find (espiraciones == 1));
volumen_esp = data.volumen(find (espiraciones == 1));
flujo_esp = data.flujo(find (espiraciones == 1));

% Pasamos a determinar los intervalos de las inspiraciones:
xx = inspiraciones - [inspiraciones(2:end); inspiraciones(end)];
pos_duracion = 1;
pos_ini = 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;
        intervalos_insp(pos_duracion,:) = [pos_ini pos_fin];
        pos_duracion = pos_duracion + 1;
    end
end
end

% Eliminamos aquellas inspiraciones que duren poco (datos erróneos):
borrar_insp = find(duracion < 20);
duracion(borrar_insp) = [];
intervalos_insp(borrar_insp,:) = [];

% Pasamos a determinar los intervalos de las espiraciones:
xx_esp = espiraciones - [espiraciones(2:end); espiraciones(end)];
pos_duracion_esp = 1;
pos_ini_esp = 1;
duracion_esp = 0;
intervalos_esp = [0 0];
```

```
for i = 1:length(xx_esp)
    if(xx_esp(i) == -1)
        pos_ini_esp = i;
    else if(xx_esp(i) == 1)
        pos_fin_esp = i;
        duracion_esp(pos_duracion_esp) = pos_fin_esp - pos_ini_esp;
        intervalos_esp(pos_duracion_esp,:) = [pos_ini_esp pos_fin_esp];
        pos_duracion_esp = pos_duracion_esp + 1;
    end
end
end
```

```
% Eliminamos aquellas espiraciones que duren poco (datos erróneos):
borrar_esp = find(duracion_esp < 50);
duracion_esp(borrar_esp) = [];
intervalos_esp(borrar_esp,:) = [];
```

ANEXO IV

```
% Calculamos la PM experimental de la inspiración:
pm_pvloop = 0;
for j = 1:length(intervalos_insp)
    presion = data.presion(intervalos_insp(j,1):intervalos_insp(j,2));
    volumen = data.volumen(intervalos_insp(j,1):intervalos_insp(j,2));

    volumen = volumen*10^-6; % Lo pasamos a m^3
    presion = presion * 98.0638; % Lo pasamos a pascales

    plot(volumen,presion)
    hold on
    pm_pvloop(j) = trapz(volumen,presion);
end
hold off
xlabel("Volumen (m^3)")
ylabel("Presión (Pa)")
title("Presión-Volumen Pediátrico")
mean_pm_pvloop = mean(pm_pvloop);
PM_experimental = mean_pm_pvloop*values(5)

% Calculamos la PM experimental de la espiración:
for j = 1:length(intervalos_esp)
    presion = data.presion(intervalos_esp(j,1):intervalos_esp(j,2));
    volumen = data.volumen(intervalos_esp(j,1):intervalos_esp(j,2));

    volumen = volumen*10^-6; % m^3
    presion = presion * 98.0638; % Lo pasamos a pascales

    plot(volumen,presion)
    hold on
    pm_pvloop_esp(j) = trapz(volumen,presion);
end
hold off
xlabel("Volumen (m^3)")
ylabel("Presión (Pa)")
title("Presión-Volumen Pediátrico")
mean_pm_pvloop_esp = mean(pm_pvloop_esp);
desviacion_pm_pvloop_esp = std(pm_pvloop_esp);
PM_experimental_esp = mean_pm_pvloop_esp*values(5)
```

ANEXO V

```
% Interpolamos los datos:
step = 0.005; % Periodo
n = (3 + step)/step; % Número de puntos
ventana = linspace(min(window),max(window),n);

P_spaced = spline(data.Parray(:,1),data.Parray(:,2),ventana);
V_spaced = spline(data.Varray(:,1),data.Varray(:,2),ventana);
F_spaced = spline(data.Farray(:,1),data.Farray(:,2),ventana);

% Suavizamos los datos:
P_spaced = smooth(P_spaced,15);
F_spaced = smooth(F_spaced,15);
V_spaced = smooth(V_spaced,15);
```


Bibliografía

- Alapont, V Modesto I, M Aguar Carrascosa y A Medina Villanueva (2019). “Stress, strain and mechanical power: Is material science the answer to prevent ventilator induced lung injury?” En: *Medicina intensiva* 43.3, págs. 165-175 (vid. págs. 3, 12).
- Asenjo, Carlos A y Ricardo A Pinto (2017). “Características anatómo-funcional del aparato respiratorio durante la infancia”. En: *Revista Médica Clínica Las Condes* 28.1, págs. 7-19 (vid. págs. 5-7).
- Becher, Tobias et al. (2019). “Calculation of mechanical power for pressure-controlled ventilation”. En: *Intensive Care Medicine* 45, págs. 1321-1323 (vid. págs. 14-16).
- Borge, María José Noriega (2011). *Fisiología humana* (vid. pág. 9).
- Cannizzaro, Claudia M y Miguel A Paladino (2011). “Fisiología y fisiopatología de la adaptación neonatal”. En: *Anestesia Analgesia Reanimación* 24.2, págs. 59-74 (vid. págs. 5-7).
- Cid, J López-Herce (2003). “Monitorización de la función respiratoria en el niño con ventilación mecánica (II): complianza, resistencia, hiperinsuflación dinámica, espacio muerto y trabajo respiratorio”. En: *Anales de Pediatría*. Vol. 59. 3. Elsevier, págs. 278-285 (vid. págs. 5, 6).
- Dräger (2016). *Instructions for use Evita V300* (vid. pág. 20).
- Elorza, Dolores, Ana María Sánchez y Jesús Pérez (2009). “Ventilación mecánica neonatal”. En: *Anales de Pediatría Continuada* 7.1, págs. 8-15 (vid. pág. 6).
- Fernández, Andrés Castillo Moya-Analía (s.f.). “VENTILACIÓN MECÁNICA INVASIVA PEDIÁTRICA: UNA PRIMERA APROXIMACIÓN”. En: () (vid. pág. 11).
- Garnero, AJ et al. (2013). “Modos controlados por presión versus volumen en la ventilación mecánica invasiva”. En: *Medicina intensiva* 37.4, págs. 292-298 (vid. págs. 3, 10).

-
- Gattinoni, L et al. (2016). “Ventilator-related causes of lung injury: the mechanical power”. En: *Intensive care medicine* 42, págs. 1567-1575 (vid. págs. 4, 12, 13).
- Giosa, Lorenzo et al. (2019). “Mechanical power at a glance: a simple surrogate for volume-controlled ventilation”. En: *Intensive care medicine experimental* 7, págs. 1-13 (vid. pág. 14).
- Górriz, Manuel García y Francisca Munar Bauzà (2012). *Peculiaridades del paciente pediátrico* (vid. págs. 6, 7).
- GROUP, MAQUET GETINGE (2014). *Características técnicas SERVO U* (vid. págs. 19, 20).
- Gutiérrez Muñoz, Fernando (2011). “Ventilación mecánica”. En: *Acta médica peruana* 28.2, págs. 87-104 (vid. pág. 10).
- Hernández, Francisco Arancibia y Rodrigo Soto Figueroa (2010). “Daño pulmonar inducido por la ventilación mecánica”. En: *Revista chilena de medicina intensiva* 25.4, págs. 205-210 (vid. págs. 4, 5).
- Hotchkiss Jr, John R et al. (2000). “Effects of decreased respiratory frequency on ventilator-induced lung injury”. En: *American journal of respiratory and critical care medicine* 161.2, págs. 463-468 (vid. pág. 4).
- Jiménez Posada, León Darío y Sergio López Isaza (2018). “Simulador físico de la biomecánica respiratoria”. Tesis doct. Universidad EIA (vid. págs. 7, 8).
- López-Herce, Jesús y Ángel Carrillo (2008). “Ventilación mecánica: indicaciones, modalidades y programación y controles”. En: *Anales de Pediatría Continuada* 6.6, págs. 321-329 (vid. pág. 11).
- Meijden, Siri van der et al. (2019). “Calculating mechanical power for pressure-controlled ventilation”. En: *Intensive Care Medicine* 45, págs. 1495-1497 (vid. pág. 15).
- Mena, E Cruz y R Moreno Bolton (1999). “Aparato respiratorio”. En: *Mediterráneo* 27, págs. 185-189 (vid. pág. 9).
- Network, Acute Respiratory Distress Syndrome (2000). “Ventilation with lower tidal volumes as compared with traditional tidal volumes for acute lung injury and the acute respiratory distress syndrome”. En: *New England Journal of Medicine* 342.18, págs. 1301-1308 (vid. pág. 4).
- Pingleton, Susan K (1988). “Complications of acute respiratory failure”. En: *Am Rev Respir Dis* 137.6, págs. 1463-1493 (vid. pág. 4).
- Ramírez, J Balcells et al. (2004). “Prevalencia de la ventilación mecánica en las unidades de cuidados intensivos pediátricos en España”. En: *Anales de Pediatría*. Vol. 61. 6. Elsevier, págs. 533-541 (vid. pág. 4).

-
- Rietveld, Petra J et al. (2022). “Mechanical Power Differs Between Pressure-Controlled Ventilation and Different Volume-Controlled Ventilation Modes”. En: *Critical Care Explorations* 4.8 (vid. pág. 16).
- Rodríguez, S Rellan, C Garcia de Ribera y M Paz Aragón Garcia (2008). “El recién nacido prematuro”. En: *Protocolos Diagnóstico Terapéuticos de la Asociación Española de Pediatría AEP: Neonatología* 2.8, págs. 68-77 (vid. pág. 4).
- Sánchez, Trinidad e Ida Concha (2018). “Estructura y funciones del sistema respiratorio”. En: *Neumología pediátrica* 13.3, págs. 101-106 (vid. pág. 6).
- Shi, Chang et al. (2011). “Novel technologies to detect atelectotrauma in the injured lung”. En: *Experimental lung research* 37.1, págs. 18-25 (vid. pág. 5).
- Tonetti, Tommaso et al. (2017). “Driving pressure and mechanical power: new targets for VILI prevention”. En: *Annals of translational medicine* 5.14 (vid. pág. 4).
- Vidal, F Gordo, C Delgado Arnaiz y E Calvo Herranz (2007). “Lesión pulmonar inducida por la ventilación mecánica”. En: *Medicina intensiva* 31.1, págs. 18-26 (vid. pág. 4).
- Villanueva García, D et al. (2016). “Neonatología 4, Programa de actualización continua en neonatología”. En: *México: Intersistemas SA de CV* (vid. pág. 8).

