



RIDUNAJ
Repositorio Institucional
Digital UNAJ



Universidad Nacional
ARTURO JAURETCHE

Tesinas de Grado

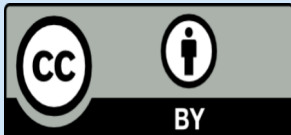
Blanco, Bruno

Crterios para el abordaje kinésico en el acondicionamiento del gas inspirado en pacientes adultos asistidos con ventilación mecánica

Instituto de Ciencias de la Salud

*Carrera: Licenciatura en Kinesiología y
Fisiatría*

2025



Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons.

Atribución 4.0

<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>

Documento descargado de RID - UNAJ Repositorio Institucional Digital de la Universidad Nacional Arturo Jauretche

Cita recomendada:

Blanco, B. (2025). *Crterios para el abordaje kinésico en el acondicionamiento del gas inspirado en pacientes adultos asistidos con ventilación mecánica* [Tesis de grado, Universidad Nacional Arturo Jauretche].

<https://rid.unaj.edu.ar/handle/123456789/3437>



Instituto de Ciencias de la Salud

TESINA

presentada para acceder al título de grado de la carrera en

LICENCIATURA EN KINESIOLOGÍA Y FISIATRÍA

Título:

“Criterios para el abordaje kinésico en el acondicionamiento del gas inspirado en pacientes adultos asistidos con ventilación mecánica”

Autor:

Blanco, Bruno. Nro. Legajo: 43811

Director:

Prof. Lic. Kinesiólogo y Fisiatra Benay, Cristian.

Codirector:

Prof. Lic. Kinesiólogo y Fisiatra Núñez, Ignacio.

Fecha de presentación:

24/02/2025

Firma de autor:

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'B. Blanco', is written over a light-colored rectangular background.

Agradecimientos

Esta tesina culmina con una etapa hermosa en mi vida, que comenzó en el año 2018 cuando decidí iniciar la carrera de licenciatura en kinesiología y fisioterapia.

En primer lugar, quiero expresar mi profundo agradecimiento a mis padres, Andrea y Favio, por su apoyo incondicional y la educación que me brindaron. Sin ellos hubiese sido imposible llegar hasta este punto. También quiero agradecer a mi hermano Octavio por acompañarme y estar siempre presente.

A mi novia Macarena, por haber estado a mi lado durante todo este proceso, por escucharme cuando lo necesité, y por respetar mis tiempos y espacios de estudio cada día.

A mi director y codirector, Cristian Benay e Ignacio Núñez, por aceptarme como tesista, por su dedicación y compromiso, y por acompañarme en la realización de este trabajo de investigación. Por su gratitud para compartir sus conocimientos y herramientas para mi formación profesional.

A mis amigos, por sus palabras de aliento y la compañía que me dieron, haciendo que este camino sea más llevadero.

Por último, a la universidad pública Arturo Jauretche, por darme la oportunidad de formarme como kinesiólogo. Mi gratitud también a los profesores y compañeros que compartieron este camino conmigo y contribuyeron a este proceso.

Lista de abreviaturas

ACRÓNIMO	SIGNIFICADO
CO2	Dióxido de carbono
ECA	Ensayo controlado aleatorizado
EPOC	Enfermedad pulmonar obstructiva crónica
FiO2	Fracción inspirada de oxígeno
FR	Frecuencia respiratoria
HA	Humedad absoluta
HH	Humidificador térmico
HHME	Intercambiador de calor y humedad higroscópico
HHMEF	Intercambiador de calor y humedad higroscópico con filtro
HME	Intercambiador de calor y humedad
HME-AD	Intercambiador de calor y humedad para aerosolterapia
HMEF	Intercambiador de calor y humedad con filtro
HR	Humedad relativa
LSI	Límite de saturación isotérmica
NAVM	Neumonía asociada a la ventilación mecánica
O2	Oxígeno
PaCO2	Presión parcial de dióxido de carbono en sangre arterial
PaO2	Presión parcial de oxígeno en sangre arterial
PEEP	Presión positiva al final de la espiración
SaO2	Saturación de oxígeno en sangre arterial
SDRA	Síndrome de distrés respiratorio agudo
TET	Tubo endotraqueal
UCI	Unidad de cuidados intensivos
VM	Ventilación minuto
VNI	Ventilación no invasiva
VT	Volumen tidal o corriente

Índice de contenidos

Agradecimientos	2
Lista de abreviaturas	3
Índice de contenidos	4
Índice de figuras:	6
Índice de tablas	8
I. Introducción:	9
II. Formulación del problema a abordar:	11
III. Objetivos:	11
III.a Objetivo general:	11
III.b Objetivos específicos:	11
IV. Marco teórico:.....	12
IV.a Capítulo 1: “Generalidades y leyes de los gases”	12
IV.b Capítulo 2: “Fisiología de la humidificación”	15
IV.c Capítulo 3: “Generalidades de la ventilación mecánica”	19
IV.c.1 Conceptos básicos de los gases medicinales:	24
IV.d Capítulo 4: “Humidificación artificial y sus dispositivos”	26
IV.d.1 Humidificadores pasivos:	27
IV.d.2 Aspectos a considerar HME:	29
IV.d.3 Humidificadores activos:.....	31
IV.d.4 Aspectos a considerar HH:	36
IV.d.5 Humidificadores especiales:	38
IV.e Capítulo 5: “Acondicionamiento del gas en ventilación mecánica”	41
V. Estrategia metodológica:	45
VI. Contexto de análisis:	47

VII. Resultados:	56
VIII. Conclusiones:	59
IX. Bibliografía:	60

Índice de figuras

Fig. 1: Ejemplificación gráfica de la ley de Boyle-Mariotte.....	12
Fig. 2: Ejemplificación gráfica de la ley de Dalton	12
Fig. 3: Ejemplificación gráfica de la ley de difusión de Fick	13
Fig. 4: Ejemplificación gráfica de la ley de Gay-Lussac	13
Fig. 5: Calentamiento de la manija de metal por conducción.....	14
Fig. 6: Calentamiento de las manos por convección.....	14
Fig. 7: Calentamiento de las manos por radiación.....	14
Fig. 8: Diferencia gráfica entre humedad absoluta y relativa.....	15
Fig. 9: Bypass de la vía aérea según el tipo de vía aérea artificial.....	16
Fig. 10: TET unilumen.....	20
Fig. 11: TET con doble lumen	20
Fig. 12: TET con o sin balón de neumotaponamiento	20
Fig. 13: TET con puerto subglótico	20
Fig. 14: Cánula de traqueostomía con balón de neumotaponamiento.	21
Fig. 15: Cánula de traqueostomía sin balón de neumotaponamiento.....	21
Fig. 16: Cánula de traqueostomía fenestrada	22
Fig. 17: Cánula de traqueostomía con sistema de aspiración subglótica.	22
Fig. 18: Mascarilla nasal	23
Fig. 19: Mascarilla oro-nasal.....	23
Fig. 20: Almohadilla nasal	23
Fig. 21: Pieza bucal	23
Fig. 22: Máscara facial total.....	24
Fig. 23: Casco helmet.....	24
Fig. 24: Bombona de O2	25

Fig. 25: Concentrador estático y portátil.....	25
Fig. 26: Nodrizas de oxígeno líquido.....	25
Fig. 27: Posición del HME en el circuito del ventilador.....	27
Fig. 28: Intercambiador de calor y humedad	28
Fig. 29: Intercambiador de calor y humedad con filtro antibacterial.....	28
Fig. 30: Humidificador activo con cable calentado.	32
Fig. 31: Humidificador de burbuja.....	33
Fig. 32: Humidificador passover simple	34
Fig. 33: Humidificador passover de mecha o “wick”	34
Fig. 34: Humidificador passover de membrana hidrófoba.....	35
Fig. 35: Humidificador de contraflujo.	35
Fig. 36: Humidificador vaporizador en línea	36
Fig. 37: Humidificador HME-Booster	38
Fig. 38: Humidificador Performer.	39
Fig. 39: HME activo Hygrovent Gold..	39
Fig. 40: Humidificadores HME-AD..	40
Fig. 41: Efectos fisiopatológicos de la fuga de aire sobre el acondicionamiento gaseoso de las vías respiratorias superiores	43

Índice de tablas

Tabla 1: Posibles complicaciones a causa de alteraciones en la humedad de los gases inspirados	17
Tabla 2: Rendimiento en términos de humedad absoluta de los humidificadores pasivos	29
Tabla 3: Influencia del dispositivo de humidificación en los gases arteriales y parámetros respiratorios en los diferentes grupos clínicos.....	55
Tabla 4: Ventajas y desventajas de los dispositivos humidificadores.....	56

I. Introducción:

El trabajo de la kinesiología en la unidad de cuidados intensivos (UCI) ha evolucionado y crecido en gran medida a lo largo de los últimos años. Consecuentemente con ello, en la actualidad, el kinesiólogo debe ser capaz, entre muchas competencias más, del cuidado de la vía aérea y manejo de la ventilación mecánica, tanto invasiva como no invasiva. Por este motivo es que se vuelve indispensable saber seleccionar, implementar y monitorear el funcionamiento de los distintos dispositivos de humidificación, filtración y calentamiento de los gases medicinales ¹.

Durante la ventilación mecánica invasiva es primordial humidificar el gas inhalado mediante distintos dispositivos, ya que en la misma se ven omitidas las vías respiratorias superiores, encargadas de proporcionar el 75% del calor y humedad a los alveolos. Sumado a ello, la administración de gases medicinales fríos y secos, y los altos flujos que se someten a los pacientes, generan una situación aún más desfavorable. En cuanto a los pacientes asistidos con ventilación no invasiva (VNI), si bien no se suprimen las vías aéreas altas, se recomienda humidificar el gas inhalado para propiciar mayor confort y evitar posibles complicaciones en la mucosa nasal debido a las altas tasas de flujo que se expone ^{2 3 4}.

La humedad se define como la cantidad de vapor de agua en un medio gaseoso, que se caracteriza en términos de humedad absoluta (HA) y humedad relativa (HR). La HA es la cantidad total de vapor de agua que posee un gas y se expresa generalmente en mg/l (miligramos de agua suspendidos en un litro de gas); este concepto tiene una relación directa con la temperatura del gas y es fundamental cuando se habla de humidificación. En cambio, la HR representa la cantidad de vapor de agua que contiene un gas en relación a su capacidad de transporte, la misma se expresa en porcentaje ³.

Es de suma importancia comprender que la capacidad de vapor de agua de un gas aumentará de forma exponencial a mayor temperatura. Esto quiero decir que la HR disminuirá cada vez que aumente la temperatura (con HA constante); en caso contrario, la HR aumentará frente a la disminución de la temperatura (por disminución en la capacidad de retener vapor de agua), situación que provocará la condensación del vapor ⁴.

Nuestro organismo tiene la capacidad de humidificar por sus propios medios el gas inhalado. En primer lugar, por su paso a través de la nasofaringe, en donde se calienta,

humidifica y filtra el aire del ambiente; proceso que también llevarán a cabo la orofaringe y las vías aéreas de conducción, aunque de manera mucho menos eficaz. A medida que el aire inhalado desciende por el tracto respiratorio alcanzará los 37° C, 44 mg/l de HA y un 100% de HR, que serán las condiciones alveolares ideales, este punto se llama límite de saturación isotérmica (LSI), ubicado 5 cm por debajo de la carina, a la altura de la cuarta o quinta generación bronquial ⁴.

Un inadecuado acondicionamiento de los gases medicinales puede generar diversas consecuencias, como atelectasias, tos, secreciones espesas y deshidratadas, e incluso broncoespasmo. Sin embargo, las complicaciones no solo pueden derivar de un déficit de humidificación, sino también de una sobrehumidificación o exceso de calor en las vías aéreas ⁵.

Los dispositivos encargados de añadir moléculas de agua al gas, para evitar las consecuencias antes mencionadas, se denominan humidificadores y se dividen en activos y pasivos. Para su elección en la práctica clínica hay que tener en cuenta las ventajas y desventajas de cada dispositivo y adecuarlos a cada paciente ⁴.

Esta tesina tiene como interés investigar el abordaje kinésico en el acondicionamiento del gas inhalado en pacientes adultos ventilados mecánicamente. Por este motivo, se busca responder el siguiente interrogante.

II. Formulación del problema a abordar:

En la práctica clínica de kinesiología, especialmente en la unidad de cuidados intensivos (UCI), el acondicionamiento del gas inspirado es crucial para pacientes que requieren ventilación mecánica^{2 3 4}. Sin embargo, la falta de criterios claros y estandarizados para la humidificación del gas inhalado puede conducir a un gran espectro de complicaciones⁵. Esto destaca la necesidad de un análisis profundo y basado en evidencia sobre los métodos y dispositivos de humidificación disponibles, y cómo su implementación puede mejorar la calidad de vida y los resultados clínicos de estos pacientes. Por lo expuesto anteriormente, resulta acertado preguntar: ¿Cuáles son los criterios para la selección, implementación y monitorización de los dispositivos de humidificación en pacientes adultos asistidos con ventilación mecánica invasiva y no invasiva?

Para lograr responder a esta pregunta, se establecieron los siguientes objetivos:

III. Objetivos:

III.a Objetivo general:

- Analizar los criterios para la selección, implementación y monitorización de los dispositivos de humidificación en pacientes adultos asistidos con ventilación mecánica invasiva y no invasiva.

III.b Objetivos específicos:

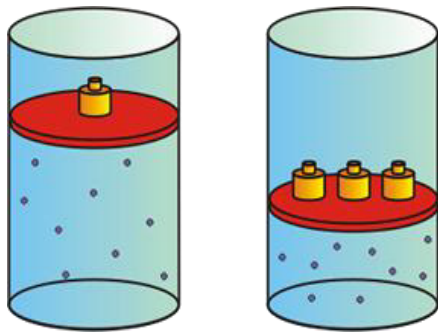
- Analizar las leyes físicas de los gases y su relevancia en los procesos respiratorios.
- Examinar el proceso fisiológico de acondicionamiento de los gases realizado por nuestro organismo en condiciones normales.
- Describir los dispositivos utilizados para humidificar los gases inspirados y su aplicación en el ámbito clínico.
- Describir el proceso de acondicionamiento del gas durante el uso de ventilación no invasiva (VNI) y ventilación mecánica invasiva en pacientes adultos con tubo endotraqueal o cánula de traqueostomía.

IV. Marco teórico:

IV.a Capítulo 1: “Generalidades y leyes de los gases”

Resulta de gran importancia repasar los conceptos básicos de los gases y sus principales leyes para comprender cómo se comportan durante su paso por la vía aérea y los cambios que experimentan en el proceso.

Un gas se define como el estado de la materia en el cual sus moléculas se desplazan a gran velocidad y su fuerza de atracción es insuficiente para que se mantengan unidas ⁶. Los gases atmosféricos que ingresan a nuestro sistema respiratorio durante cada inhalación tienen una composición de 78,62% de nitrógeno, 20,84% de oxígeno y el 1% restante está compuesto por dióxido de carbono, argón y neón ⁷.



Esta movilización de gases desde la atmósfera hacia nuestro organismo se genera gracias a la contracción de los principales músculos inspiratorios; esto se explica por la ley de Boyle-Mariotte (Fig. 1), que expresa que el volumen y la presión de un gas dentro de un recipiente, a temperatura constante, son inversamente proporcionales ^{8,9}.

Fig. 1 Ejemplificación gráfica de la ley de Boyle-Mariotte. Fuente: Diagrama de principios tecnológicos. Disponible en: http://tecnologia.iesvegadelturia.es/apuntes/tecnologia/Tema_5/principios.html

Para comprender aún más el comportamiento de los gases en el organismo, es importante considerar la ley

de Dalton (Fig. 2), que establece que la presión parcial de un gas en una mezcla de gases es la presión que ejercería ese gas si ocupase todo el volumen de la mezcla en ausencia de los demás componentes. En otras palabras, la presión total de una mezcla de gases es igual a la suma de las presiones parciales de cada uno de los gases que la componen ¹⁰.

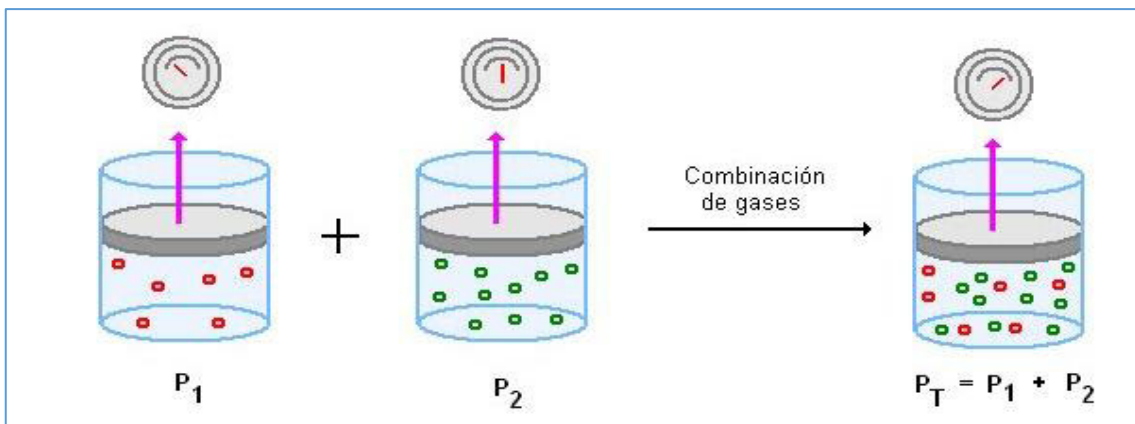


Fig. 2 Ejemplificación gráfica de la ley de Dalton. Fuente: Diagrama sobre leyes ponderales de la combinación química. Disponible en: <https://www.electrontools.com/Home/WP/leyes-ponderales-de-la-combinacion-quimica/>

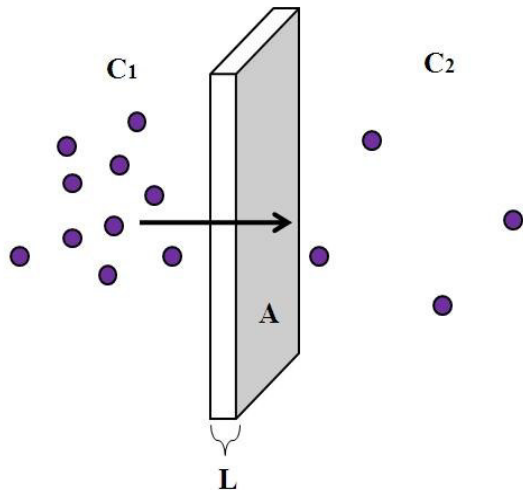


Fig. 3 Ejemplificación gráfica de la ley de difusión de Fick. Fuente: Gabriel Bolívar. Ilustración de la ley de Fick. Disponible en: <https://www.lifeder.com/ley-de-fick/>

La transferencia de los gases a través de la membrana hemato-alveolar se realiza por difusión, proceso mediante el cual un gas se desplaza desde un área de alta concentración hacia una de baja concentración ⁶. Esto se explica gracias a la ley de difusión de Fick (Fig. 3), que sostiene que la velocidad de transferencia de un gas a través de una lámina de tejido es proporcional al área del tejido y a la diferencia de presión parcial del gas entre ambos lados de la lámina, e inversamente proporcional al espesor del tejido ¹⁰.

Un concepto a considerar es el de densidad, definida como la masa de una sustancia en relación con la unidad de volumen. En el caso de los gases, la temperatura y la presión afectan el volumen; por lo tanto, su densidad dependerá de la temperatura y la presión. Cada gas tendrá una densidad específica, medida bajo condiciones estándar de temperatura y presión ⁶.

La temperatura produce efectos en los gases, los cuales se explican por la ley de Charles, que establece que, a presión constante, el volumen es directamente proporcional a la temperatura absoluta. Posteriormente, la ley de Gay-Lussac (Fig. 4) refinó esta idea al establecer que, para un volumen constante, la presión es directamente proporcional a la temperatura absoluta ⁹. Se denomina "absoluta" a la temperatura medida en Kelvin, escala utilizada en ciencia.

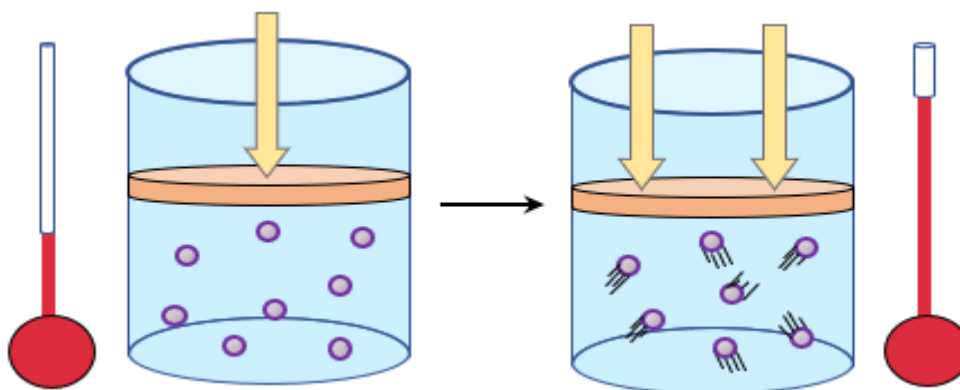


Fig. 4 Ejemplificación gráfica de la ley de Gay-Lussac. Fuente: Carlos Julián. Diagrama de la ley de Gay-Lussac. Disponible en: <https://www.fisimat.com.mx/ley-de-gay-lussac/>

El calor se define como una transferencia de energía interna entre un sistema y su entorno. Existen diferentes mecanismos de transmisión de calor, que son los siguientes: ^{6 11}

- **Conducción:** mediante contacto directo, donde las partículas menos energéticas ganan energía. La energía se transfiere de la temperatura más alta a la más baja (Fig. 5).
- **Convección:** a través del movimiento de las partículas de un fluido, donde una corriente de líquido o de gas absorbe energía de un lugar y lo libera en otro (Fig. 6).
- **Radiación:** mediante ondas electromagnéticas, originadas en el nivel atómico, a través del vacío (Fig. 7).



Fig. 5 Calentamiento de la manija de metal por conducción. Fuente: Serway R, Vuille C. Fundamentos de física. 9na ed. Mexico DF: Cengage; 2012.

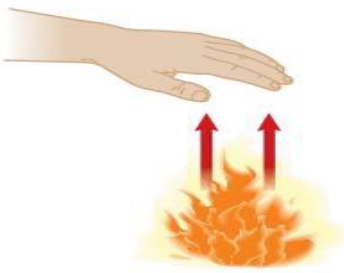


Fig. 6 Calentamiento de las manos por convección. Fuente: Serway R, Vuille C. Fundamentos de física. 9na ed. Mexico DF: Cengage; 2012

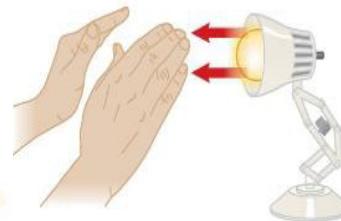


Fig. 7 Calentamiento de las manos por radiación. Fuente: Serway R, Vuille C. Fundamentos de física. 9na ed. Mexico DF: Cengage; 2012.

Una vez definidas las leyes de Boyle-Mariotte, Charles y Gay-Lussac, se puede llegar a la ley general de los gases o ley de los gases ideales, que es una combinación de las tres mencionadas, donde se establece que el volumen de un gas es directamente proporcional a su temperatura y al número de moles, e inversamente proporcional a la presión ^{6 9 10}.

La solubilidad es la capacidad de una sustancia para disolverse en otra, llamada solvente. Este concepto es importante porque se aplica a la ley de Henry, que establece que la cantidad de gas que se disuelve en un líquido está en relación directa con la presión parcial del gas, aunque también depende de su coeficiente de solubilidad (facilidad del gas para disolverse en dicho líquido) ⁶. Gracias a esto, se puede explicar cómo se comportan el O₂ y el CO₂ en el plasma sanguíneo.

Todo fluido tiene un grado de fricción interna, es decir, un grado de resistencia al flujo, a esta propiedad se le llama viscosidad. En el caso de los gases, su viscosidad aumenta con el incremento de la temperatura ¹¹.

IV.b Capítulo 2: “Fisiología de la humidificación”

Antes de describir como es el proceso de acondicionamiento del aire que realiza nuestro organismo de forma natural, resulta indispensable definir el término de humedad, que se define como la cantidad de agua en estado de vapor contenido en un gas. La humedad se caracteriza generalmente en humedad absoluta (HA) y humedad relativa (HR). La HA es la cantidad total de vapor de agua que contiene un gas, expresada en miligramos de agua suspendidos en litros de gas (mg/l), y es directamente proporcional a la temperatura del gas (aumenta a mayor temperatura y disminuye a menor temperatura del gas). La HR es la cantidad de vapor de agua que contiene un gas en relación a su máxima capacidad de transporte y se expresa en porcentaje (Fig. 8) ^{3 4}.

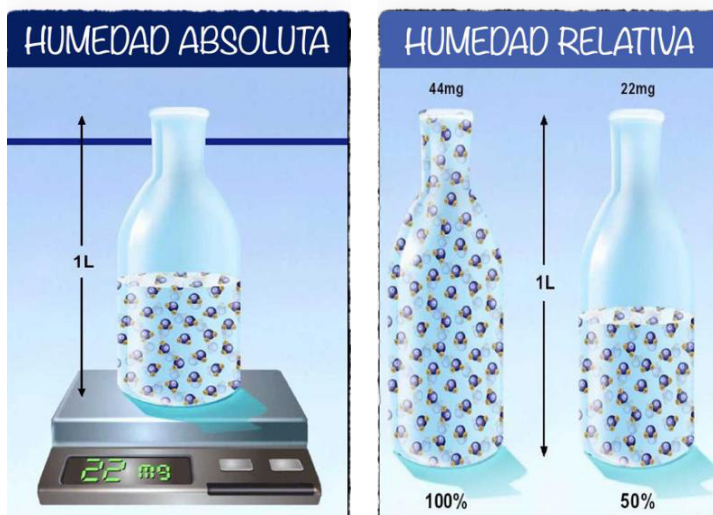


Fig. 8 Diferencia gráfica entre humedad absoluta y relativa. Fuente: Aerocomando. La humedad en la atmósfera [Internet]. Disponible en: <https://aerocomando.blogspot.com/2015/08/la-humedad-en-la-atmosfera.html>

El gas inhalado, de forma natural, es humidificado y calentado para llegar en condiciones óptimas a los alveolos, donde las vías respiratorias superiores brindan el 75% del calor y la humedad ². Este proceso de acondicionamiento del aire, se lleva a cabo a lo largo de todo el recorrido de la vía aérea, aunque la principal zona que desempeña esta función es la nasofaringe. A nivel de la cuarta o quinta generación bronquial, punto conocido como límite de saturación isotérmico (LSI), el gas debe estar a una temperatura de 37°C, 100% de humedad relativa y 44 mg/l de humedad absoluta, valores óptimos para evitar daños en los alveolos. Un paciente intervenido con una vía aérea invasiva, evita el contacto del gas inhalado con la mucosa nasal y provoca el descenso del límite de saturación

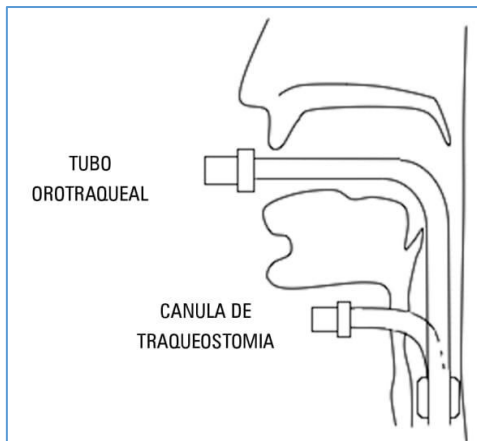


Fig. 9 Bypass de la vía aérea según el tipo de vía aérea artificial. Fuente: Plotnikow GA, Accoce M, Navarro E, Tiribelli N. Humidification and heating of inhaled gas in patients with artificial airway. A narrative review. Rev Bras Ter Intensiva. 2018.

isotérmico, condición que provoca la llegada de aire descondicionado a zonas periféricas del pulmón que no se encuentran preparadas para ello (Fig.9). A esto se le añade la administración de gases medicinales fríos y secos, que la vuelve una situación aún más desfavorable ^{3 12}.

La nariz se compone de conductos que representan un sinuoso tracto de conexión tridimensional entre el medio ambiente y el tracto respiratorio inferior; los cuales no tendrán únicamente la función de suministrar calor y humedad en la inhalación y recuperación de

humedad en la exhalación, sino que también funcionan como un filtro del aire inhalado, función de alarma a través de la percepción del trigémino, la percepción olfativa y la presencia de mecanismos de defensa específicos e inespecíficos de la mucosa respiratoria ¹³.

La superficie de la cavidad nasal está recubierta internamente por epitelio ciliado pseudoestratificado, con abundantes células caliciformes y glándulas submucosas encargadas de secretar moco. Este revestimiento mucoso de las paredes, junto a una red subepitelial única de capilares, es responsable del proceso de humidificación y calentamiento que se produce dentro de la nariz ¹⁴. Rodeando la región nasal, se localizan 4 grupos de senos paranasales llenos de aire, que también están revestidos de abundante moco en sus paredes y que contribuyen al proceso de humidificación y filtración del aire inhalado; además, actúan como áreas de resonancia para la voz, de defensa inmunológica y de aclaramiento mucociliar ¹³.

La cavidad nasal es la principal responsable, en todo el tracto respiratorio, de calentar y humidificar el gas inhalado. Durante la inspiración, en la región de la nasofaringe, ya se logra una temperatura entre 31 y 34 °C, con una humedad relativa de 90-95 %. En la espiración se expulsa el aire humidificado previamente; de igual forma, la mucosa nasal sigue contribuyendo al proceso de acondicionamiento de los gases, manteniendo la temperatura de 34 °C en las válvulas nasales, incluso en ausencia de flujo de aire. Esto se explica por un proceso de convección térmica realizado por la mucosa nasal hacia el aire circundante ¹⁵.

El resto de las vías aéreas respiratorias también contribuyen a este proceso de acondicionamiento del aire, aunque resultan menos eficientes que la nasofaringe porque no disponen de la exquisita arquitectura de la nariz. Desde la orofaringe hasta los bronquiolos, la humidificación de los gases se genera principalmente por la capa de moco que recubre toda la superficie, producido por células caliciformes mucosas individuales y por pequeñas glándulas submucosas ⁷. Los gases en su pasaje por la tráquea alcanzan los 34°C y una HA aproximada de 34 a 38 mg/l ¹⁶. A partir de los bronquiolos terminales, el número de células caliciformes y glándulas submucosas disminuye considerablemente, debido a esto, se vuelve limitado mantener el mismo nivel de humidificación que las vías respiratorias superiores ^{4 16}.

Como se mencionó anteriormente, cuando no se cumplen los valores óptimos de humedad y temperatura del aire inspirado, se pueden generar potenciales daños en el parénquima pulmonar. Esto ocurre porque el LSI se desplaza distalmente hacia el tracto respiratorio, situación que no ocurre únicamente por la intubación endotraqueal, sino que puede ocurrir también por otros factores, como respirar por la boca, respiración de aire frío y seco y/o una ventilación minuto alta ⁴.

En términos generales, las principales consecuencias de un inadecuado acondicionamiento de los gases medicinales inspirados incluyen atelectasias, tos, secreciones espesas y deshidratadas, y/o broncoespasmo ^{4 5}. Sin embargo, los daños en el tracto respiratorio no solo se originan por niveles inferiores de humedad en los gases, sino también por la sobrehumidificación o el exceso de calor ⁵.

Tabla 1 Posibles complicaciones a causa de alteraciones en la humedad de los gases inspirados ⁵

Inhalación de gas seco	Sobrehumidificación	Exceso de calor
<ul style="list-style-type: none"> - Ulceración de la mucosa - Destrucción ciliar - Hiperemia e inflamación - Descamación de células 	<ul style="list-style-type: none"> - Secreciones pulmonares excesivas - Edema pulmonar y generalizado - Aumento de peso - Hiponatremia 	<ul style="list-style-type: none"> - Descamación de la mucosa - Alteración de la depuración mucociliar - Retención de CO₂ y desajuste en la

<ul style="list-style-type: none"> - Desorganización de la membrana basal y de la capa epitelial - Degeneración citoplasmática y nuclear - Microatelectasias 	<ul style="list-style-type: none"> - Disminución de la distensibilidad pulmonar - Capacidad vital reducida - Reducción del gradiente de oxígeno alveoloarterial 	<p>relación ventilación-perfusión</p>
---	--	---------------------------------------

IV.c Capítulo 3: “Generalidades de la ventilación mecánica”

La ventilación mecánica es una intervención que tiene como objetivo reemplazar, de forma artificial, la función del sistema respiratorio cuando fracasa ¹⁷. Se compone principalmente por el ventilador mecánico y su interfaz, dispositivo que conecta la tubuladura del respirador al rostro del paciente, permitiendo la entrada de los gases medicinales a la vía aérea. La intervención mecánica puede ser invasiva o no invasiva, y eso es definido por la interfaz que se utilice ^{18 19}.

El conocimiento de las distintas interfaces utilizadas en la UCI es de vital importancia para esta tesina, ya que posteriormente se establecerá cual es la mejor forma de acondicionar el gas en cada una de ellas.

El objetivo principal de asistir a un paciente con ventilación mecánica invasiva es el anticiparse a la producción de una descompensación cardiorrespiratoria, para ello, existen ciertas indicaciones que demuestran la necesidad de la asistencia mecánica, las cuales son ^{17 20}:

- Frecuencia respiratoria mayor a 35 por minuto.
- Mala mecánica respiratoria.
- Alteración del nivel de conciencia con Glasgow menor a 8.
- Hipoxemia con una saturación menor a 90% o PaO₂ menor a 60 mmHg con una FiO₂ mayor a 0,5.
- Hipercapnia con una PaCO₂ mayor a 50 mmHg.
- Acidosis respiratoria con un pH menor a 7,25.
- Problemas circulatorios como arritmias auriculares, hipotensión y shock.

La interfaz más utilizada para la asistencia mecánica invasiva es el tubo endotraqueal (TET), que no solo es indicado como conducto para la administración de respiraciones mecánicas; sino que también sirve para proteger la vía aérea en pacientes que no pueden lograrlo por diferentes causas (trauma, déficit neurológico, etc.), permitir la succión de secreciones y facilitar procedimientos quirúrgicos manteniendo la ventilación en una vía aérea permeable ^{18 21}. Los TET pueden variar en diámetro (interno y externo), longitud, material con el cual están fabricados, ángulo, entre otros; y gracias a la variedad de funciones que disponen, se los pueden dividir en grandes grupos, como son TET de un lumen (Fig. 10), de doble lumen, diseñados para brindar ventilación independiente (Fig.

11); con o sin balón de neumotaponamiento (Fig. 12) y con puerto subglótico, útiles para facilitar la aspiración de fluidos (Fig. 13) ²¹.



Fig. 10 TET unilumen. Fuente: Busico M, Vega L, Plotnikow G, Tiribelli N. Tubos endotraqueales: Revisión. Rev Arg de Ter Int. 2013.



Fig. 11 TET con doble lumen. Fuente: Busico M, Vega L, Plotnikow G, Tiribelli N. Tubos endotraqueales: Revisión. Rev Arg de Ter Int. 2013.



Fig. 12 TET con o sin balón de neumotaponamiento. Fuente: Busico M, Vega L, Plotnikow G, Tiribelli N. Tubos endotraqueales: Revisión. Rev Arg de Ter Int. 2013.



Fig. 13 TET con puerto subglótico. Fuente: Busico M, Vega L, Plotnikow G, Tiribelli N. Tubos endotraqueales: Revisión. Rev Arg de Ter Int. 2013.

Con el avance de los cuidados de los pacientes críticos en la UCI se han extendido los tiempos de soporte ventilatorio, lo que lleva consecuentemente a la implementación más frecuente y precoz de la traqueostomía, definida como la apertura de un ostoma en la tráquea, procedimiento que se realiza a través de una intervención quirúrgica o una dilatación percutánea. Esto nos conduce a la segunda interfaz utilizada en ventilación mecánica invasiva, que son las cánulas de traqueostomía ²².

Las indicaciones de la traqueostomía se pueden dividir en emergentes y electivas. La traqueostomía de emergencia está indicada principalmente por una obstrucción aguda de

las vías aéreas superiores con intubación endotraqueal fallida; y en menor medida, también puede ser necesaria en casos de traumatismos laríngeos, faciales o cervicales²³. A diferencia, el abanico de indicaciones para traqueotomías electivas es mucho más amplio e incluye las siguientes^{23 24}:

- Dependencia prolongada de la ventilación mecánica
- Afecciones neuromusculares agudas o crónicas
- Aspiración crónica
- Reserva cardiorrespiratoria deficiente
- Disfunción bulbar o lesión cerebral
- Estenosis subglótica



Fig. 14 Cánula de traqueostomía con balón de neumotaponamiento. Fuente: Bosso M, Lovazzano P, Plotnikow GA, Setten M. Cánulas de traqueostomía para adultos, selección y cuidados: revisión bibliográfica. Rev Arg de Ter Int. 2014.



Fig. 15 Cánula de traqueostomía sin balón de neumotaponamiento. Fuente: Bosso M, Lovazzano P, Plotnikow GA, Setten M. Cánulas de traqueostomía para adultos, selección y cuidados: revisión bibliográfica. Rev Arg de Ter Int. 2014.

Las ventajas de la traqueostomía con respecto a la intubación endotraqueal son numerosas; en primera instancia, la mejora de la comodidad del paciente permite una reducción en la administración de fármacos, mejorando así la movilidad y el habla, que consecuentemente acelerará y facilitará el destete de la ventilación mecánica²³. Además, facilita la aspiración de secreciones, permite un mejor cuidado e higiene de la boca, promueve la fonación (con el dispositivo adecuado), reduce la resistencia al flujo aéreo en el espacio muerto extratorácico y potencia la recuperación física con menor riesgo de desplazamiento de la vía aérea artificial²².

Las cánulas de traqueostomía pueden variar en marcas, tamaños, tipos y material con el cual están fabricadas; volviendo posible, de acuerdo con sus componentes y características, clasificarlas en cuatro grandes grupos: cánulas con balón de neumotaponamiento (Fig. 14), cánulas sin balón de neumotaponamiento (Fig. 15), cánulas fenestradas, ideal para pacientes que requieran ventilación

mecánica prolongada y tengan las posibilidad de ser ventilados a fuga (Fig. 16); y cánulas con sistema de aspiración subglótica, útiles para inyección de gas o aspiración de fluidos (Fig. 17) ²².



Fig. 16 Cánula de traqueostomía fenestrada. Fuente: Bosso M, Lovazzano P, Plotnikow GA, Setten M. Cánulas de traqueostomía para adultos, selección y cuidados: revisión bibliográfica. Rev Arg de Ter Int. 2014.



Fig. 17 Cánula de traqueostomía con sistema de aspiración subglótica. Fuente: Bosso M, Lovazzano P, Plotnikow GA, Setten M. Cánulas de traqueostomía para adultos, selección y cuidados: revisión bibliográfica. Rev Arg de Ter Int. 2014.

La ventilación no invasiva (VNI) es una forma de asistencia mecánica respiratoria que provee presión positiva a los pulmones, generalmente a través de una máscara, sin la necesidad de una vía aérea invasiva como la intubación endotraqueal o traqueostomía ¹⁹ ²⁵. Su objetivo principal es evitar las complicaciones que conllevan a la ventilación invasiva, como la necesidad de sedación con riesgos de inestabilidad hemodinámica, delirio, infección nosocomial, entre otros; mejorando al mismo tiempo la comodidad y movilidad del paciente ²⁰ ²⁵.

La VNI es la primera elección de soporte ventilatorio para exacerbaciones de enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), para extubación de EPOC, en edema pulmonar cardiogénico y en pacientes inmunodeprimidos ²⁰. Así como está indicada en determinadas situaciones, también está contraindicada de manera absoluta en otras, como lo son el paro cardiorrespiratorio, cuando no se puede ajustar la mascarilla, en vómitos incontrolados o sangrado gastrointestinal abundante, en obstrucción total de las vías aéreas superiores y en traumatismo facial ¹⁹.

La correcta elección de la interfaz resulta indispensable para el éxito de la VNI, ya que la aceptación del procedimiento por parte del paciente, depende del grado de confort que perciba. Las mismas se mencionan y describen a continuación ²⁵ ²⁶:



Fig. 18 Mascarilla nasal. Fuente: Dräger. Máscaras para ventilación no invasiva. Disponible en; https://www.draeger.com/es_csa/Products/Non-invasive-ventilation-Masks

- Mascarillas nasales: solo cubren la nariz y se apoyan sobre los pómulos, puente nasal y el labio superior (Fig. 18).
- Mascarillas oro-nasales: evitan perdidas por la boca ya que se apoyan sobre el tabique nasal, los pómulos y el labio inferior o mentón (Fig. 19).
- Almohadillas nasales: indicadas en pacientes que sufren lesión del puente de la nariz (Fig. 20).
- Piezas bucales: habitualmente indicadas en paciente que sufren enfermedad neuromuscular (Fig. 21).
- Mascaras faciales totales: cubren todo el rostro y son sostenidas por un sistema de arneses laterales (Fig. 22).
- Cascos Helmet: cubre toda la cabeza y se fija en la parte inferior por un anillo rígido a la altura del cuello (Fig. 23).



Fig. 19 Mascarilla oro-nasal. Fuente: Dräger. Máscaras para ventilación no invasiva. Disponible en; https://www.draeger.com/es_csa/Products/N



Fig. 20 Almohadilla nasal. Fuente: Servicios ARM. Máscara Almohada P2 BMC. Disponible: <https://tienda.serviciosarm.com.ar/producto/mascara-pillow-p2-bmc/>



Fig. 21 Pieza bucal. Fuente: Mark SRL. Máscara ResMed Liberty. Disponible en: <https://marksrl.com.ar/producto/resmed-liberty/>



Fig. 22 Máscara facial total. Fuente: Grommet Seal. Máscara de oxígeno de silicona. Disponible en: <https://www.grommet-seal.com/silicone-respirator/resuscitator-mask/silicone-oxygen-mask.html>



Fig. 23 Casco helmet. Fuente: Dimar SpA Casco CPAP ZIP. Disponible en: <https://dimarspa.com/en/medical-device/helmets/cpap-en/zip-2/>

IV.c.1 Conceptos básicos de los gases medicinales:

Los gases medicinales son aquellos gases utilizados en el ámbito de la salud, que tienen como propósito actuar como medios diagnósticos, preventivos o terapéuticos frente a distintas patologías; siendo el oxígeno el más utilizado, ya que es el gas indispensable para el metabolismo celular y se indica para prevenir la hipoxia tisular^{27 28}. Los otros gases utilizados para la asistencia sanitaria son el óxido nítrico, aire medicinal, helio, argón, entre otros²⁷. Estos gases son suministrados al paciente mediante una interfaz invasiva (tubo endotraqueal o cánula de traqueostomía) o no invasiva (máscara), y por lo general, son totalmente secos y con una humedad relativa cercana al 0 %²⁹.

A la administración de aire enriquecido en oxígeno se la llama oxigenoterapia, que se indica en casos de insuficiencia respiratoria, pretendiendo aumentar la presión de oxígeno en sangre arterial (PaO₂), a través del aumento de la concentración de oxígeno en el aire inspirado (FiO₂)^{28 30}.

Para el almacenamiento y suministro del oxígeno se pueden utilizar diferentes fuentes, dependiendo si se encuentran en una institución de salud o en el domicilio del paciente. En el ámbito hospitalario se utiliza la fuente de oxígeno central, que consta de un método donde el gas se encuentra comprimido en un depósito central y llega a las habitaciones mediante un sistema de tuberías³⁰. En el caso de la oxigenoterapia domiciliaria, existen tres sistemas para su administración^{30 31}:



Fig. 24 Bombona de O₂.
Fuente: Alibaba. Tamaños de botellas de oxígeno. Disponible en; <https://spanish.alibaba.com/g/oxygen-bottle-sizes.html>

- Bombonas: son cilindros metálicos que almacenan el oxígeno. Se encuentran en desuso en la actualidad debido a que son de gran tamaño y peso, dificultando su movilidad en el domicilio (Fig. 24).

- Concentradores: son equipos que funcionan con energía eléctrica. Tienen la capacidad de captar el aire ambiente, transferirlo a un filtro molecular y absorber el nitrógeno, el dióxido de carbono y otros gases, para finalmente brindarle al paciente un gas con más de 96% de oxígeno. Posteriormente aparecieron los concentradores portátiles que son más pequeños y tienen una autonomía de 2 a 3 horas (Fig. 25).

- Oxígeno líquido: se puede almacenar en distintos dispositivos como nodrizas o tanques con autonomía de 5 a 7 días; o también en pequeños recipientes portátiles (mochilas) que darán autonomía por algunas horas, con las que el paciente podrá desplazarse por fuera del domicilio. La gran ventaja que presenta el oxígeno líquido frente al gaseoso es que ocupa mucho menos espacio, permitiendo mayor movilidad (Fig. 26).



Fig. 25 Concentrador estático y portátil. Fuente: Farrero Muñoz E. Principios básicos de oxigenoterapia en situación aguda y crónica para médicos de atención primaria. FMC - Form Médica Contin Aten Primaria. 2011.



Fig. 26 Nodrizas de oxígeno líquido. Fuente: Sapio life. Oxigenoterapia. Disponible en: <https://sapiolife.es/index.php/oxigenoterapia/>

IV.d Capítulo 4: “Humidificación artificial y sus dispositivos”

Existen numerosas situaciones en las cuales es necesario acondicionar los gases inspirados de forma artificial, porque se pueden producir daños potenciales en el tracto respiratorio. En esta tesina se hará énfasis en la humidificación durante la ventilación mecánica invasiva y no invasiva.

En la ventilación mecánica invasiva se vuelve indispensable, ya que, a causa de la intervención al paciente con un tubo endotraqueal o por una traqueostomía, se ven omitidas las vías aéreas superiores, encargadas de suministrar el 75% del calor y humedad a todo el sistema respiratorio ². Los otros motivos por los cuales se necesita humidificar el aire inspirado son porque los gases medicinales se encuentran secos y a bajas temperaturas en sus fuentes de suministro; además de la exposición a altos flujos de gases ^{2 3 4}.

Si bien en la ventilación mecánica no invasiva (VNI) no se omiten las vías aéreas superiores, el paciente aún se ve sometido a grandes flujos de gases medicinales fríos y secos. Por tal motivo, se recomienda la humidificación durante la VNI para mejorar el confort; de todos modos, hasta la fecha, es un tema de debate ^{2 3 2}.

Los dispositivos que se encargan del acondicionamiento del aire inhalado se denominan humidificadores, y su función es agregar moléculas de agua al gas. A su vez, estos dispositivos se dividen en dos grandes grupos: humidificadores pasivos, también conocidos como intercambiadores de calor y humedad (HME); y humidificadores activos o térmicos ^{3 4 3 2}.

Cada grupo de humidificadores debe cumplir los requerimientos mínimos para poder suplir correctamente las deficiencias de la vía aérea respiratoria ³:

- Los humidificadores pasivos deberán alcanzar 30 mg/l de humedad absoluta (HA), 34°C de temperatura y 100% de humedad relativa (HR).
- Los humidificadores activos deberán brindar entre 33 y 44 mg/l de HA, entre 34 y 41°C de temperatura y 100% de HR.

IV.d.1 Humidificadores pasivos:

La humidificación pasiva de la vía aérea se consigue mediante la utilización de dispositivos denominados intercambiadores de calor y humedad (HME, por sus siglas en inglés “heat and moisture exchanger”). El principio básico de estos dispositivos es el de retener el calor y la humedad durante la fase espiratoria y devolver, por lo menos, el 70% a la inspiración posterior^{3 4 32}. Para que este principio físico se cumpla, el humidificador se coloca entre el paciente y la pieza en Y (Fig. 27), situación que puede aumentar la resistencia al flujo de aire, tanto en la fase inspiratoria como espiratoria^{4 16}.

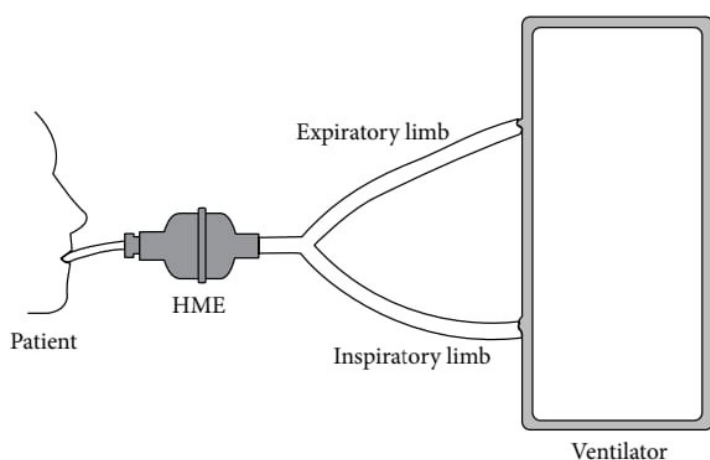


Fig. 27 Posición del HME en el circuito del ventilador. Fuente: Al Ashry HS, Modrykamien AM. Humidification during mechanical ventilation in the adult patient. Biomed Res Int. 2014.

Los primeros humidificadores pasivos diseñados, conocidos como HME simples, disponían de un condensador hecho de elementos metálicos con una alta conductividad térmica, pudiendo recuperar únicamente el 50% del calor y la humedad provenientes de la exhalación. Esto hizo que se diseñen dispositivos más eficientes y que no generen tanta resistencia durante la ventilación mecánica⁴.

En la actualidad, los HME son condensadores confeccionados con elementos de papel, fibra sintética o espuma desechable, con una gran superficie de contacto para generar un gradiente de temperatura efectivo³. A partir de esto, se crearon los HME hidrofóbicos, higroscópicos, con filtro o combinados^{3 4 16 32}.

Los HME hidrofóbicos poseen un condensador hecho de un elemento que repele el agua, produciendo una baja conductividad térmica y generando un gradiente de temperatura mayor que los HME simples⁴. Estos dispositivos cuentan con una membrana con poros

de 0,2 micras (μm) de diámetro, los cuales permiten el paso de gas y vapor de agua, y no el de gotas de agua en suspensión (Fig. 28)³².



Fig. 28 Intercambiador de calor y humedad. Fuente: Técnica Electromédica. Filtro HME adulto no estéril de papel. Disponible en: <https://www.tecnicaelectromedica.com/product/filtro-hme-adulto-no-esteril-de-papel/>

A diferencia de los HME hidrofóbicos, los higroscópicos (HHME, por sus siglas en inglés “hygroscopic heat and moisture exchanger”) son elaborados por una fibra sintética, la cual está recubierta por una capa adicional de un material químico higroscópico, generalmente a base de cloruro de calcio o litio^{3 32}. Este material químico tiene afinidad para atraer partículas de agua, logrando optimizar la entrega de humedad^{3 4}. Además, el material

fibroso ayuda a retener la humedad y reducir la acumulación de condensación^{3 16}.



Fig. 29 Intercambiador de calor y humedad con filtro antibacteriano. Fuente: Curessia. Filtro higroscópico HMEF. Disponible en: <https://curessia.com/producto/filtro-higroscopico-hmef/>

También se diseñaron HMEs hidrófobos (HMEF) (Fig. 29) e higroscópicos (HHMEF) que incluyen filtros antibacterianos y antivirales, con una eficiencia de filtración frente a patógenos de hasta el 99,9%³². Los filtros utilizados se pueden clasificar en plisados y electroestáticos:⁴

- Filtros plisados: funcionan en base a un mecanismo de filtración mecánico, donde tienen fibras más densas y menos cargas electroestáticas. La densidad de sus fibras puede causar mayor resistencia al flujo de aire, situación que puede afectar la humidificación.
- Filtros electroestáticos: su mecanismo de filtración funciona en base a un campo eléctrico que atrapa a virus y bacterias debido a las cargas eléctricas que estos transportan. Poseen poros más grandes que los plisados y aportan menos al proceso de humidificación.

La elección en la práctica depende del contexto clínico, en donde los filtros plisados son más utilizados en entornos donde la protección contra infecciones es crítica, debido a su mayor eficacia en la filtración de patógenos. En cambio, los filtros electroestáticos tienen

un mayor uso cuando se necesita un flujo de aire más libre, donde la captura de partículas pequeñas es suficiente ⁴.

Los humidificadores combinados son aquellos HME hidrofóbicos que se les añade una sal higroscópica (cloruro de sodio o litio) ⁴. En cuanto al rendimiento en términos de HA, no existen grandes diferencias entre los HME combinados y los HHME ³.

Tabla 2 Rendimiento en términos de humedad absoluta de los humidificadores pasivos ¹⁶

Humidificador	HA
HME	10-14 mg/l
HMEF	18-28 mg/l
HHME	22-34 mg/l
HHMEF	23-35 mg/l

Esta tabla demuestra que los dispositivos más efectivos dentro de los sistemas de humidificación pasiva son los HHMEF, con un rendimiento de hasta 35 mg/l de HA. También se puede observar una gran diferencia de los HME higroscópicos con respecto a los hidrofóbicos, teniendo un rendimiento de más de 10 mg/l con respecto a estos últimos. Además, los HHME y HHMEF presentan prácticamente el mismo rendimiento de HA ^{16 32}.

IV.d.2 Aspectos a considerar HME:

Si bien los humidificadores pasivos presentan una gran simplicidad y facilidad de uso, además de ser livianos, económicos, fácilmente disponibles y no requerir una fuente eléctrica (evitando el riesgo de quemaduras) ^{3 33}, existen variables o situaciones que podrían disminuir su eficacia humectante e influir en su elección en determinados contextos clínicos ¹⁶.

Una de las principales desventajas del uso de los HMEs es el aumento del espacio muerto instrumental, lo cual se refiere al volumen del circuito respiratorio que no participa en el intercambio gaseoso. Este incremento del volumen interno puede conducir a una disminución de la ventilación alveolar, provocando un aumento en la presión arterial de dióxido de carbono (PaCO₂). Por tal motivo, una estrategia ventilatoria para recuperar la

ventilación alveolar es aumentar el volumen corriente, lo que expone al paciente a una lesión pulmonar por volutrauma ^{4 16}.

Si bien existen diferentes tamaños de humidificadores pasivos, diseñados para disminuir la dificultad ocasionada por el espacio muerto instrumental, un HME "ideal" es aquel que tiene un volumen mínimo de 50 ml. Dispositivos menores a ese tamaño disminuyen considerablemente su capacidad de humidificación, que empeorará aún más con el aumento del volumen corriente ³.

La resistencia de un dispositivo HME sin uso es de 5 centímetros de agua por cada litro de aire que pasa por el dispositivo en un segundo (cmH₂O/L/s), lo cual es sumamente despreciable ³. Sin embargo, la condensación excesiva o la acumulación de secreciones pueden aumentar de manera significativa la resistencia del humidificador. Esta situación puede provocar la oclusión del HME, fatiga de los músculos respiratorios, insuficiencia ventilatoria y posibles complicaciones durante el destete de la ventilación mecánica ^{2 33}.

La temperatura ambiente y el volumen minuto son otros aspectos que se midieron para evaluar si afectaban el rendimiento de los HMEs. En cuanto a la temperatura ambiente, se concluyó que tiene un efecto insignificante en los valores de HA que brinda el dispositivo, dando la posibilidad de utilizarlo en diferentes climas ³⁴. Con respecto a la ventilación minuto (VM) se demostró que, luego de 72 horas, a VM elevadas (mayores a 10 L/min), hubo una reducción mayor del diámetro interno del tubo endotraqueal con HME que con otro tipo de humidificadores ¹⁶. Sin embargo, Lellouche y colaboradores ³⁴ concluyeron que al utilizar VM de 10 y 20 L/min no se mostraron cambios significativos en el rendimiento de la humidificación, lo que sugiere que no se tenga en cuenta la VM a la hora de elegir un tipo de humidificación, siempre y cuando tenga un monitoreo constante y se renueve el dispositivo en los tiempos adecuados.

Frente al temor de fracaso del dispositivo de humidificación pasiva, debido principalmente al aumento del espacio muerto instrumental y a la resistencia generada, se establecieron las siguientes contraindicaciones para su uso ^{2 4 16}:

1. Presencia de secreciones espesas o copiosas.
2. Pacientes tratados con volúmenes corrientes bajos, como en el caso de síndrome de distrés respiratorio agudo (SDRA).
3. Presencia de secreciones hemáticas.
4. Cuando hay pérdida del volumen corriente espirado.

5. Pacientes hipotérmicos (T° corporal menor a 32°), donde el gas espirado no tendrá la humedad y calor necesarios para brindarle a la inspiración posterior.
6. Pacientes con quemaduras ya que se encuentran deshidratados.

Además de las contraindicaciones mencionadas, se recomienda el cambio del dispositivo humidificador en un lapso de 24-48 horas o de acuerdo a las instrucciones del fabricante; esto es para evitar una potencial disminución en su rendimiento, buscando minimizar el riesgo de incremento de la resistencia o contaminación y obstrucción a causa de condensación acumulada ^{29 32}.

IV.d.3 Humidificadores activos:

Otra forma de acondicionar los gases medicinales es a través de equipos especializados denominados humidificadores calentados o activos (HH, por sus siglas en inglés “heated humidifiers”) ³³. Estos dispositivos se ubican en la rama inspiratoria del circuito, proximal al respirador, y constan de una carcasa plástica con base metálica, que se coloca sobre un calentador eléctrico. Dentro de este recipiente se deposita el agua estéril, y al calentarse la base, el agua aumenta su temperatura por convección ^{3 4}. En la mayoría de los dispositivos la temperatura está preestablecida a 37°C ¹⁶.

Su principio de funcionamiento se basa en el paso del gas por el depósito de agua calentada, y una vez que se cargue de vapor de agua, viaja por la rama inspiratoria hacia las vías aéreas del paciente. Al disminuir la temperatura del aire circundante durante su recorrido, es posible que el vapor de agua se condense y se acumule, lo que puede aumentar el riesgo de contaminación del circuito. Para ello, se utilizan trampas de agua, las cuales deben ser removidas regularmente ⁴.

Los humidificadores activos pueden incorporar un mecanismo con un cable calefactor, por lo general únicamente a lo largo de la rama inspiratoria, el cual mantiene la temperatura en el circuito con el objetivo de minimizar la condensación. Estos dispositivos incluyen sensores que funcionan como sistema de alarma, activándose cuando la temperatura supera o cae por debajo de los niveles recomendados. Los sensores están ubicados a la salida del humidificador y cerca del paciente, en la pieza en Y (Fig. 30)³⁴.

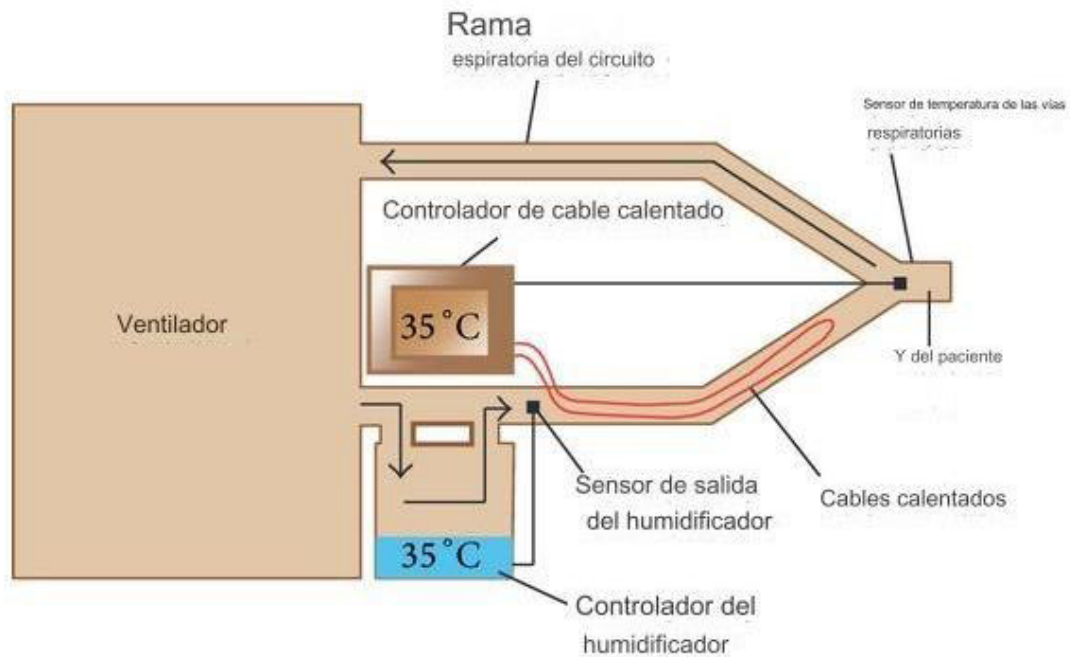


Fig. 30 Representación gráfica de un humidificador activo con cable calentado. Fuente: Al Ashry HS, Modrykamien AM. Humidification during mechanical ventilation in the adult patient. Biomed Res Int. 2014.

Hay que tener en cuenta que, si bien los dispositivos con circuitos con alambre caliente ayudan a mantener una temperatura estable a lo largo de su recorrido y reducen la condensación; frente a elevada temperatura ambiental (28-30 °C) y ventilación minuto (mayores a 10 L/min) se manifiesta una reducción considerable de la humedad absoluta a menos de 20 mg/l, exponiendo al paciente a un mayor riesgo de oclusión de la vía aérea artificial, principalmente provocado por el aumento de la viscosidad de las secreciones³³⁵. Frente a estas situaciones adversas, se enfatiza la importancia de ajustar la configuración de los humidificadores y considerar alternativas como el uso de HMEs (efectos insignificantes ante cambios en la temperatura ambiental) o HHs con sistema de compensación automática, los cuales calculan la cantidad de energía térmica necesaria para humidificar un volumen específico de gas y ajustan la temperatura del depósito de agua en consecuencia^{34 35}.

Por otra parte, aunque los humidificadores sin cable calefactor proporcionan mayores niveles de humedad absoluta en comparación con los de circuito con alambre caliente, también generan un mayor volumen de secreciones respiratorias y condensación. Por esta razón, no se recomienda su uso en la atención de cuidados intensivos ³⁶.

Los humidificadores activos han evolucionado a lo largo de los años en su técnica de humidificación, eso por eso que se los puede clasificar en cuatro tipos diferentes:

- Humidificadores de burbuja: el gas se introduce en un tubo bajo presión, el cual drena en el recipiente calentado y sale por el extremo distal, sumergido por debajo de la superficie del agua. Luego, el gas forma burbujas que aumentan la temperatura y humedad a medida que ascienden hacia la superficie. Algunos dispositivos disponen de un filtro sinterizado en el extremo distal del tubo para reducir el tamaño de las burbujas ya que, a menor tamaño, mayor es la interfaz agua-gas, lo que permite mayor contenido de vapor de agua (Fig. 31) ^{4 29}. Otros

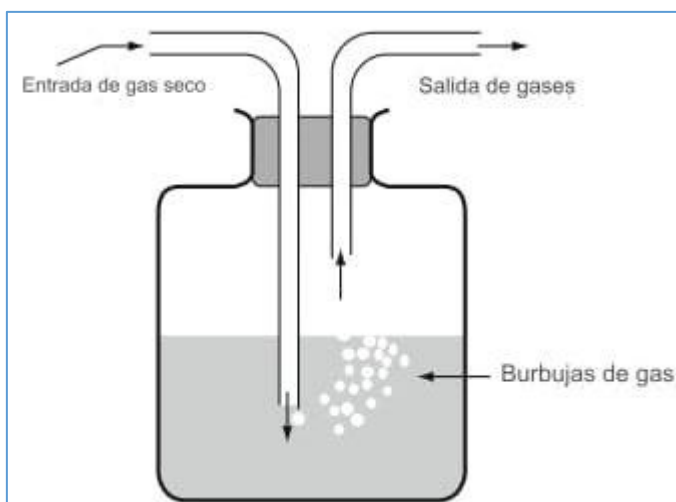


Fig. 31 Representación gráfica de un humidificador de burbuja.
Fuente: Esquinas AM, editor. Humidification in the intensive care unit: The essentials. Berlín: Springer-Verlag; 2012.

factores que influyen en la eficacia del dispositivo son la cantidad de agua en el recipiente y el flujo. Cuanto mayor es la columna de agua en la carcasa, mayor es la interfaz agua-gas; inversamente, a mayor flujo circulante, menor es el rendimiento, debido a que el tiempo de humidificación del gas es menor. Los distintos modelos pueden ser con o sin calefacción.

El funcionamiento de estos humidificadores no cumple con ninguno de los 3 mecanismos de transmisión de calor descritos en capítulos anteriores. Por esta razón, no actúan como dispositivos acondicionadores del gas inspirado, lo que ha llevado a su desuso en la unidad de cuidados intensivos ^{3 4}.

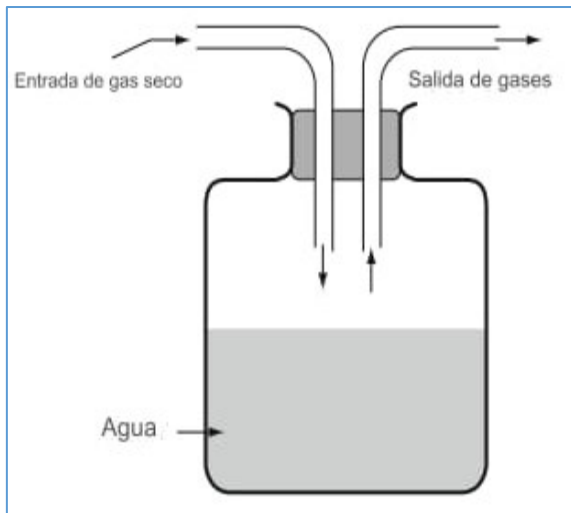


Fig. 32 Representación gráfica de un humidificador passover simple. Fuente: Esquinas AM, editor. Humidification in the intensive care unit: The essentials. Berlín: Springer-Verlag; 2012.

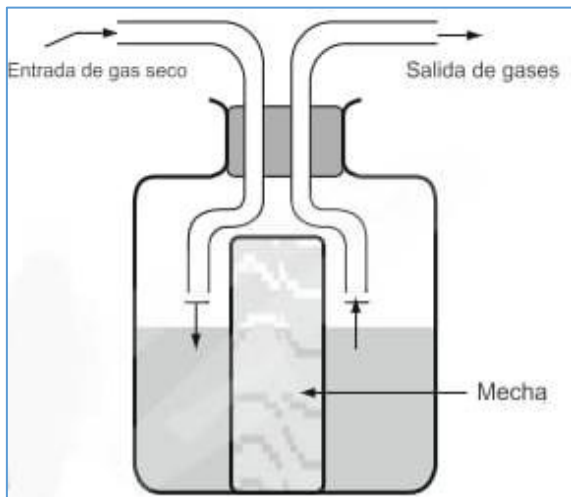


Fig. 33 Representación gráfica de un humidificador passover de mecha o "wick". Fuente: Esquinas AM, editor. Humidification in the intensive care unit: The essentials. Berlín: Springer-Verlag; 2012.

- Humidificadores passover: a diferencia de los humidificadores de burbuja, el gas seco que ingresa al recipiente no emerge por el extremo distal del tubo por debajo de la superficie del agua, sino que lo hace por encima de la misma. Esto hace que disminuya considerablemente la resistencia, lo que los convierte en los dispositivos de humidificación activa más utilizados en la UCI debido a su relación rendimiento-coste ^{3 32}. Existen distintas variantes de estos humidificadores calentados. Una de ellas es el passover simple, en el cual el flujo de aire pasa sobre la superficie del agua, limitando la interfaz agua-gas (Fig. 32). Otro tipo de estos dispositivos son los de mecha o "wick", en los cuales una membrana porosa, rodeada de un elemento calefactor, se introduce bajo el agua en posición vertical. Esta membrana absorbe la humedad y se mantiene constantemente saturada de vapor de agua, lo que aumenta la superficie de contacto y, por ende, la interfaz entre el agua y el gas

(Fig. 33). La última variante implica una membrana porosa hidrófoba, que separa la corriente de agua del gas. Gracias a sus características hidrofóbicas, esta membrana permite el paso del vapor de agua, humidificando el gas seco, pero impide el paso del agua líquida (Fig. 34). Las dos últimas variantes de

humidificadores descritas se utilizan principalmente en la UCI, ya que no generan burbujas ni microaerosoles ^{3 4 29}.

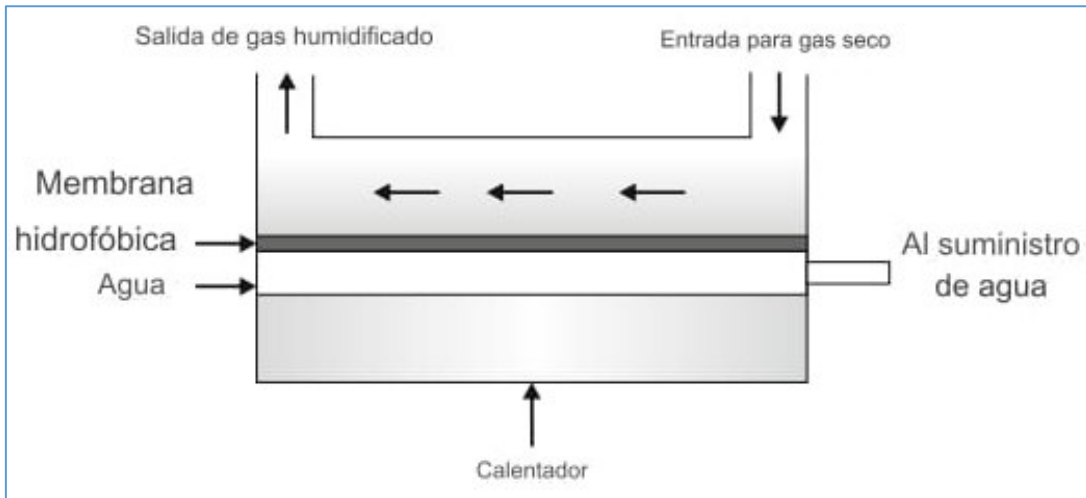


Fig. 34 Representación gráfica de un humidificador pasover de membrana hidrofóbica. Fuente: Esquinas AM, editor. *Humidification in the intensive care unit: The essentials*. Berlín: Springer-Verlag; 2012.

- Humidificadores de contraflujo: en este dispositivo, el agua se calienta fuera del humidificador y luego se bombea hacia su parte superior para ingresar en el recipiente a través de pequeños poros. El gas seco fluye en dirección contraria, aumentando su humedad y temperatura a medida que pasa por la cámara llena de agua caliente (Fig. 35) ³⁷.

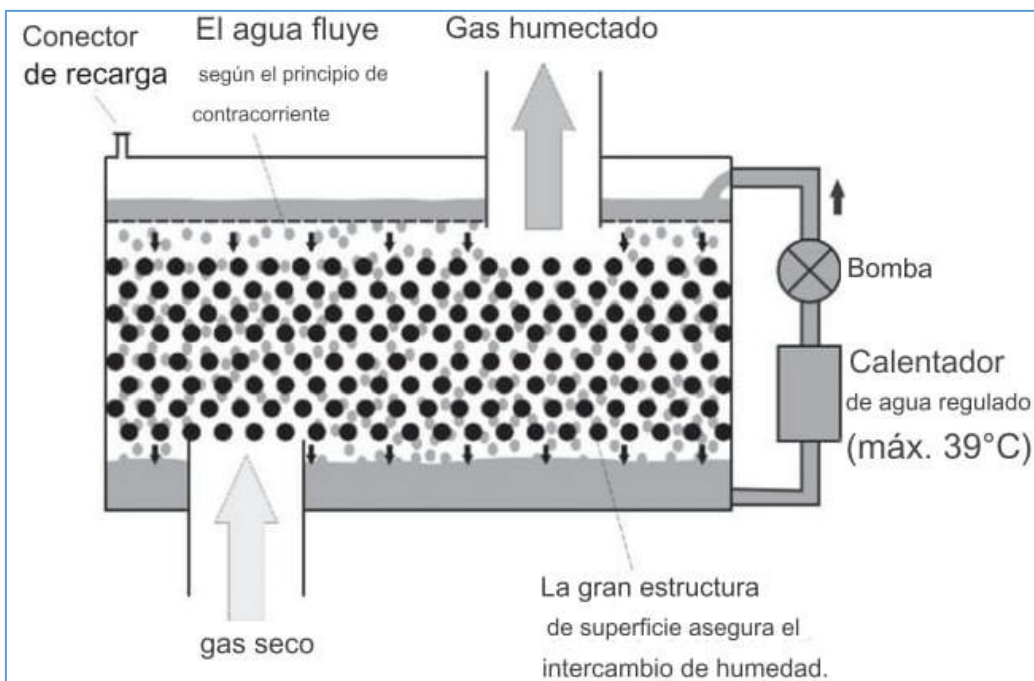


Fig. 35 Representación gráfica de un humidificador de contraflujo. Fuente: Schumann S, Stahl CA, Möller K, Priebe H-J, Guttman J. *Moisturizing and mechanical characteristics of a new counter-flow type heated humidifier*. *Br J Anaesth*. 2007.

- Vaporizador en línea: es un dispositivo que inyecta vapor de agua en el flujo de gas del circuito del ventilador en la rama inspiratoria, proximal a la conexión en Y al paciente. El diseño de este humidificador incluye un calentador de disco que asegura que el gas se mantenga a una temperatura óptima, lo que es crucial para la preservación de las propiedades de la humedad. La cantidad de agua que se inyecta se regula mediante una bomba peristáltica (controlador), lo que permite ajustar la humedad de acuerdo con las necesidades específicas del paciente. Su proximidad a la pieza en Y elimina la necesidad de utilizar cables calefactores o sondas para mantener la temperatura. Este humidificador se utiliza especialmente en la ventilación de alta frecuencia percutánea, que proporciona volúmenes corrientes bajos a una alta frecuencia respiratoria. Está indicado para pacientes en situaciones críticas, como en casos de lesiones por inhalación o síndrome de

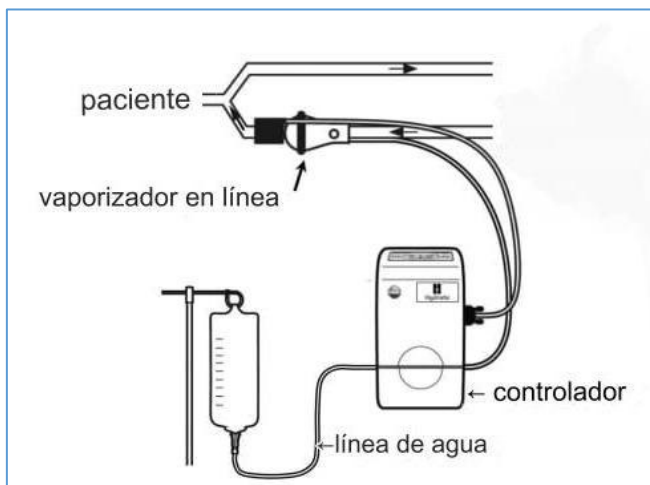


Fig. 36 Representación gráfica de un humidificador vaporizador en línea. Fuente: Tiffin NH, Short KA, Jones SW, Cairns BA. Comparison of three humidifiers during high-frequency percussive ventilation using the VDR-4® Fail-safe Breathing Circuit Hub. J Burn Care Res. 2011.

dificultad respiratoria aguda (SDRA). Lo que hace realmente ventajoso al vaporizador en línea en este tipo de ventilación, a diferencia de otros humidificadores, es su ubicación proximal al paciente, lo que maximiza la humedad que llega a las vías respiratorias, y su capacidad para inyectar vapor independientemente de la frecuencia del flujo (Fig. 36)^{38 39}.

IV.d.4 Aspectos a considerar HH:

Cuando se contradice el uso de dispositivos de humidificación pasiva, ya sea por secreciones abundantes, estrategias de volúmenes corriente bajos o en casos de hipotermia; se vuelve necesario acondicionar los gases medicinales durante la ventilación mecánica mediante humidificación activa, ya que los mismos no poseen estrictamente contraindicaciones. De igual forma, estos dispositivos no están exentos de precauciones y/o complicaciones^{2 29}.

El riesgo de quemaduras es algo que se debe tener siempre en cuenta al usar humidificadores calentados. Una temperatura excesiva puede provocar daños en las vías aéreas del paciente; por ello, se debe mantener un monitoreo constante, asegurándose de no superar los 37°C del gas ni los 41°C del calefactor. Además, el riesgo térmico también incumbe a los profesionales de la salud que manipulan el equipo ²⁴.

En cuanto al control de infecciones o la contaminación del circuito, es crucial tomar ciertas precauciones, como chequear la presencia de condensado, posicionar correctamente las trampas de agua para que reciban el líquido drenado, y nunca volcar el condensado en la cámara humidificadora dado que se considera un residuo infeccioso. También es importante no llenar la cámara más allá del nivel máximo indicado, ya que el líquido podría ingresar en el circuito respiratorio. Por supuesto, siempre se debe cumplir con las especificaciones del fabricante ^{3 29}.

Existe también riesgo de electrocución si el dispositivo no recibe un mantenimiento y monitoreo constantes, ya que son equipos eléctricos que manipulan agua y operan en ambientes húmedos. Otro motivo por el que es indispensable controlar el condensado ⁴.

Los humidificadores activos, a diferencia de los pasivos, presentan la gran ventaja de que pueden proporcionar temperaturas precisas (cuentan con un sistema de alarma para alertar si la temperatura excede o desciende de los niveles recomendados), además de no aumentar el espacio muerto instrumental ni la resistencia (si se usan adecuadamente). Estas ventajas los convierten en los dispositivos preferidos para acondicionar los gases en la UCI ³.

En la unidad de cuidados intensivos de las instituciones de salud, cuando se dispone de humidificadores calentados y de intercambiadores de calor y humedad, es posible elegir entre uno de estos dispositivos dependiendo del contexto clínico. Lo que no se aconseja es utilizar ambos dispositivos simultáneamente, ya que aumenta el riesgo de oclusión de la vía aérea, lo que puede conducir a complicaciones graves, incrementando la morbilidad y mortalidad del paciente. Esto se debe a que el acondicionamiento de los gases en la rama inspiratoria por parte del HH hará que el HME ya reciba aire caliente y humidificado. Sumado a su capacidad de retención de humedad luego de cada espiración, esto provoca una acumulación de condensado en ambas membranas, lo que aumenta la resistencia al flujo de aire ⁴⁰.

IV.d.5 Humidificadores especiales:

Existen dispositivos de humidificación de tipo híbridos, que constan de un HME al cual se le añade una fuente activa de calor, con el propósito de aumentar su capacidad de humidificación. A lo largo del tiempo se crearon varios modelos ⁴.

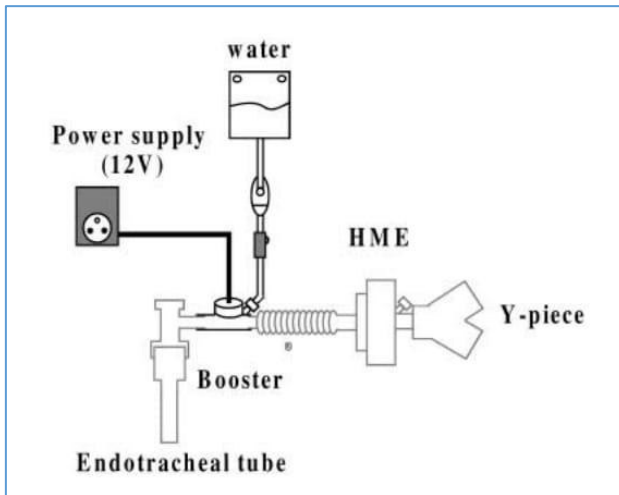


Fig. 37 Representación gráfica de un humidificador HME-Booster. Fuente: Esquinas AM, editor. *Humidification in the intensive care unit: The essentials*. Berlín: Springer-Verlag; 2012.

El modelo HME-Booster, como indica su nombre, es un intercambiador de calor y humedad al cual se le incorpora un conector en forma de "T", que posee un calentador para añadir humedad al gas antes de que llegue al paciente, y una cámara para agregar agua destilada. Este dispositivo también cuenta con una membrana hidrófoba en su parte superior, que permite el paso del agua hacia la tubuladura únicamente

cuando esta se evapora (Fig. 37) ^{3 41}. Las ventajas que presentan estos dispositivos son su fácil y seguro uso, la disminución de los aspectos negativos con respecto al resto de los humidificadores pasivos y activos, y permite mayores niveles de humidificación (2-3 mg/l más que los HME) ^{29 41}.

Otro modelo disponible de humidificadores híbridos es el dispositivo Performer, compuesto por un elemento metálico delgado con agujeros pequeños que se encuentra entre dos membranas hidrófobas e higroscópicas, dentro de una caja plástica rígida. La placa metálica se calienta mediante una fuente externa de calor. A través de un puerto en su parte superior se agrega el agua estéril mediante una bomba que, al calentarse entre las dos membranas, se evapora y aumenta el contenido de vapor en el gas inspirado. También posee un filtro antimicrobiano (Fig. 38). En condiciones normales, puede entregar desde 31,9 a 34,3 de humedad absoluta ^{4 42}.

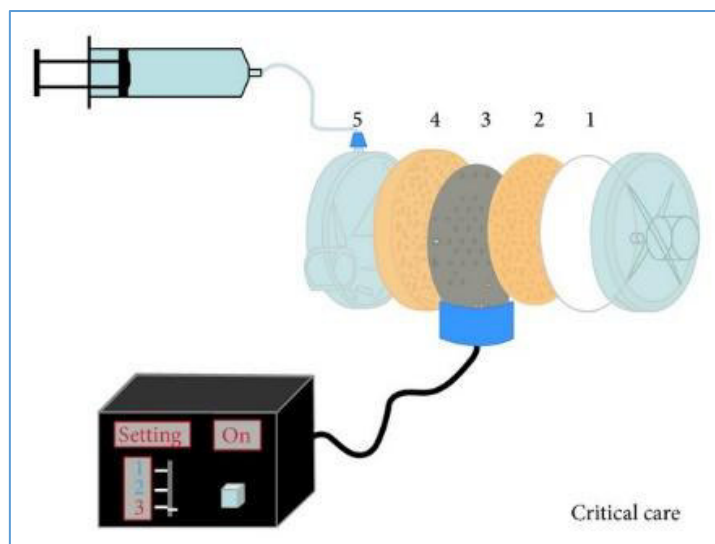


Fig. 38 Representación gráfica de un humidificador Performer. 1- Filtro antimicrobiano. 2 y 4- Membranas hidrófobas e higroscópicas. 3- Placa metálica. 5- Puerto donde se agrega el agua. Fuente: Al Ashry HS, Modrykamien AM. Humidification during mechanical ventilation in the adult patient. Biomed Res Int. 2014.

El Hygrovent Gold es un HME hidrofóbico activo que cuenta con un adaptador para insertar un elemento calefactor y una línea para suministrar agua de manera continua. Este dispositivo es capaz de proporcionar hasta 36,3 mg/l de HA, un valor significativamente superior al de otros HME hidrofóbicos pasivos. Para evitar la sobrehumidificación, el Hygrovent Gold está equipado con un sensor térmico. No obstante, una de sus desventajas es la mayor resistencia al flujo, debido a la acumulación de condensado en su componente pasivo, lo que requiere cambiarlo cada 24 horas o menos (Fig. 39) ⁴³.



Fig. 39 HME activo Hygrovent Gold. Fuente: Pelosi P, Severgnini P, Selmo G, Corradini M, Chiaranda M, Novario R, et al. In vitro evaluation of an active heat-and-moisture exchanger: the Hygrovent Gold. Respir Care. 2010.

El Humid Heat es otra variante de estos tipos de humidificadores, que consta de un HHME con un componente activo que proporciona calor externo, y el agua se añade del lado del paciente. El HHME está dentro de una carcasa calentada que contiene un

elemento de papel, proporcionando una superficie para la transferencia de humedad al gas. Sobre el papel, el agua gotea de manera continua a través de una fuente que, gracias a la temperatura de la carcasa, se evapora, aumentando la temperatura del gas inspirado. El único parámetro que se debe configurar en este dispositivo es el volumen minuto (con un máximo de 30 l/min), ya que la temperatura y la humedad están preestablecidas. Proporciona niveles de HA similares a los del resto de los humidificadores, pero con menos condensación y consumo de agua. Sin embargo, su gran desventaja radica en el espacio muerto instrumental que añade (73 ml) ^{3 5 34}.

En situaciones en las que se agota el agua de la cámara y se busca evitar el riesgo de suministrar gas seco al paciente, estos dispositivos combinados continúan funcionando como un HME pasivo, acondicionando el aire inspirado gracias a la retención de calor de la espiración anterior ^{41 42 43}.

En el mercado también existen humidificadores especiales que permiten la administración de aerosolterapia (HME-AD), evitando la apertura del circuito y reduciendo el riesgo de contaminación de las tubuladuras. Este dispositivo HME-AD tiene dos configuraciones: la de HME, que hace que funcione como un intercambiador de calor y humedad convencional, y la de aerosolterapia, permitiendo que el fármaco se dirija directamente al

paciente y evite su paso por el material humidificador. Este cambio de configuración se realiza simplemente rotando el eje central del dispositivo (Fig. 40) ⁴⁴.

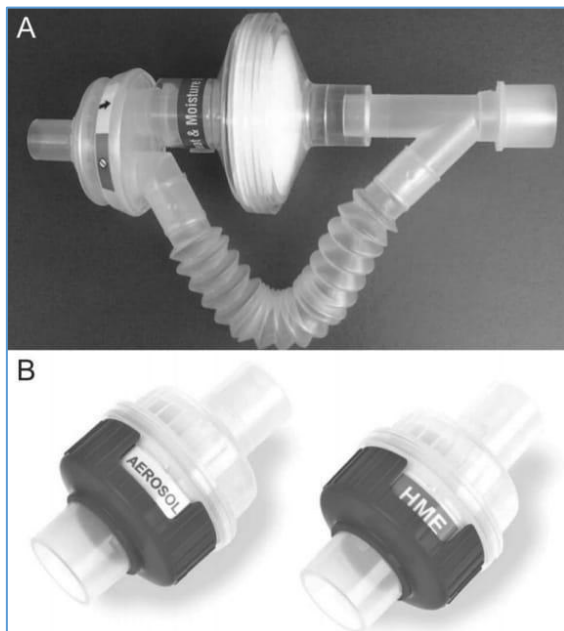


Fig. 40 Humidificadores HME-AD. Fuente: Ari A, Alwadeai KS, Fink JB. Effects of heat and moisture exchangers and exhaled humidity on aerosol deposition in a simulated ventilator-dependent adult lung model. *Respir Care*. 2017.

IV.e Capítulo 5: “Acondicionamiento del gas en ventilación mecánica”

Como se mencionó en capítulos anteriores, el 75% del suministro de calor y humedad se produce en las vías aéreas superiores, siendo la nasofaringe la principal zona de acondicionamiento del gas en condiciones fisiológicas. Si bien el resto del tracto respiratorio participa en este proceso, su contribución es indudablemente menor ^{2 7}.

Cuando un paciente es intervenido con una vía aérea artificial invasiva se necesita indispensablemente contrarrestar el desvío del tracto superior a través de dispositivos artificiales para filtrar, humidificar y calentar los gases medicinales fríos y secos. Si la humidificación es insuficiente e inefectiva pueden ocurrir lesiones o complicaciones a las pocas horas de la asistencia mecánica, a causa de que el gas con baja HA absorbe la humedad de la mucosa traqueobronquial, dando como resultado secreciones secas, taponamiento mucoso y obstrucción aérea ^{5 16}.

Durante la ventilación mecánica no invasiva no se produce el cortocircuito de las vías respiratorias que ocurre cuando se aplica un tubo endotraqueal o una cánula de traqueostomía. Sin embargo, el uso de altas tasas de flujo puede superar los mecanismos fisiológicos que acondicionan el gas inspirado; además, la respiración bucal es común, lo que reduce aún más la efectividad del proceso de humidificación. Si no se maneja correctamente, se secan y aumenta la resistencia de las vías respiratorias superiores, incrementando la incomodidad y causando un deterioro anatómico y funcional de la mucosa nasal, afectando tanto a los pacientes con VNI en centros de salud como a quienes la utilizan en su domicilio ^{16 45}.

Tanto para la ventilación mecánica invasiva como no invasiva, los dispositivos utilizados para humidificar, calentar y filtrar los gases medicinales son los intercambiadores de calor y humedad, y los humidificadores térmicos. Según la American Association for Respiratory Care, valores inferiores a 30 mg/l de humedad absoluta, 34°C de temperatura y 100% de humedad relativa en los HME, así como 33 mg/l de HA, 34°C de temperatura y 100% de HR en los humidificadores térmicos, se consideran insuficientes para satisfacer los requerimientos que el organismo necesita para su funcionamiento, situación que vuelve indispensable la monitorización constante del funcionamiento de estos dispositivos ²³.

Para la ventilación mecánica invasiva, siempre que no esté contraindicado su uso, se opta por los intercambiadores de calor y humedad, generalmente los HME higroscópicos, ya que proporcionan mayores niveles de HA. Si en menos de 24 horas el HME ha sido removido más de 4 veces debido a la acumulación visible de secreciones o sangre se recomienda cambiar a un sistema de humidificación activo ^{3 16}. Para implementar un humidificador pasivo, basta con colocarlo en el circuito respiratorio entre el paciente y la pieza en Y, de modo que cumpla con su principio de funcionamiento: retener el calor y la humedad de la espiración y transferirlos a la siguiente inspiración, asegurando que el gas inspirado tenga las condiciones adecuadas para proteger las vías respiratorias ¹⁶.

En el caso de los humidificadores activos, los más utilizados actualmente en la UCI son los dispositivos de tipo passover, gracias a su relación rendimiento-costo. A comparación de los HME, su implementación es más compleja, los mismos disponen de tres modos principales de regulación ³²:

1. Modo invasivo y no invasivo: permite ajustar el rango de temperatura y la HA del gas según el modo ventilatorio. En el modo invasivo, la temperatura seleccionable suele oscilar entre 33 °C y 39 °C, mientras que para la VNI se permite un rango entre 28 °C y 37 °C.
2. Temperatura del paciente: permite configurar la temperatura deseada del gas en la bifurcación de la rama inspiratoria y espiratoria, conocido como punto “Y” del circuito.
3. Gradiente de temperatura: este parámetro permite configurar una diferencia de temperatura entre la celda de evaporación y el paciente, gracias a la presencia de dos sensores de temperatura. Estos gradientes suelen oscilar entre -3 y +3 °C. Una temperatura más elevada en la celda de calentamiento corresponde a una mayor evaporación del agua y humedad absoluta.

Estos dispositivos de humidificación, además de ser complejos en su configuración, deben ser fácilmente ajustables en ambos modos de ventilación, ofreciendo una amplia gama de temperaturas y un monitoreo constante tanto de la cantidad de agua en la carcasa como de la temperatura en la celda de evaporación y la suministrada al paciente. La mayoría viene con una temperatura preestablecida de 37°C (± 2), lo que proporciona un 100% de HR y 44 mg/l de HA ^{16 32}.

En cuanto a la elección del humidificador para VNI, son más recomendados los dispositivos activos debido a que los HME presentan importantes contraindicaciones, principalmente debido al aumento del espacio muerto. Esto incrementa el volumen minuto al elevar la frecuencia respiratoria, lo que dificulta la eliminación de CO₂ y aumenta el trabajo respiratorio. Además, cuando se presentan grandes fugas en la mascarilla, tampoco se recomienda el uso de HME, ya que el paciente no exhala suficiente volumen corriente (VT) para proporcionar una humidificación adecuada en la siguiente inspiración¹⁶. En el caso de los HH, su eficacia disminuye frente a elevadas temperaturas ambientales³⁵.

Uno de los principales factores que atenta contra la adecuada humidificación provocando una caída continua de la HA durante la VNI son las fugas de aire, ya sea por la boca y/o a través de la máscara periférica, debido al flujo unidireccional de aire nasal que genera, lo que reduce la capacidad de la mucosa para recuperar calor y humedad durante la espiración. Por ello, es importante tener en cuenta la interfaz a utilizar, ya que las mascarillas nasales se asocian con mayores fugas que las faciales, lo que puede derivar en un inadecuado acondicionamiento del gas inspirado (Fig. 41)^{45 46}. También se debe considerar que, frente a altas tasas de flujo (mayores a 55 l/min), muchos humidificadores comerciales no son capaces de generar una HR adecuada⁴⁵.



Fig. 41 Efectos fisiopatológicos de la fuga de aire sobre el acondicionamiento gaseoso de las vías respiratorias superiores. Fuente: Esquinas Rodríguez AM, Scala R, Soroksky A, BaHammam A, de Klerk A, Valipour A, et al. Clinical review: humidifiers during non-invasive ventilation--key topics and practical implications. Crit Care. 2012

Si bien en la práctica clínica la temperatura ajustada del HH se basa en el confort del paciente, al optar por los valores más elevados disponibles, se observan mejores niveles de HA ^{45 46}. En menor medida, la humidificación en el tracto respiratorio también se ve afectada cuanto más elevada sea la fracción de oxígeno inspirado (FiO₂) y la presión positiva al final de la espiración (PEEP) ⁴⁶.

En lo que respecta a la VNI domiciliaria, aunque algunos autores sostengan que la humidificación no tiene un efecto relevante, los pacientes expuestos continuamente a gases fríos y secos suelen manifestar congestión nasal, boca seca y dolor de garganta. Por este motivo, numerosos estudios concluyen que acondicionar los gases desde el inicio de la VNI crónica ayuda a mantener los niveles de humedad y a disminuir estas molestias. En relación con esto, la Academia Americana de Medicina del Sueño recomienda el uso de HH en pacientes con VNI que padecen síndrome de apnea obstructiva del sueño ^{16 45}.

V. Estrategia metodológica:

Para cumplir con los objetivos propuestos, se llevará a cabo una revisión bibliográfica de artículos científicos publicados en los últimos 12 años, utilizando las bases de datos PubMed, Biblioteca Virtual en Salud, Scielo y Google Scholar. Las palabras claves a utilizar son las siguientes:

Término	Término libre	MeSH	DeCS
#1	Respiración Artificial	Respiration, Artificial	Respiración Artificial
#2	Temperatura Alta	Hot Temperature	Temperatura Alta
#3	Humidificadores	Humidifiers	Humidificadores
#4	Humedad	Humidity	Humedad
#5	Adulto	Adult	Adulto
#6	Ventilación no Invasiva	Noninvasive Ventilation	Ventilación no Invasiva
#7	Intubación Intratraqueal	Intubation, Intratracheal	Intubación Intratraqueal
#8	Traqueostomía	Tracheostomy	Traqueostomía

De la siguiente manera se combinaron los términos seleccionados utilizando los operadores booleanos “AND” y “OR”:

	Término	Conector	Término	Conector	Término	Conector	Término	Resultado
#9	#1	AND	#2	AND	#3	AND	#5	11
#10	#1	AND	#2	AND	#4			193
#11	#3	AND	#6					8
#12	#7	OR	#8					51716
#13	#3	AND	#12					16

Dentro de la selección de artículos se tendrán en cuenta metaanálisis, revisiones sistémicas, ensayos controlados aleatorizados y ensayos clínicos. Los criterios de elegibilidad serán los siguientes:

De inclusión:

- Artículos publicados en un periodo de tiempo comprendido entre el año 2012 y 2024.
- Estudios que incluyan un grupo etario de adultos mayores a 18 años.
- Artículos científicos completos.
- Estudios realizados en pacientes asistidos con ventilación mecánica invasiva o no invasiva.
- Artículos publicados en español o inglés.

De exclusión:

- Artículos publicados fuera del periodo de tiempo establecido.
- Estudios realizados en personas menores de 18 años o animales.
- Artículos científicos incompletos.

VI. Contexto de análisis:

Tras el desarrollo del marco teórico sobre las bases del acondicionamiento del gas inspirado y los distintos dispositivos humidificadores disponibles en la actualidad, se presenta la selección de artículos científicos que cumplen con los criterios de inclusión y exclusión previamente establecidos. El análisis de estos estudios tiene como objetivo aportar evidencia y brindar certezas basadas en la bibliografía actualizada, con el fin de responder a la pregunta de investigación.

1. “Heat and moisture exchangers (HMEs) and heated humidifiers (HHs) in adult critically ill patients: a systematic review, meta-analysis and meta-regression of randomized controlled trials”⁴⁷

(Intercambiadores de calor y humedad (HME) y humidificadores térmicos (HH) en pacientes adultos con enfermedades graves: una revisión sistemática, metaanálisis y meta-regresión de ensayos controlados aleatorios)

Autores: Vargas, M., Chiumello, D., Sutherasan, Y., Ball, L., Esquinas, A. M., Pelosi, P., & Servillo, G. Crit Care [Internet]. 2017;21(1).

Este estudio es una revisión sistémica y metaanálisis de ensayos controlados aleatorizados (ECA), que tiene como objetivo evaluar los efectos de los HME y HH en la prevención de la oclusión artificial de las vías respiratorias, en la neumonía y en la mortalidad en pacientes adultos en estado crítico. Para profundizar en los resultados, el estudio además realizó una meta-regresión, una técnica adicional dentro del metaanálisis, que exploró la influencia de ciertas características clínicas de los pacientes en la efectividad de los dispositivos.

Se incluyó un total de 2442 pacientes en estado crítico de 18 ECA distintos, seleccionados mediante una búsqueda en base de datos médicas. Los ensayos incluidos comparan cualquier tipo de HH (con o sin alambre calentado) y HME.

Los resultados se clasificaron en primarios y secundarios. El resultado primario fue la incidencia en la oclusión de las vías respiratorias, mientras que los secundarios incluyeron la incidencia de neumonía y mortalidad.

En cuanto a los resultados primarios, no hubo diferencias significativas en la oclusión de las vías respiratorias entre pacientes tratados con HME y HH. Tampoco existieron

diferencias al comparar HME con HH con alambre calentado. Sin embargo, la oclusión de las vías aéreas fue mayor al utilizar HME en comparación con HH sin cable calefactor. No se detectaron tampoco diferencias entre HMEs higroscópicos e hidrofóbicos respecto a los HH.

Los resultados secundarios evidenciaron diferencias insignificantes en cuanto a la incidencia de neumonía entre pacientes tratados con HME y HH, incluyendo los humidificadores térmicos con y sin cable calefactor. De manera similar, la mortalidad no mostró diferencias entre ambos dispositivos.

La meta-regresión en este estudio se aplicó para explorar la relación entre la oclusión de las vías respiratorias y factores clínicos específicos. Se encontró una relación estadísticamente significativa, donde a mayor incidencia de neumonía, menor fue el riesgo de oclusión al utilizar HME en comparación con HH. Asimismo, se observa una tendencia hacia un menor riesgo de oclusión con HME cuando los pacientes recibieron ventilación mecánica por mayor tiempo, aunque esta asociación no alcanzó la significación estadística. Estos resultados sugieren una posible ventaja del uso de HME en pacientes con neumonía y en aquellos que requieren ventilación prolongada, en términos de menor oclusión de la vía aérea.

El presente estudio concluyó que no existe una superioridad clara de los HH sobre los HME en términos de resultados clínicos. Por lo tanto, se recomienda que la elección del dispositivo humidificador se base en el contexto clínico, buscando evitar complicaciones y alcanzar el rendimiento adecuado al menor costo posible.

2. “Heat and moisture exchangers versus heated humidifiers for mechanically ventilated adults and children (review)”⁴⁸

(Intercambiadores de calor y humedad versus humidificadores térmicos para adultos y niños con ventilación mecánica (Revisión))

Autores: Gillies D, Todd DA, Foster JP, Batuwitage BT. Cochrane Database Syst Rev [Internet]. 2017;9(12):CD004711.

En el caso de este estudio, es una revisión sistémica con metaanálisis que tiene como objetivo evaluar si los intercambiadores de calor y humedad o los humidificadores térmicos son más efectivos en la prevención de complicaciones en personas que reciben

ventilación mecánica invasiva. Aunque incluye ensayos realizados tanto en adultos como en niños, se priorizan los resultados en la población adulta, ya que representan la mayor parte de los datos analizados y son directamente aplicables al objetivo de esta tesis. Por este motivo, los resultados en la población pediátrica no serán considerados en esta descripción, dado que corresponden únicamente a solo 3 de los 34 ensayos incluidos en el presente estudio y exceden el alcance planteado en esta investigación.

Se incluyeron 2725 pacientes adultos asistidos con ventilación mecánica invasiva, distribuidos en 31 ensayos clínicos provenientes de 12 países. Los mismos fueron seleccionados mediante una búsqueda sistemática en base de datos reconocidas, excluyendo aquellos estudios en los cuales no se informó de aleatorización en su diseño. Los dispositivos evaluados fueron los HME, clasificados en hidrofóbicos, higroscópicos y combinados; y los HH, con o sin alambre calentado.

En cuanto a los resultados, se dividieron en primarios y secundarios. Los primarios incluyeron la incidencia de oclusión artificial de la vía aérea, la mortalidad por cualquier causa y la neumonía. Por otro lado, los resultados secundarios se enfocaron en complicaciones respiratorias (hipoxemia, hipercapnia, aspiraciones), medidas respiratorias (PaO_2 , $PaCO_2$, volumen corriente, ventilación minuto), aclaramiento de secreciones, cambios en la temperatura corporal, duración de la estancia en la UCI y en el hospital, y costo de los dispositivos.

Es importante resaltar que el análisis también tuvo en cuenta la heterogeneidad de los ensayos, la características de los pacientes y las condiciones clínicas específicas, lo que permitió una interpretación más precisa de los resultados.

Los resultados primarios mostraron los siguientes hallazgos:

- Oclusión artificial de las vías respiratorias: no existieron diferencias significativas entre ambos grupos.
- Mortalidad: no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos.
- Neumonía: no se demostraron diferencias significativas en la prevalencia de neumonía en general. Tampoco existieron diferencias cuando la neumonía fue diagnosticada en cualquier momento dentro del periodo de ventilación o si el diagnóstico fue al menos 48 horas después del comienzo de la ventilación. En un análisis más detallado, los HME hidrofóbicos mostraron una posible reducción

del riesgo de neumonía en comparación con los HME higroscópicos y humidificadores térmicos, aunque hay que considerar que estos datos provienen de un número reducido de estudios.

Los resultados secundarios demostraron lo siguiente:

- Complicaciones respiratorias: no se mostraron diferencias significativas entre ambos grupos en la prevalencia de atelectasias (3 estudios).
- Medidas respiratorias: no hubo diferencias significativas en los niveles de PaO₂ entre ambos grupos (4 estudios). La PaCO₂ fue significativamente mayor en el grupo HME (5 estudios). Tanto el volumen corriente como la ventilación minuto fue considerablemente mayor en el grupo HME (5 estudios).
- Eliminación de secreciones: las aspiraciones traqueales mostraron diferencias insignificantes entre los dos grupos (3 estudios). El uso de solución salina por día fue significativamente menor en el grupo HME (3 estudios).
- Temperatura corporal: los pacientes tratados con HME tuvieron temperatura corporal ligeramente más baja (8 estudios).
- Duración en la UCI y en el hospital: los datos no mostraron diferencias claras, aunque no pudieron ser agregados a un metaanálisis debido a sesgos en los datos.
- Costo de los dispositivos: todos los estudios que reportaron costos indicaron que los HME fueron significativamente más económicos.

Los autores llegan a la conclusión que la elección del dispositivo humidificador en pacientes adultos asistidos con ventilación mecánica invasiva no parece afectar la prevalencia de oclusión artificial de las vías respiratorias, mortalidad o neumonía. Al mismo tiempo, resaltan que los resultados de esta revisión deben tomarse con cautela ya que algunos estudios analizados tienen un riesgo alto de sesgo y urge la necesidad de mayor investigación acerca de la comparación de los diferentes tipos de HME y HH.

3. “Effectiveness of heat and moisture exchangers in preventing ventilator-associated pneumonia in critically ill patients: a meta-analysis”⁴⁹

(Eficacia de los intercambiadores de calor y humedad en la prevención de la neumonía asociada a la ventilación mecánica en pacientes graves: un metaanálisis)

Autores: Menegueti, M. G., Auxiliadora-Martins, M., & Nunes, A. A. BMC Anesthesiol [Internet]. 2014;14(1):115.

Este artículo científico es un metaanálisis cuyo objetivo es evaluar la efectividad de los HME en comparación con los HH para prevenir la neumonía asociada a la ventilación mecánica (NAVVM) en pacientes críticamente enfermos bajo ventilación mecánica invasiva. Se incluyen 10 ensayos controlados aleatorizados, con la participación de 1077 pacientes en el grupo HME y 953 en el grupo HH. Otro aspecto evaluado en este estudio fue si existían diferencias significativas en cuanto a la mortalidad, estando esta información disponible en 8 de los 10 ensayos seleccionados, donde el tamaño de la muestra fue de 884 pacientes para el grupo HME y 764 para el HH. La heterogeneidad entre las investigaciones fue baja.

La metodología utilizada para esta revisión sistémica de la literatura con metaanálisis implicó 6 etapas: selección de la hipótesis, selección de los estudios, definición de las características, análisis de los estudios incluidos, interpretación de los resultados y síntesis de los resultados. La búsqueda se realizó en bases de datos reconocidas como PubMed, Lilacs y Cochrane.

Los resultados no demostraron diferencias relevantes entre el uso de HME y HH en cuanto a la aparición de neumonía asociada a la ventilación mecánica. Tampoco se reportaron diferencias en las tasas/riesgos de mortalidad en el uso de HME y HH. Como resultados secundarios, el artículo también menciona que los HME pueden ser más económicos y menos laboriosos para el personal de salud, aunque pueden asociarse a complicaciones como obstrucciones o aumento de la resistencia en las vías respiratorias.

El estudio no logró excluir definitivamente una posible asociación entre los intercambiadores de calor y humedad y la prevención de NAVVM, pero sugiere que ambos dispositivos son comparables en términos de incidencia de neumonía y mortalidad. Los autores recomiendan la realización de ensayos clínicos futuros con mayor rigor metodológico y muestras más grandes para confirmar estos hallazgos. Además, resaltan

la importancia de monitorear eventos adversos de los HME, como obstrucciones del TET, hipercapnia e hipotermia, los cuales fueron reportados en algunos estudios.

4. “Impact of the humidification device on intubation rate during noninvasive ventilation with ICU ventilators: results of a multicenter randomized controlled trial”⁵⁰

(Impacto del dispositivo de humidificación en la tasa de intubación durante la ventilación no invasiva con ventiladores de UCI: resultados de un ensayo controlado aleatorizado multicéntrico)

Autores: Lellouche F, L’Her E, Abroug F, Deye N, Rodriguez PO, Rabbat A. Intensive Care Med [Internet]. 2014;40(2):211–9.

El estudio consta de un ensayo controlado aleatorizado multicéntrico, que evaluó el impacto del tipo de humidificación (HME vs. HH) en la tasa de intubación durante la ventilación no invasiva con ventiladores de UCI. Tiene como propósito probar la hipótesis de que el uso de humidificadoras térmicos durante la VNI se asocia a una menor tasa de intubación en comparación a los intercambiadores de calor y humedad.

Se llevó a cabo en 15 hospitales con experiencia en VNI e incluyó a 247 pacientes adultos, de entre 18 y 85 años, y se estratificó por tipo de insuficiencia respiratoria (hipoxémica o acidosis respiratoria). De estos, 119 fueron asignados al grupo de HH y 128 al grupo de HME. Se excluyeron aquellos pacientes con necesidad de intubación inmediata, deformidades faciales graves, probabilidad de cirugía, episodios previos de ventilación mecánica invasiva prolongada, neumotórax y decisiones previas de no resucitación. El criterio principal de valoración fue la tasa de intubación, mientras que los criterios secundarios incluyeron la tasa de intubación en los subgrupos de hipoxemia y acidosis respiratoria, la duración de la ventilación mecánica, la estancia en la UCI y en el hospital, la mortalidad, parámetros fisiológicos (FR, pH, PaCO₂) y la tolerancia (sequedad de las mucosas).

Los resultados obtenidos muestran que no hubo diferencias significativas en la tasa de intubación entre los dos grupos para toda la población (36.9% en HH vs. 29.7% en HME). En cuanto a los criterios de valoración secundarios, la PaCO₂ fue similar en ambos grupos, hasta incluso en los pacientes con acidosis respiratoria. No existieron diferencias

significativas en la mortalidad ni en la duración de la VNI, estancia en UCI u hospital, como tampoco en la tolerancia, donde el número medio de pacientes con sequedad significativa de la mucosa fue bajo, con 13,8% en el grupo HH y 13,2% en el HME. En el análisis de subgrupos, se registró una mayor tasa de intubación en pacientes hipoxémicos que utilizaron HH (41% frente a 26%), aunque esta diferencia no alcanzó la significancia estadística.

Los autores concluyeron que los humidificadores térmicos no mostraron beneficios significativos frente a los intercambiadores de calor y humedad en la tasa de intubación, ni en otros resultados clínicos relevantes. Esto fue así a pesar de los sólidos fundamentos fisiológicos que respaldan a los HH frente a los HME, como un menor espacio muerto instrumental y una mayor capacidad de humidificación. Por este motivo, sostienen que no se justifica el uso rutinario de HH durante la ventilación no invasiva, aunque podría considerarse en casos de hipercapnia severa o intolerancia al HME.

5. “Short-term effects of humidification devices on respiratory pattern and arterial blood gases during noninvasive ventilation”⁵¹

(Efectos a corto plazo de los dispositivos de humidificación sobre el patrón respiratorio y los gases en sangre arterial durante la ventilación no invasiva)

Autores: Lellouche F, Pignataro C, Maggiore SM, Girou E, Deye N, Taillé S, et al.
Respir Care [Internet]. 2012;57(11):1879–86.

El presente artículo científico se trata sobre un ensayo clínico con un diseño cruzado, en donde se comparó el impacto a corto plazo de los humidificadores térmicos y los intercambiadores de calor y humedad en pacientes sometidos a ventilación no invasiva por insuficiencia respiratoria aguda hipoxémica o hipercápnic.

Los criterios de inclusión utilizados fueron presencia de disnea reciente, con al menos una de las siguientes condiciones:

- Frecuencia respiratoria mayor a 25 respiraciones por minuto.
- PaO₂ menor a 60 mmHg en aire ambiente.
- PH arterial menor a 7,38.

Los criterios de exclusión fueron necesidad inmediata de intubación endotraqueal, hipoxemia severa (FIO₂ mayor a 0,80 requerida para mantener una SaO₂ mayor a 90%), frecuencia respiratoria menor a 12 respiraciones por minuto, neumotórax o inestabilidad hemodinámica. La selección de estos criterios fue diseñada para seleccionar pacientes con insuficiencia respiratoria aguda susceptibles de beneficiarse con VNI, pero sin complicaciones que requieran manejo invasivo inmediato.

Se incluyeron 81 pacientes que fueron tratados consecutivamente con HME y HH durante 30 minutos cada uno, siguiendo un orden aleatorio. Durante los últimos 5 minutos de cada periodo, se midieron los gases arteriales y los parámetros ventilatorios. Para garantizar un ajuste adecuado y comodidad, se emplearon máscaras oronasales de diferentes tamaños y formas.

Antes del inicio del estudio, los participantes fueron clasificados en tres grupos según sus condiciones clínicas:

- Sujetos con hipercapnia y acidosis respiratoria.
- Sujetos con hipercapnia y sin acidosis respiratoria.
- Sujetos hipoxémicos no hipercápnicos.

En cuanto al impacto general de los dispositivos, los resultados de este ensayo demostraron que los intercambiadores de calor y humedad tienen efectos negativos a corto plazo en comparación con los humidificadores activos. Los HME se asociaron con un aumento significativo de la PaCO₂ (47 mmHg frente a 46 mmHg), una mayor ventilación minuto (15 l/min frente a 12 l/min) y un pH arterial menor (7,38 frente a 7,40). Los resultados del análisis por grupos clínicos mostraron que los parámetros ventilatorios y los gases en sangre arterial fueron más pronunciados en la población hipercápnica, con o sin acidosis respiratoria, que en la hipoxémica. Estas diferencias fueron más significativas en los parámetros de PaCO₂, pH arterial, frecuencia respiratoria y ventilación minuto.

Tabla 3 Influencia del dispositivo de humidificación en los gases arteriales y parámetros respiratorios en los diferentes grupos clínicos ⁵¹.

	Hipercapnia con acidosis		Hipercapnia sin acidosis		Hipoxemia	
	HME	HH	HME	HH	HME	HH
pH	7,31	7,34	7,41	7,42	7,43	7,44
PaCO2 (mmHg)	60	56	50	48	36	35
PaO2 (mmHg)	85	79	80	75	92	92
FR (resp/min)	27	22	23	20	30	29
VT (ml)	497	509	571	667	611	585
VM (l/min)	13,8	11,4	15,1	12,2	17,3	16,3

Los autores concluyen que los efectos negativos observados con los HME se atribuyen al aumento del espacio muerto instrumental que generan, lo cual dificulta la eliminación de CO₂. Por este motivo, recomiendan el uso de humidificadores térmicos en ventilación no invasiva para pacientes con insuficiencia respiratoria hipercápnic, especialmente en aquellos con acidosis respiratoria, para optimizar la eliminación de CO₂ y mejor el pH arterial. Además, los HH reducen la ventilación minuto requerida, aliviando el esfuerzo ventilatorio.

VII. Resultados:

Al comienzo de este trabajo de investigación se planteó el interrogante: ¿Cuáles son los criterios para la selección, implementación y monitorización de los dispositivos de humidificación en pacientes adultos asistidos con ventilación mecánica invasiva y no invasiva? Tras el análisis de los cinco artículos científicos seleccionados, con diferentes diseños de estudio, es posible afirmar que el profesional kinesiólogo que se desempeña en la UCI debe considerar una variedad de criterios. A continuación, los mismos serán detallados.

En primer lugar, el profesional debe conocer en profundidad las ventajas y desventajas de los dispositivos de humidificación, ya que su elección en la práctica clínica debe adaptarse al contexto específico. Esto permite evitar complicaciones y alcanzar un rendimiento adecuado al menor costo, considerando que en algunas situaciones los recursos pueden ser limitados ⁴⁷.

Tabla 4 Ventajas y desventajas de los dispositivos humidificadores ³

	Ventajas	Desventajas
Intercambiadores de calor y humedad (HME)	Uso simple	Contraindicado en ciertas patologías*
	Sin riesgo para el equipo	Posible aumento de la resistencia
	Liviano	Aumento del espacio muerto instrumental
	Económicos	Menor eficiencia frente a los HH
	Fácilmente disponibles	
Humidificadores térmicos (HH)	Sin contraindicaciones específicas	Posibilidad de electrocución
	No agrega espacio muerto instrumental	Expone a temperaturas excesivas
	No aumenta la resistencia	Presencia de agua en el circuito puede limitar el flujo de aire
	Posee sistema de alarma	Colonización del circuito
	Entrega temperatura precisa	Requiere mayor monitoreo

*Principalmente en aquellas que requieren estrategias de protección pulmonar (VT de 4 a 6 ml/kg)

Criterios de selección de los dispositivos de humidificación:

- Los intercambiadores de calor y humedad se destacan por su simplicidad y son considerablemente más económicos que los humidificadores activos, lo que los vuelve los dispositivos de primera elección, principalmente en contextos con limitaciones presupuestarias ⁴⁸. Los modelos más efectivos incluyen HME higroscópicos o combinados, que alcanzan hasta 35 mg/l de humedad absoluta ¹⁶. Se recomienda remover el HME o considerar el cambio a un HH cuando se observa acumulación de condensado o resistencia al flujo, secreciones espesas o hemáticas, en casos de hipotermia o en estrategias ventilatorias con volúmenes corrientes bajos ^{3 4}.
- Los humidificadores térmicos son más versátiles y adecuados para pacientes con necesidades complejas, ya que pueden brindar niveles más elevados de humedad absoluta que los HME. También se acude a ellos cuando los humidificadores pasivos se contraindican de manera absoluta ^{2 16}. Los dispositivos passover con sistema de cable calefactor son los más indicados, ya que ofrecen mayor control de temperatura y niveles óptimos de HA ^{4 29}.
- Para pacientes intervenidos con ventilación mecánica invasiva no existe evidencia que respalde el uso de un dispositivo sobre otro en cuanto a la prevención de la oclusión de las vías respiratorias, mortalidad o neumonía ^{47 48 49}. Sin embargo, los HME podrían tener ventaja frente a los HH en pacientes con neumonía y ventilación mecánica prolongada para prevenir la obstrucción de las vías aéreas ⁴⁷. De igual modo, siempre se recomienda adaptarse a las características clínicas de cada paciente.
- En la ventilación mecánica no invasiva, los HH han demostrado mejores efectos en el impacto de los gases arteriales y en los parámetros ventilatorios frente a los HME. Por este motivo, se recomienda principalmente su uso en aquella población con insuficiencia respiratoria hipercapnia, con o sin acidosis ⁵¹. De todos modos, ninguno de estos dos tipos de humidificadores parece ofrecer ventajas significativas en términos de confort, cuyo objetivo es reducir la tasa de intubación de los pacientes ⁵⁰.

La implementación de cada dispositivo varía según sus características, por lo que es fundamental tener en cuenta los siguientes aspectos específicos:

- Los humidificadores pasivos poseen una implementación sencilla, ya que solamente basta con colocarlo entre el paciente y la pieza en Y. Esta posición del dispositivo es necesaria para que cumpla su principio de funcionamiento de retener el calor en la espiración para otorgarlo a la siguiente inspiración. Tanto en la ventilación invasiva como en la VNI, la colocación que debe tener el humidificador es la misma ^{4 16}.
- Los humidificadores activos son más complejos en su implementación, esto es gracias a que requieren una mayor precisión en su configuración, con la posibilidad de seleccionar el modo a utilizar, la temperatura deseada y el gradiente de temperatura. Esta configuración sirve para maximizar la eficacia del dispositivo y brindar niveles adecuados de humidificación. Se requiere mayor temperatura para el acondicionamiento de los gases en ventilación mecánica invasiva que para la VNI. Es indispensable la colocación de trampas de agua en puntos estratégicos del circuito para recoger el condensado y minimizar riesgos de infección y mal funcionamiento ³².

El monitoreo continuo de los humidificadores es crucial para mantener su eficacia. En cada uno de ellos se debe considerar lo siguiente:

- Los HME se recomiendan removerlos cada 24-48 horas o según las indicaciones de su fabricante. Si no se supervisa continuamente su funcionamiento, pueden surgir eventos adversos, como obstrucciones del TET, hipotermia o hipercapnia. Esto puede deberse a causa del aumento de la resistencia o acumulación de condensado ^{29 49}. Cambiarlo más de cuatro veces en menos de 24 horas es un fuerte indicador de la necesidad de transición a un sistema activo ³.
- Los HH se destacan por incluir sensores que alertan sobre fluctuaciones de temperatura. De igual modo, es fundamental supervisar la temperatura del gas inspirado y la cantidad de condensado en las trampas de agua. Se recomienda validar que la temperatura no supere los 37°C para evitar quemaduras en las vías respiratorias ³².

VIII. Conclusiones:

La presente tesina logró evidenciar la importancia del acondicionamiento de los gases inspirados en pacientes adultos bajo ventilación mecánica invasiva y no invasiva, destacando el papel indispensable del kinesiólogo en la selección, implementación y monitorización de los dispositivos de humidificación.

El análisis realizado permitió identificar las implicancias de no cumplir con los requisitos mínimos de humedad, así como los riesgos asociados con la sobrehumidificación y el exceso de calor. Estas observaciones subrayan la necesidad de un abordaje kinésico fundamentado en criterios claros y basados en evidencia científica.

Se concluye que los intercambiadores de calor y humedad son una opción efectiva y practica en contextos clínicos que no presentan contraindicaciones específicas, mientras que los humidificadores activos ofrecen ventajas significativas en escenarios con mayores requerimientos de humidificación o cuando los HME no son viables. La elección entre ambos debe basarse en el estado clínico del paciente, las características propias del dispositivo y los objetivos terapéuticos establecidos.

Finalmente, el éxito de la intervención kinésica radica no solo en el correcto uso de los dispositivos, sino también de la vigilancia constante de los parámetros de humidificación y en la capacidad de responder de manera adecuada frente a cambios en las condiciones del paciente. Esta labor resulta clave para garantizar la calidad de la atención, reduciendo las complicaciones respiratorias y optimizando el proceso de ventilación de los pacientes.

A pesar de los hallazgos expuestos en esta tesina, se requieren futuras investigaciones que profundicen en el desempeño y la eficacia de los dispositivos de humidificación para ambas modalidades de ventilación. Esto permitirá obtener mayores certezas y guías mas precisas para su uso en la práctica kinésica, contribuyendo así a una atención mas segura y efectiva.

IX. Bibliografía:

1. Gogniat E, Fredes S, Tiribelli N, Setten M, La Moglie RR, Plotnikow G, et al. Definición del rol y las competencias del kinesiólogo en la unidad de cuidados intensivos. Rev Arg de Ter Int [Internet]. 2018 35(4). Disponible en: <https://revista.sati.org.ar/index.php/MI/article/view/592>
2. American Association for Respiratory Care, Restrepo RD, Walsh BK. Humidification during invasive and noninvasive mechanical ventilation: 2012. Respir Care [Internet]. 2012;57(5):782–8. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.4187/respcare.01766>
3. Plotnikow GA, Accoce M, Navarro E, Tiribelli N. Humidification and heating of inhaled gas in patients with artificial airway. A narrative review. Rev Bras Ter Intensive [Internet]. 2018;30(1):86–97. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.5935/0103-507x.20180015>
4. Al Ashry HS, Modrykamien AM. Humidification during mechanical ventilation in the adult patient. Biomed Res Int [Internet]. 2014;2014:715434. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1155/2014/715434>
5. Gross JL, Park GR. Humidification of inspired gases during mechanical ventilation. Minerva Anesthesiol. 2012;78(4):496–502. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22269929/>
6. Tippens P. Física - Conceptos y Aplicación. 7ma. edición revisada. Mexico: McGraw-Hill Companies; 2012. p. 301-307 371-391.
7. Guyton A, Hall J. Guyton y Hall, tratado de fisiología médica. 13ra ed. Mississippi: Elsevier; 2016. p. 497-506.
8. Gómez W. Fisiología respiratoria, lo esencial en la práctica clínica. 3ra ed. Bogotá: El manual moderno; 2012. p. 3-6.
9. Chandan G, Cascella M. Gas laws and clinical application. En: StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2024 [citado el 29 de noviembre de 2024]. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31536199/>
10. West J. Fisiología respiratoria. 7ma ed. California: Panamericana; 2005. p. 174-178.
11. Serway R, Vuille C. Fundamentos de física. 9na ed. Mexico DF: Cengage; 2012. p. 363-382.

12. Roux NG, Feld V, Gogniat E, Villalba D, Plotnikow G, Vairo NR, et al. El frasco humidificador como sistema de humidificación del gas inspirado no cumple con las recomendaciones. Evaluación y comparación de tres sistemas de humidificación. Estudio de laboratorio. Rev Arg de Ter Int [Internet]. 2010 ;27(3). Disponible en: <https://revista.sati.org.ar/index.php/MI/article/view/257/0>
13. Beule AG. Physiology and pathophysiology of respiratory mucosa of the nose and the paranasal sinuses. GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg [Internet]. 2010;9:Doc07. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.3205/cto000071>
14. Elad D, Wolf M, Keck T. Air-conditioning in the human nasal cavity. Respir Physiol Neurobiol [Internet]. 2008;163(1–3):121–7. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18565805/>
15. Keck T, Lindemann J. Numerical simulation and nasal air-conditioning. GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg [Internet]. 2010;9:Doc08. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.3205/cto000072>
16. Cerpa F, Cáceres D, Romero-Dapueto C, Giugliano-Jaramillo C, Pérez R, Budini H, et al. Humidification on ventilated patients: Heated humidifications or heat and moisture exchangers? Open Respir Med J [Internet]. 2015;9(1):104–11. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26312102/>
17. Vales SB, Ramos Gómez LA. Fundamentos de la ventilación mecánica. 1ra. Edición. Barcelona: Marge Books; 2012. p. 105-110.
18. Walter JM, Corbridge TC, Singer BD. Invasive mechanical ventilation. South Med J [Internet]. 2018 ,111(12):746–53. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30512128/>
19. Masip J, Mas A. Noninvasive ventilation in acute respiratory failure. Int J Chron Obstruct Pulmon Dis [Internet]. 2014 ;9:837. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.2147/copd.s42664>
20. Popat B, Jones AT. Invasive and non-invasive mechanical ventilation. Medicine (Abingdon) [Internet]. 2016 ,44(6):346–50. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mpmed.2016.03.008>
21. Busico M, Vega L, Plotnikow G, Tiribelli N. Tubos endotraqueales: Revisión. Rev Arg de Ter Int [Internet]. 2013 ;30(1). Disponible en: <https://revista.sati.org.ar/index.php/MI/article/view/341>

22. Bosso M, Lovazzano P, Plotnikow GA, Setten M. Cánulas de traqueostomía para adultos, selección y cuidados: revisión bibliográfica. *Rev Arg de Ter Int* [Internet]. 2014 ;31(1). Disponible en: <https://revista.sati.org.ar/index.php/MI/article/view/364>
23. Raimonde AJ, Westhoven N, Winters R. Tracheostomy. En: *StatPearls*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2024 [citado el 30 de noviembre de 2024]. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32644550/>
24. Botti C, Menichetti M, Marchese C, Pernice C, Giordano D, Perano D, et al. The role of tracheotomy in patients with moderate to severe impairment of the lower airways. *Acta Otorhinolaryngol Ital* [Internet]. 2022 ;42(2 (Suppl.1)):S73–8. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35763277/>
25. Criner GJ, Gayen S, Zantah M, Domínguez Castillo E, Naranjo M, Lashari B, et al. Clinical review of non-invasive ventilation. *Eur Respir J* [Internet]. 2024;64(5):2400396. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1183/13993003.00396-2024>
26. Díaz P O. XIII. Equipamiento en ventilación no invasiva. *Rev Chil Enferm Respir* [Internet]. 2008 ;24(3):251–62. Disponible en: https://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0717-73482008000300013&lang=es
27. Domínguez-Gil Hurlé A. Gases medicinales, nuevos medicamentos. *Farm Hosp* [Internet]. 2005;29(5):300–2. Disponible en: [http://dx.doi.org/10.1016/s1130-6343\(05\)73683-7](http://dx.doi.org/10.1016/s1130-6343(05)73683-7)
28. Rodríguez Núñez A, Martínón Sánchez JM a., Martínón Torres F. Gases medicinales: Oxígeno y heliox. *An Pediatr (Barc)* [Internet]. 2003;59(1):74–9. Disponible en: [http://dx.doi.org/10.1016/s1695-4033\(03\)78152-1](http://dx.doi.org/10.1016/s1695-4033(03)78152-1)
29. Esquinas AM, editor. *Humidification in the intensive care unit: The essentials*. Berlín: Springer-Verlag; 2012. p. 17-39.
30. Farrero Muñoz E. Principios básicos de oxigenoterapia en situación aguda y crónica para médicos de atención primaria. *FMC - Form Médica Contin Aten Primaria* [Internet]. 2011;18(4):230–6. Disponible en: [http://dx.doi.org/10.1016/s1134-2072\(11\)70091-3](http://dx.doi.org/10.1016/s1134-2072(11)70091-3)
31. Vives EC, Donaire JG. *Manual Separ de Procedimientos*. Novartis. Vol. 29. Barcelona: Respira; 2014. p. 29-42.

32. Re R, Lassola S, De Rosa S, Bellani G. Humidification during invasive and non-invasive ventilation: A starting tool kit for correct setting. *Med Sci (Basel)* [Internet]. 2024 ;12(2):26. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/38804382/>
33. Lucato JJJ, Cunha TMN da, Reis AM dos, Picanço PS de A, Barbosa RCC, Liberali J, et al. Ventilatory changes during the use of heat and moisture exchangers in patients submitted to mechanical ventilation with support pressure and adjustments in ventilation parameters to compensate for these possible changes: a self-controlled intervention study in humans. *Rev Bras Ter Intensiva* [Internet]. 2017;29(2). Disponible en: <http://dx.doi.org/10.5935/0103-507x.20170026>
34. Lellouche F, Qader S, Taillé S, Lyazidi A, Brochard L. Influence of ambient temperature and minute ventilation on passive and active heat and moisture exchangers. *Respir Care* [Internet]. 2014;59(5):637–43. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.4187/respcare.02523>
35. Lellouche F, Taillé S, Maggiore SM, Qader S, L'her E, Deye N, et al. Influence of ambient and ventilator output temperatures on performance of heated-wire humidifiers. *Am J Respir Crit Care Med* [Internet]. 2004;170(10):1073–9. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1164/rccm.200309-1245OC>
36. Solomita M, Palmer LB, Daroowalla F, Liu J, Miller D, LeBlanc DS, et al. Humidification and secretion volume in mechanically ventilated patients. *Respir Care*. 2009;54(10):1329–35.
37. Schumann S, Stahl CA, Möller K, Priebe H-J, Guttman J. Moisturizing and mechanical characteristics of a new counter-flow type heated humidifier. *Br J Anaesth* [Internet]. 2007;98(4):531–8. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1093/bja/aem006>
38. Tiffin NH, Short KA, Jones SW, Cairns BA. Comparison of three humidifiers during high-frequency percussive ventilation using the VDR-4® Fail-safe Breathing Circuit Hub. *J Burn Care Res* [Internet]. 2011;32(3):e45-50. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1097/BCR.0b013e318217f864>
39. Jones SW, Short KA, Joseph M, Sommer C, Cairns BA. Use of a new novel humidification system with high frequency percussive ventilation in a patient

- with inhalation injury. *J Burn Care Res* [Internet]. 2010;31(3):499–502. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1097/bcr.0b013e3181db51e5>
40. Doyle A, Mariyaselvam M, Wijewardena G, English N, Gent E, Young P. The simultaneous use of a heat and moisture exchanger and a heated humidifier causes critical airway occlusion in less than 24 hours. *J Crit Care* [Internet]. 2015;30(4):863.e1-3. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcrc.2015.03.033>
41. Gonzalez I, Jimenez P, Valdivia J, Esquinas A. Effectiveness of humidification with heat and moisture exchanger-booster in tracheostomized patients. *Indian J Crit Care Med* [Internet]. 2017;21(8):528–30. Disponible en: http://dx.doi.org/10.4103/ijccm.IJCCM_117_17
42. Chiumello D, Pelosi P, Park G, Candiani A, Bottino N, Storelli E, et al. In vitro and in vivo evaluation of a new active heat moisture exchanger. *Crit Care* [Internet]. 2004;8(5):R281-8. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1186/cc2904>
43. Pelosi P, Severgnini P, Selmo G, Corradini M, Chiaranda M, Novario R, et al. In vitro evaluation of an active heat-and-moisture exchanger: the Hygrovent Gold. *Respir Care*. 2010;55(4):460–6. Disponible en; <https://rc.rcjournal.com/content/55/4/460.short>
44. Ari A, Alwadeai KS, Fink JB. Effects of heat and moisture exchangers and exhaled humidity on aerosol deposition in a simulated ventilator-dependent adult lung model. *Respir Care* [Internet]. 2017;62(5):538–43. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.4187/respcare.05015>
45. Esquinas Rodriguez AM, Scala R, Soroksky A, BaHammam A, de Klerk A, Valipour A, et al. Clinical review: humidifiers during non-invasive ventilation--key topics and practical implications. *Crit Care* [Internet]. 2012;16(1):203. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1186/cc10534>
46. Oto J, Imanaka H, Nishimura M. Clinical factors affecting inspired gas humidification and oral dryness during noninvasive ventilation. *J Crit Care* [Internet]. 2011;26(5):535.e9-535.e15. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcrc.2010.10.005>
47. Vargas M, Chiumello D, Sutherasan Y, Ball L, Esquinas AM, Pelosi P, et al. Heat and moisture exchangers (HMEs) and heated humidifiers (HHs) in adult critically ill patients: a systematic review, meta-analysis and meta-regression

- of randomized controlled trials. Crit Care [Internet]. 2017;21(1). Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1186/s13054-017-1710-5>
48. Gillies D, Todd DA, Foster JP, Batuwitage BT. Heat and moisture exchangers versus heated humidifiers for mechanically ventilated adults and children. Cochrane Database Syst Rev [Internet]. 2017;9(12):CD004711. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1002/14651858.CD004711.pub3>
49. Meneguetti MG, Auxiliadora-Martins M, Nunes AA. Effectiveness of heat and moisture exchangers in preventing ventilator-associated pneumonia in critically ill patients: a meta-analysis. BMC Anesthesiol [Internet]. 2014;14(1):115. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1186/1471-2253-14-115>
50. Lellouche F, L'Her E, Abroug F, Deye N, Rodriguez PO, Rabbat A, et al. Impact of the humidification device on intubation rate during noninvasive ventilation with ICU ventilators: results of a multicenter randomized controlled trial. Intensive Care Med [Internet]. 2014;40(2):211–9. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1007/s00134-013-3145-z>
51. Lellouche F, Pignataro C, Maggiore SM, Girou E, Deye N, Taillé S, et al. Short-term effects of humidification devices on respiratory pattern and arterial blood gases during noninvasive ventilation. Respir Care [Internet]. 2012;57(11):1879–86. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.4187/respcare.01278>