



SOCIEDAD CHILENA
DE MEDICINA INTENSIVA



DIV. KINESIOLOGÍA INTENSIVA
SOCIEDAD CHILENA
DE MEDICINA INTENSIVA



COLEGIO DE
KINESIÓLOGOS
DE CHILE



SOLACUR
SOCIEDAD LATINOAMERICANA
DE CUIDADOS RESPIRATORIOS



GUÍA DE USO CLÍNICO DE “HELMET” PARA ADMINISTRACIÓN DE VENTILACIÓN NO INVASIVA EN USUARIOS COVID-19

Guía de uso clínico de “helmet” para administración de ventilación no invasiva en usuarios COVID-19

Sociedad Chilena de Medicina Intensiva (SOCHIMI)

División de Kinesiología Intensiva (DIKISOCHIMI)

Colegio de Kinesiólogos de Chile

Sociedad Latinoamericana de Cuidados Respiratorios

Guía desarrollada por:

Klgo. MEp. Rodrigo Adasme Jeria. Equipo Terapia Respiratoria Hospital Clínico Red de Salud UC-Christus. Escuela de Kinesiología, Facultad de Ciencias de la Rehabilitación. Universidad Andrés Bello.

Klga. MPh© Marianella Pezoa Fuentes. Hospital Sótero del Río.

Klgo. Lic. Michael Maturana Quiñones. Equipo Terapia Respiratoria Hospital Clínico Red de Salud UC-Christus.

Klga. Lic. Loreto Henríquez Rodríguez. Hospital Padre Hurtado. Colegio de Kinesiólogos de Chile.

Klga. MEd. Paola Figueroa González. Escuela de Kinesiología, Facultad de Ciencias de la Rehabilitación. Universidad Andrés Bello.

*** Los autores no presentan conflictos de interés comercial para el desarrollo de esta guía.

Lista de contenidos

I. Situación actual de pandemia y uso de soporte ventilatorio no invasivo	4
II. Dispositivo “helmet” para administración de ventilación no invasiva	6
Descripción de la interfaz.....	7
Complicaciones y soluciones propuestas.....	9
Usos reportados	11
Pandemia por COVID-19	11
III. Tipos de “helmet” disponibles en el mercado	13
DIMAR (Dimar s.r.l., Medolla. Italia).....	13
ECLERIS (Sea-Long Medical Systems Inc, Texas. EE.UU.).....	14
Intersurgical Starmed CaStar R (Intersurgical Ltd, Berkshire. Reinu Unido).....	15
“Helmet” de fabricación en Chile, Argentina y España	16
IV. Sistemas de flujo y presión utilizadas en “helmet”	17
Flujómetros.....	17
Generadores de flujo motorizados	19
Tubos con efecto Venturi	20
Ventiladores mecánicos.....	22
V. Conexión y monitorización del usuario conectado a “helmet”	24
Instalación de casco	25
VI. Consideraciones clínicas y ambientales con el uso de “helmet”.....	34
Consideraciones clínicas y ambientales con el uso del “helmet”	34
VII. Limpieza y uso eficiente del “helmet”	35
VIII. Configuraciones de armado en esquemas.....	37
IX. Referencias.....	41

I. Situación actual de pandemia y uso de soporte ventilatorio no invasivo

El uso de ventilación no invasiva (VNI) durante la pandemia en el mundo ha variado, y se ha reportado entre 2 y 19%(1), con cifras nacionales cercanas a 5 - 6% (2) de uso.

Variadas recomendaciones discuten el rol de la VNI en falla respiratoria hipoxémica primaria en pandemia, donde no existe evidencia para soportar o refutar esta alternativa de soporte (3). Muchos grupos sugieren el uso de VNI mediante la interfaz “*helmet*” debido a su mejor rendimiento clínico en reducción de mortalidad (4) comparado con CPAP por máscara facial (4,5), cánula nasal de alto flujo (CAF) (4), y oxigenoterapia (4,6); menor riesgo de aerosolización (7–9); mejor tolerancia (10); e incluso mejor rendimiento en prono vigil (11,12).

Al usar VNI y “*helmet*” como interfaz en pandemia por influenza H1N1 el fracaso fue de un 28%, con 0% de falla en personas que cursaban hipoxemia pura (13). Para esa misma pandemia, una serie de 337 personas usuarios de VNI en Argentina (14) reportó mayor sobrevivencia para el grupo usuario de VNI (24% versus 13%; $P=0,02$), con un riesgo relativo calculado de sobrevivir de 1,62 (IC95% 1,0 a 2,6), y un número necesario para tratar (NNT) de 13. Maclans & cols (15), también en pandemia H1N1, en un estudio observacional de 148 UCI's de España ingresaron 685 casos confirmados, 489 ventilados, y 177 en VNI; ellos mostraron efectividad en el 40,7% de los sujetos. A pesar de la baja tasa de éxito comparado con las otras series, los que tuvieron éxito con VNI requirieron menos tiempo de ventilación, menor estada en UCI y hospitalaria, comparado con los que fallaron. Además, la mortalidad fue similar al comparar con la intubación precoz (26,5 *versus* 24,2%).

En la pandemia actual, los resultados presentados por un grupo de China (16), el 5,1% de los sujetos usó VNI comparado con un 2,3% asumiendo una falla máxima calculada de VNI del 45%, dejando al menos un 55% que funciona de manera adecuada con VNI. Otros estudios actuales, han evidenciado uso de CAF y VNI en el 30% de los ingresos hospitalarios (17,18), y en un 72,6% de los sujetos con SDRA. De estos, fueron ventilados invasivamente sólo el 6% (de 84) de sujetos incluidos en este subgrupo de la cohorte, quienes no tuvieron asociación a mayor mortalidad (17).

En una revisión sistemática (20), que involucró 9 ensayos clínicos y 2093 pacientes se encontró asociación al resultado combinado de requerimiento de intubación o escalada terapéutica con el uso de VNI con $RR= 0,71$ [IC95% 0,51 a 0,98], no así en soporte como

CAF. La revisión sistemática y meta-análisis de Leeies & cols (21) compararon CAF y VNI en falla respiratoria primaria hipoxémica, en 7 ensayos clínicos con 1771 sujetos. Ellos no encontraron diferencias en mortalidad. La relación PaFi fue significativamente menor en el grupo de CAF (Diferencia media -53,3 [IC95% -71,9 a -34,7]), recomendando enfáticamente ensayos clínicos que evalúen la eficacia real de CAF en este tipo de patología.

Dado todo lo anterior el uso de VNI en falla respiratoria hipoxémica primaria en pandemia se muestra como una alternativa al manejo de soporte terapéutico respiratorio en estos sujetos, tanto para frenar la progresión del cuadro en sujetos bien seleccionado, como también de soporte intermedio en situaciones de saturación del sistema.

II. Dispositivo “helmet” para administración de ventilación no invasiva

La ventilación mecánica (VM) es un soporte temporal o permanente para los usuarios que se encuentran en un proceso fisiopatológico que altera la eficiencia del fuelle muscular para lograr una ventilación y oxigenación correcta, soporte entregado clásicamente a través de la intubación orotraqueal, que a su vez considera como uno de los principales factores asociados a infecciones nosocomiales asociada a ventilación mecánica (13). Pero en los inicios de la VM, en la primera mitad del siglo 20 era más popular la VNI a presión negativa y posteriormente con presión positiva con interfaces faciales, tratamiento que resurgió en la década de los 90, considerándose como un sistema efectivo para el manejo de pacientes con falla respiratoria cooperadores con evidente mejora en su capacidad residual funcional (14,15). Estas mascarar al pasar los años y en conjunto con la modernización de las tecnologías se redujeron en tamaño, mejoraron la comodidad y eficiencia, las que fueron mejor toleradas y más adecuadas para pacientes con disnea que no cumplían con todos los requisitos para intubación, ya que presentaban mejor adherencia al tratamiento incluso para el manejo de primera línea en casos de exacerbación de la Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica (EPOC) con disminución del trabajo respiratorio, mejoría del intercambio gaseoso, menor riesgo de intubación (16) y disminución de neumonías asociadas a ventilación mecánica (17). Entre los beneficios reportados, esta que el paciente se podía mantener despierto, los materiales son suaves, cómodos y además ajustables (18,19). Actualmente, las máscaras faciales en VMNI son las más utilizadas y entre las dificultades reportadas están la presencia de no tolerancia, daño en la piel, dolor y claustrofobia, lo que puede conducir a la escalada en el tratamiento, debiendo llegar hasta la intubación (19). En un intento de mejorar la tolerancia, se propuso el uso de cascos transparentes (“helmet”) fabricadas de policloruro de vinilo (PVC) libres de látex idealmente, y algunos casos de ftalatos, que permitan al usuario comunicarse, leer y disponer de capacidad visual durante la terapia con VNI (20). En la figura 1, observamos el diseño de un “helmet” simple, de fabricación internacional, en modelo de cabeza y cuello.



Figura 1. Uso en banco de simulación de “helmet” fabricado en Singapur (21).

Descripción de la interfaz

“Helmet”, casco en su traducción al español, es el nombre utilizado para designar la interfaz para VNI con forma de cilindro transparente, la cual en sus inicios se utilizó para entregar oxígeno en condiciones hiperbáricas y en algunas situaciones para entregar ventilación a presión positiva(20) o para asistencia ventilatoria durante evaluaciones de fibrobroncoscopia. Posteriormente, su uso aumentó durante procedimientos en usuarios inmunosuprimidos ya que se reportó en 2003 disminución de la tasa de intubación (22). Una de las principales características de esta interfaz es que cubre toda la superficie de la cabeza, incluyendo parte del cuello donde se encuentra su sello, mediante sistemas de correas por debajo de los brazos (23), por lo cual son alternativa ante ulceraciones en la nariz o zonas contiguas provocados por interfases que se ajustan a cara (facial total) o a boca y nariz (oro-nasal)(16,20,24,25), además, se ha encontrado que en muchos casos es mejor tolerado que las máscaras faciales (26,27), disminuye la fuga de partículas, ya que por la conformación propia del “helmet” se logra filtrar de la manera selectiva el aire

exhalado del usuario (8,9), y en algunos estudios han reportado además que se podrían utilizar valores de presión positiva al final de la espiración (PEEP) más elevados en comparación con las máscaras faciales(28–31) al igual que se recomienda para el uso prolongado en usuarios con presión positiva continua en la vía aérea (CPAP).

(17,25,28,32,33)

Bastante atención se le ha puesto tolerancia de los “*helmet*” comparado con las máscaras faciales (17,28), no reportándose usuarios con dolor, discomfort o claustrofobia en los grupos de “*helmet*”, comparado con un 38% de presencia de molestias de este tipo en usuarios de máscara facial. No se encontraron diferencias en valores de gases arteriales o causas de falla de la terapia.

En el estudio de Antonelli & cols (28), se usó en el manejo de edema pulmonar de origen cardiogénico con sistema de flujo continuo (>30 lpm) más válvula de PEEP, presentando mejoras significativas en la oxigenación, frecuencia cardiaca, presión arterial media y frecuencia respiratoria. Incluso, reportan mejores resultados al usar presión de soporte (PSV) debido a disminución del esfuerzo respiratorio usando “*helmet*”, disminuyendo incluso las tasas de intubación en comparación con las máscaras faciales.

En otro estudio (33), se realizó la misma comparación de “*helmet*” y máscara facial donde se encontró que el “*helmet*” disminuyó en un 49% el riesgo de muerte, además de la admisión a unidad de cuidados intensivos (UCI). Esto fue atribuido a la mejor tolerancia del dispositivo, o que podría disminuir la tasa de intubación o aplazarla asociado a una adecuada programación, logrando un aumento significativo en la relación presión parcial de oxígeno en la sangre arterial y fracción inspirada de oxígeno (PaFi), además de menores valores de presión parcial de dióxido de carbono en sangre arterial (PaCO₂).

(34)

Complicaciones y soluciones propuestas

La tolerancia ha sido uno de los factores importantes en el éxito de la terapia de VNI, para lo cual esta interfaz ha parecido mejorar la aceptación por los usuarios por múltiples razones ya mencionadas (24), sin embargo, existen algunas complicaciones, entre ellas el barrido de dióxido de carbono (CO₂) y la sincronía sujeto ventilador como las más reportadas.

I. Barrido de CO₂ y ruido

Se ha visto que el *“helmet”* por el volumen interno podría ser menos eficiente en el barrido de CO₂ en comparación con las máscaras faciales habituales(30), sin embargo se reportan valores similares en barrido de CO₂. Se ha encontrado que este barrido depende en mayor medida al flujo utilizado para lograr presurizar, teniendo un aumento proporcional de CO₂ al bajar de 60 a 30, y luego a 10 lpm. Considerando valores normales de producción de CO₂ del usuario, el volumen total contenido dentro del *“helmet”* no afecta la presión inspirada de CO₂ (PiCO₂) con reducciones hasta el 33% del volumen interno del dispositivo.

Este volumen interno podría ser un riesgo, pero se ha visto que los valores de espacio muerto anatómico entre interfaz facial y *“helmet”* son similares (35). Donde sí se han encontrado diferencias, es con respecto al tipo de ventilador, pues en el caso de los equipos que trabajan dando flujos para solventar el consumo del paciente se encontraron mayores niveles de reinhalación de CO₂, comparado con ventiladores que funcionan con flujo para presurizar y compensar las fugas (35).

La propuesta para mejorar el barrido de CO₂ es utilizar flujos elevados (35), pero en otros reportes se ha asociado a niveles elevados de ruido (30,36), producidos por la turbulencia de los flujos en el circuito, logrando valores por sobre 100 dB, medidos con un micrófono a la salida del gas en algunos tipos de *“helmet”*. Esto es especialmente frecuente en modelos que tienen tanto la entrada como la salida de gases a la altura de los oídos. El ruido es mayor con uso de presiones de soporte (PS) entre 10 y 15cmH₂O. El uso de filtros no genera gran diferencia con respecto al ruido, y este se asoció a menor tolerancia, incluso dañino por periodos prolongados. Esto debe ser considerado y se deben buscar formas de atenuarlo (30,36). Sugerimos el uso de filtros o HMEF en ambas ramas para disminuir el ruido de la turbulencia provocada en los circuitos(37). Otra opción

probada en el medio nacional es el uso de capnografía en la salida espiratoria para lograr monitorizar el comportamiento del CO₂.

II. Dolor asociado a sujeciones

Otro problema reportado es el dolor provocado bajo los brazos por las correas de sujeción, para lo cual se propone afirmar las correas a las barandas o a la cama (37) como se aprecia en la figura 2. En el caso de la humidificación, el uso de bases calefactoras con humidificadores de sobre paso o similares es la mejor opción reportada, pero se debe cuidar la condensación al interior del sistema. (37)



Figura 2. Propuesta de fijación de correas a las barandas de la cama para evitar daño en los brazos. Extraído de referencia (37).

III. Sincronía paciente ventilador

Se ha reportado que el “*helmet*” tiene alto riesgo de provocar asincronías paciente-ventilador, como principal culpable se dice que es la distensibilidad propia de la interfaz, donde se ha logrado identificar mayor cantidad de esfuerzos inefectivos, con tiempos elevados de respuesta al ciclado y de presurización. (25)

Para evaluar la sincronía se han realizado comparaciones en sujetos sanos comparando sensibilidad neumática con sensibilidad neural, donde se ha encontrado que la

sensibilidad neural es más eficiente y mejora la sensación de comodidad. De este modo han logrado disminuir las asincronías. (30,38)

A razón de mejorar la respuesta al esfuerzo se recomienda el ajuste con un aumento del 50% en la presión de soporte y niveles de PEEP para lograr disminuir la distensibilidad del “*helmet*”, con una rápida presurización, se logra disminución de sobre carga muscular similar a la lograda con la máscara facial, con consiguiente disminución de la asincronía. En otro reporte se encontró valores similares de asincrónicas entre tipos de máscaras (35) e incluso mejoras en la tolerancia (25,30) a favor del “*helmet*”. También, se recomienda usar sedación muy superficial para disminuir ansiedad y mejorar resultados de la terapia. (34)

Usos reportados

Se describe su uso en el manejo de neumonías en procesos hipóxicos teniendo mejores resultados que el manejo convencional con oxigenoterapia(32), fibrobroncoscopía (39), falla respiratoria aguda (28,40), propuesto como interfaz de primera línea en el manejo del edema pulmonar agudo severo en CPAP (41), en pacientes con alteraciones hematológicas (33), exacerbación de EPOC (17), e incluso con uso de modalidades ventilatorias poco convencionales como ventilación intermitente percusiva (42), con buenos resultados clínicos reportados.

Pandemia por COVID-19

En el contexto de la actual pandemia de COVID-19 se ha intentado buscar las mejores opciones para el manejo de la falla respiratoria de contagiados y medidas para evitar el contagio del personal de salud. La experiencia en China sindicó a la VNI como uno de los principales responsables del aumento de aerosolización de partículas víricas y por lo tanto ser el causante de mayores tasas de contagios entre personal de salud (43). El año 2009 se realizó un estudio para evaluar la dispersión partículas por aire exhalado con el uso de interfaz de VNI encontrando valores elevados de dispersión de aerosoles con diferentes tipos de interfases (8). El 2015, compararon directamente la dispersión entre mascarar faciales y “*helmet*”, en donde encontraron que el sello en el cuello disminuye considerablemente la dispersión de partículas por aire exhalado, por lo cual se considera como la interfaz adecuada para el manejo de infecciones nosocomiales (9,40), en

conjunto con filtros antibacterianos de alta eficiencia, como se observa en la figura 3 (37,43). Debido a esto, podría ser una opción para el manejo de sujetos en falla respiratoria durante la pandemia, considerando que los costos económicos en comparación con una mascarilla facial del punto de vista comercial son mayores, por lo que algunos autores recomiendan a los distintos fabricantes fabricar interfases más baratas y seguras (40). Los usuarios de soporte mediante “*helmet*” deben ser constantemente monitorizados y se debe identificar muy precozmente la respuesta al soporte con tiempos máximos de 1 a 2 horas para evaluar la posibilidad de escalar en terapia considerando la rápida progresión de la patología (34) y el aumento de trabajo respiratorio. (3,44)

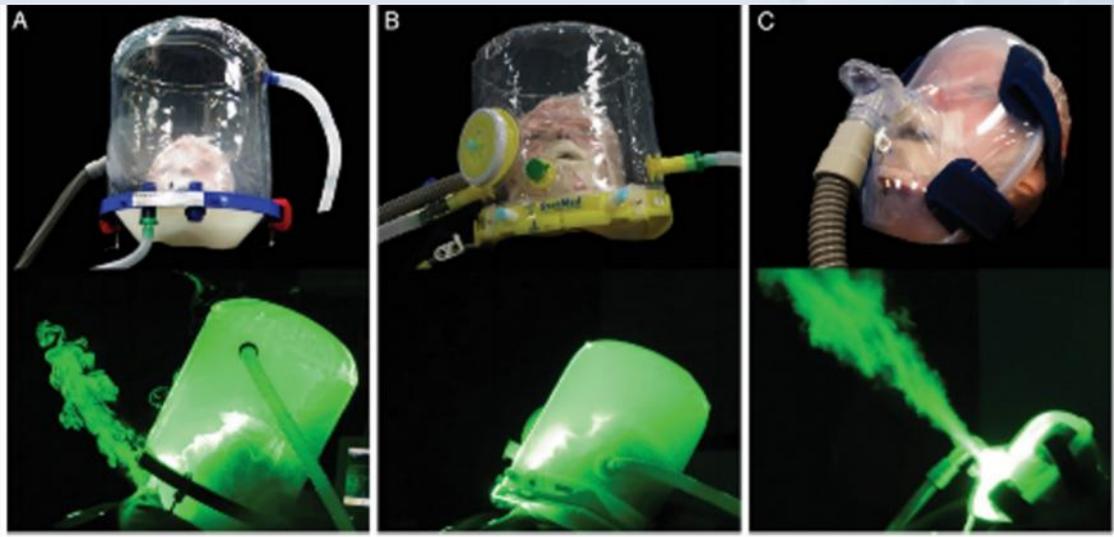


Figura 3. Demostración gráfica de la fuga comparando 2 tipos de “*helmet*” y una máscara total facial. Extraído de referencia (9).

III. Tipos de “helmet” disponibles en el mercado

DIMAR (Dimar s.r.l., Medolla. Italia)

Corresponde a un casco para CPAP con válvula de seguridad, desarrollado en Italia recomendado para uso con CPAP, VMNI binivelada u oxigenoterapia. Se sugiere su uso para el soporte de la falla respiratoria, con control y monitoreo constante (figura 4). Fabricada en PVC de grado médico, biocompatible y transparente. Dentro de sus características presenta un cierre en a la altura de la cara que permite un acceso rápido en caso de ser necesario o para entregar alimentación. Presenta en su base un anillo blando de poliuretano libre de látex, que mejora la comodidad. Tiene 6 conectores, 2 machos y 2 hembra de $\varnothing 22$ mm, fabricados en TERLUX®, para conectar las entradas de gases; y 2 conectores adaptables de $\varnothing 3$ a 19mm los cuales se pueden utilizar para conectar manómetros de presión, adaptadores para sonda nasogástrica o paso de catéteres. Dos conectores tienen difusores para disminuir el ruido provocado por el alto flujo y mejorar la tolerancia. Las sujeciones axilares presentan una conformación hecha con tela COOLMAX® que, según el manual, es atraumática, hipoalergénica y antibacteriana. Dentro de la seguridad para el paciente presenta una válvula anti-asfixia que se puede abrir a aproximadamente 3 cmH₂O, la cual al abrirse por falta de gas permite que el usuario se comunique, y a la vez inspire y exhale por la misma vía. Este modelo tiene 8 tallas XXS; XS; S; M; L; XL; XXL; y 3XL. Las dimensiones del casco son de 25 cm de diámetro, 32cm de alto, con un volumen total de 15,7 L. El empaquetado incluye un equipo individual no estéril, el cual podría ser reutilizado y esterilizado mediante óxido de etileno, según norma UNI EN ISO 11135-1:2014. (45)



Figura 2. “Helmet” DIMAR (Dimar s.r.l., Medolla. Italia)

ECLERIS (Sea-Long Medical Systems Inc, Texas. EE.UU.)

Dispositivo (figura 5) recomendado para el uso de VNI y CPAP mediante el uso de aire, oxígeno o ambos gases mezclados. Este dispositivo cuenta con una entrada y una salida de gases que puede ser usada indistinta para cada función. Los fabricantes recomiendan que instalación, puesta en marcha y monitoreo del equipo deba ser por profesionales de la salud capacitados en técnicas ventilatorias no invasivas. Fabricado en PVC transparente de forma cilíndrica, donde el visor está fabricado en vinilo pulido de calidad óptica, esta interfaz es recomendada hasta un máximo de 20 cmH₂O. El material del selle del cuello es látex o silicona, el aro de cierre es de policarbonato (solo esta parte tolera esterilización en autoclave) con un diámetro de 32 cm y 30,5 cm de altura, con dos conectores macho de Ø 22 mm. Trabaja con humedades relativas entre 35% y 75%. El "helmet" consta de un casco transparente (casco, aro del casco y grampas de sujeción), sello del cuello (sello de látex o silicona y banda de goma para sujetar el sello al aro), aro de cierre (2 puertos de entrada o salida de gases y puerto auxiliar), y "O'ring". Dentro de sus características, esta que permite el ajuste según diámetro del cuello de cada usuario y la interfaz puede ser desarmada por completo. (46)



Figura 3. "Helmet" ECLERIS (Sea-Long Medical Systems Inc Waxahachie, Texas. EE.UU.)

Intersurgical Starmed CaStar R (Intersurgical Ltd, Berkshire. Reino Unido)

Casco fabricado con materiales libres de ftalatos (figura 6), con conectores en ambos lados de la máscara a la altura de los oídos de Ø22mm. Dentro de las características que presenta esta el sello del cuello se realiza a través de almohadillas inflables en conjunto con una membrana sobre el torso y base superior de la cabeza otra almohadilla inflable, logrando mayor comodidad y esta base superior evita que la mascarilla se deforme durante la pérdida de presión. Ambas correas, tienen almohadillas para evitar el daño debajo de los brazos. En la parte anterior a la altura del cuello tiene dos entradas variables para poder ingresar con sondas o catéteres según sea necesario. Para la seguridad del usuario en la parte anterior de la máscara tiene una válvula bi-direccional que permite respirar al paciente cuando se pierde el flujo para presurizar la máscara. Las tallas que tiene este modelo son XXL; XL; L; M; S; y XS. (47)



Figura 4. “Helmet” Intersurgical Starmed CaStar R (Intersurgical Ltd, Berkshire. Reino Unido) para VNI.

“Helmet” de fabricación en Chile, Argentina y España

En Chile existen al menos 3 grupos de trabajo con asesoría clínica que están trabajando en el desarrollo de estos dispositivos, sin embargo, por temas de patentes e inscripciones aún no se liberan al mercado. En Argentina y España existen situaciones similares de patente y certificaciones de uso en salud que no han permitido su liberación al mercado público.



IV. Sistemas de flujo y presión utilizadas en “helmet”

El “helmet” es una interfaz para entregar soporte ventilatorio a través de presiones con un relativo control de las mismas, para esto es necesario tener un sistema que logre entregar el flujo necesario para presurizar la interfaz y al sujeto, además de un restrictor, como una válvula exhalatoria o una válvula de PEEP. La fórmula que rige el funcionamiento de los dispositivos de VNI y CPAP basa su lógica en:

$$P \text{ ón } (c1 \ 20) = F \ (L/m) \times R \ (c1 \ 20/L/m)$$

Donde la presión, se puede conseguir a expensas de flujo o resistencia, siendo crucial el ajuste de ambos elementos para poder obtener presiones adecuadas que se puedan transmitir al usuario. Las guías de “helmet” disponibles hoy y revisadas en esta guía recomiendan 4 sistemas de entrega de flujo. (3,26,41,45–48)

Flujómetros

Los flujómetros son uno de los principales elementos utilizados y disponibles en los centros clínicos para lograr presurizar un “helmet” con gases medicinales. Para el uso con el “helmet” en las guías de Chicago recomiendan el uso de 3 flujómetros, tanto de aire como de oxígeno con un relativo control de concentraciones de oxígeno y humidificación. En el caso de la presión dependerá en su gran mayoría a la válvula de PEEP utilizada, con una ligera variación dependiendo del flujo total entregado. La guía de Chicago recomienda tener 1 flujómetro de aire y 2 de oxígeno, o variaciones dependiendo de las concentraciones de FiO_2 necesarias. Sugieren que uno de estos flujómetros sea conectado a un humidificador de burbuja para entregar humidificación, sistema que no ha validado su eficacia. Estos 3 flujómetros deben ser unidos a una pieza con 3 entradas (figura 7), o a 3 piezas que puedan ser unidas entre sí con entrada de gases (figura 8 y 9). Idealmente por manejo y disponibilidad se recomienda el uso de flujómetros tipo Thorpe (bolita) compensados de 15 o más litros de flujo máximo. (46)



Figura 7. Pieza en corona para conectar 3 siliconas provenientes de flujómetros al mismo tiempo, con conexión de ingreso directa al "helmet".



Figura 8. Posible conexión de piezas para unir 3 siliconas provenientes de flujómetros al sistema "helmet".



Figura 9. Pieza \varnothing 22 mm ID / OD con conector para oxígeno o línea de presión. Con tres conectores de estos es opción para unir 3 o más flujómetros, más una tapa de \varnothing 22 mm en el extremo de lumen abierto que no conecta directamente al "helmet".

Generadores de flujo motorizados

Se trata de equipos que como función principal mediante una turbina o similar generan una cantidad de flujo programada al igual que la concentración de oxígeno o solo censan la cantidad de oxígeno entregada en función de los litros totales programados (figura 10). Estos equipos no se encuentran disponibles en Chile, por lo que no se les dará mayor énfasis. Se reportan usos anecdóticos de equipos de CAF (49) para generar el flujo necesario para el uso de “helmet”, sin embargo, como grupo no recomendamos este sistema, ya que estos equipos responden ante la presencia de resistencia con aumento de revoluciones en sus turbinas, por lo que podrían generar problemas de programación de flujos y presión, además de alarmas indeseadas en su gestión.



Figura 5. Configuración de “helmet” con generador de flujo DIMAR. Extraído de *“Possible settings for covid19 management. DIMAR Medical Devices”*. (45)

Tubos con efecto Venturi

Uno de los sistemas clásicos de entrega de gases es la máscara Multivent®, coloquialmente conocida como máscara “Venturi”, por el tipo de tubo que es parte crucial del funcionamiento. La principal característica de estos tubos es que con un suministro de ciertos flujos de oxígeno o aire se logran valores totales de flujo mucho más altos, logrando de esta manera disminuir el consumo de gases desde las redes. La eficiencia de estos tubos esta descrita por el principio de Bernoulli, el cual, a través de una aceleración del flujo por presencia de una resistencia logra presiones laterales negativas que provocan una entrada de aire ambiental por las ventanas laterales de estos tubos, siendo en las máscaras Multivent® variables para lograr diferentes concentraciones de oxígeno. Este fenómeno sucede, también, en el efecto Venturi real, por lo que se le debe el reconocimiento en muchas unidades hospitalarias. Este efecto en los tubos de máscaras multivent no está presente, ya que posterior a la restricción se encuentra un tubo recto el que por propiedades físicas del flujo no logra entregar flujos totales elevados ante la presencia de una restricción posterior, por lo cual estos tubos no son recomendados para ser usados en configuraciones que impliquen agregar una restricción, como lo sería una cámara humidificadora, un circuito de ventilación mecánica o una interfaz como lo es el “helmet”, y un sujeto que tome mezcla de gases de ella a presión. El efecto Venturi habla del restablecimiento de la presión lateral negativa de un sistema en donde previamente fue acelerado un flujo, este efecto es logrado a través de un tubo cónico que se abre el 15°, en palabras simples, si se le agrega una resistencia el flujo no se va a devolver por las ventanas por donde ingreso y por lo tanto si podrá llegar al usuario. Se ha revisado modelos de tubos Venturi y se ha encontrado una alta eficiencia en la multiplicación de flujos, que son suficientemente robustos para presurizar mascarillas de ventilación mecánica no invasiva en conjunto con válvulas de PEEP por sobre los 20 cmH₂O. En un estudio de banco se comparó la eficiencia de ambos tipos de tubos en diferentes configuraciones, para lo cual de manera preliminar el tubo Venturi fue notablemente más eficiente en la entrega de flujos y presurizando sistemas (datos sin publicar). El tubo de mascara Multivent en presencia de resistencia pierde eficacia, hasta en algunos casos entregando menos flujo que el entregado por la red de gas. En el mercado hoy Starmed® como DIMAR® (figura 11 y 12) son empresas que ofrecen sus “helmet” con tubos Venturi para el suministro de gases y existen modelos 3D disponibles en internet diseñados para la entrega de altos flujos de gases medicinales.



Figura 11. Tubo con efecto Venturi DIMAR®.

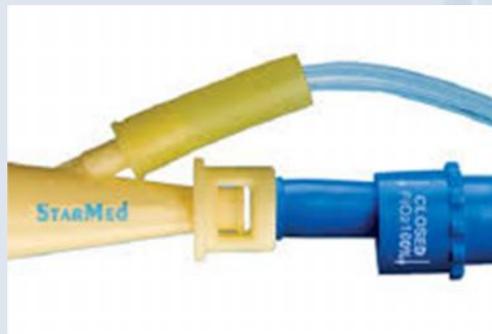


Figura 12. Tubo con efecto venturi Starmed®. Imagen extraído de: <https://www.intersurgical.com/products/critical-care/starmed-ventukit-up-openable-hood-with-built-in-venturi-flow-driver-for-cpap-therapy>.

Ventiladores mecánicos

Estos equipos son indicados para entrega tanto de flujos como presiones de modo preciso, debido a que están fabricados y calibrados para su función. Sin embargo, en ambientes de escasez, como esta pandemia, son equipos valiosos y usados en situaciones más críticas, por lo cual su disponibilidad es menor comparativamente a los sistemas anteriores. En general, son separados clínicamente en 2 grandes familias denominados equipos pesados y livianos, siendo los pesados usados principalmente con 2 ramas, donde el volumen de gas que sale del ventilador por la rama inspiratoria vuelve en su totalidad, salvo fugas, por la rama exhalatoria al mismo equipo, conectados a la red de gases para presurizar y usados principalmente en VM invasiva; y los equipos livianos que generalmente son de una rama, presentan una fuga controlada que libera flujo al ambiente, la cual los equipos deben compensar para mantener presurizado el circuito y al usuario, gestionan su propio aire comprimido, y con uso prioritario como VNI o traqueostomía.

En ambos sistemas es posible integrar humidificación activa (figura 13), siendo la gran ventaja al usar estos equipos la menor cantidad de componentes para utilizar un *“helmet”*. En el caso del equipo pesado solo es necesario adaptar el circuito de dos ramas directamente al *“helmet”*. En el caso del monorama se debe establecer el lugar donde estará la fuga, de que tipo será la fuga (activa o pasiva). El resto de las configuraciones ajustables dependerá del equipo a utilizar. Los parámetros programados y monitorizados en estos equipos pueden ser finamente controlados debido a las características mecánicas e ingenieriles de los mismos.



Figura 13. Ventilador mecánico liviano de mono rama armado con humidificación activa.

V. Conexión y monitorización del usuario conectado a “helmet”

Como ya revisamos, existen diversas marcas de “helmet” disponibles en el mercado, pero todos ellos constan de los siguientes insumos básicos para su uso. Estos son: casco transparente, selle de cuello, aro de selle, broches para cierre, y cintas tipo arnés (Figura 64).

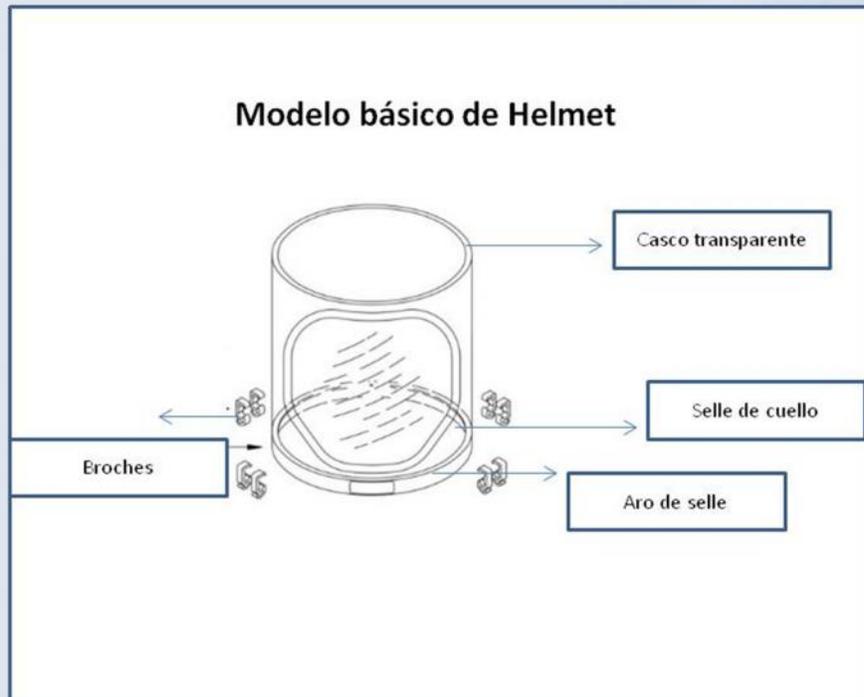


Figura 64. Modelo básico de “helmet” y partes constitucionales.

Dependiendo el modelo puede incluir sobre el sistema básico: válvula de PEEP, conexiones para gases, tapones para oídos, y cinta métrica. Es importante reconocer siempre en un dispositivo “helmet” las conexiones de entrada y salida de gases como se precisa en la Figura 7.

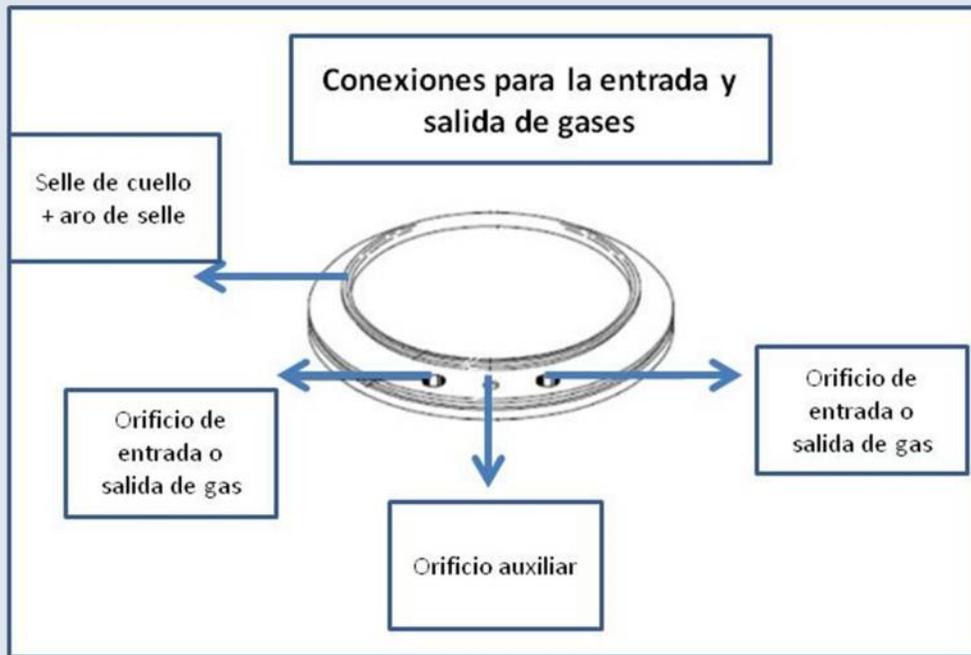


Figura 7. Conexiones para la entrada y salida de gases medicinales.

Instalación de casco

Los pasos a seguir corresponden a:

1. Informar a paciente en qué consiste el dispositivo y cómo será la instalación.
2. Posicionar al paciente en 90°.
3. Dejar casco, selle de cuello, aro de cierre, broches y cintas tipo arnés en una superficie limpia y lisa (mesa o similar).
4. Medir cuello del paciente (con cinta métrica) para determinar qué medida de selle de cuello debe utilizar. Al realizar este procedimiento, debe mantener el sistema de oxigenoterapia que el paciente este usando previa instalación de casco.
5. De acuerdo a la marca del dispositivo, tendrá dos alternativas posteriores a la medición:
 - a. Elegir según talla (S, M, L, XL o medidas disponibles según marca).
 - b. Realizar corte de selle de cuello según medida de circunferencia de cuello, se aconseja cortar un cm menos de lo que de la medición, luego probar y preguntar al paciente “¿Cómo lo siente?” Dependiendo la respuesta podrá aumentar la zona de corte, pero no superar el valor de la medición de circunferencia de cuello (figura 16).

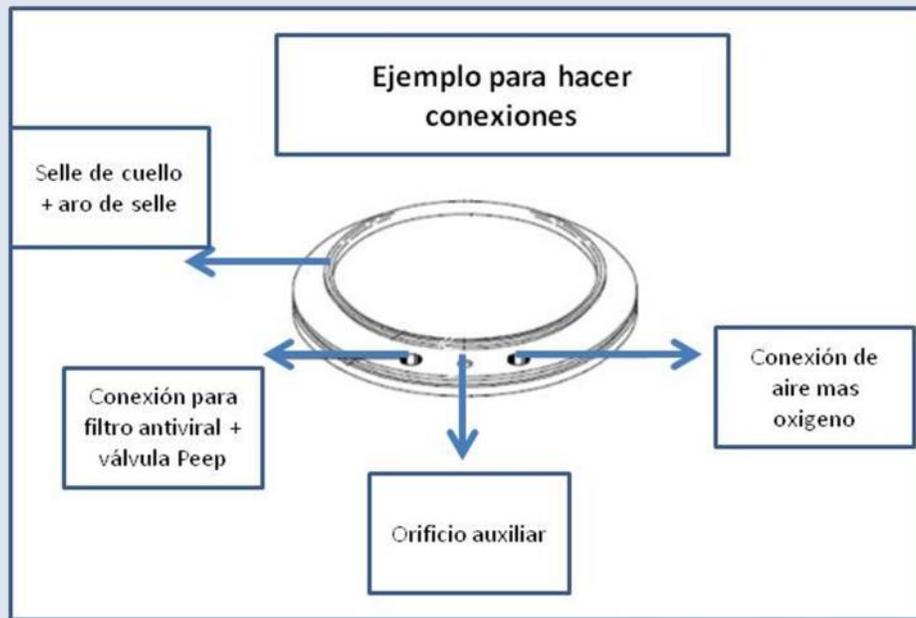


Figura 86. Ejemplo para hacer conexiones a gases

6. Una vez definido el selle de cuello a utilizar, debe montar este al aro de selle, para este procedimiento se aconseja utilizar dos operadores.
7. Una vez unido selle de cuello y aro de selle, debe instalarlo al paciente, dos operadores (figura 17).
 - a. Un operador debe estirar la parte anterior y posterior del selle de cuello hacia al aro de selle
 - b. Otro operador debe estirar las partes laterales del selle de cuello hacia al aro de selle
 - c. Una vez que ambos operadores estiran hacia el aro de selle el cuello de selle quedara un orificio, donde deberá introducir la cabeza del paciente, una vez que está a la altura del cuello deben soltar cuidadosamente, cuidando que no queden pliegues en la zona y que el paciente lo sienta confortable y cómodo (no suelto).
 - d. Si sujeto tiene pelo largo, antes de la realización de este procedimiento, se le debe pedir que lo tomen a la altura de la nuca.



Figura 9. Instalación con 2 operadores. Extraído de:
<https://www.youtube.com/watch?v=bNclSxgE5O8>.

Previo a la instalación del casco, el equipo tiene que definir qué sistema de provisión de flujo utilizará, con sus respectivas piezas conformantes. Dentro de los sistemas puede considerar:

I. Suministro de gases medicinales a través de flujómetros con válvula PEEP

Una vez colocado el selle de cuello más aro, sin desconectar el sistema de oxigenoterapia que soporta al paciente previo a la conexión del casco, debe instalar filtro viral/bacteriano previo a la válvula PEEP y conexión de gases o provisionamiento de flujo. Debe tener la precaución que los orificios de entrada y salida de gas queden en la parte anterior. Una vez que tenga el dispositivo armado debe disminuir la PEEP a cero, para que una vez conectado el usuario lo aumente progresivamente de acuerdo a tolerancia y objetivo terapéutico. Antes de la conexión del casco, genere la apertura del suministro de aire y gas. Pida al usuario que se instale tapones de oídos (si los tiene disponibles), instale el casco transparente, siempre entre dos operadores, sujete este mientras se infla y coloque broches de sujeción, para finalmente conectar el arnés.

El ajuste de flujo y FiO_2 se puede establecer mediante tabla el flujo de gas y FiO_2 que desea suministrar al paciente (Figura 18). Se debe procurar que la suma de gas fresco sea mayor a 50 l/m para evitar retención de CO_2 y alcanzar las presiones necesarias. El esquema de esta configuración se presenta en la figura 19 y 20.

Cantidad de Litros de OXIGENO En el Flujometro

L/min

**CANTIDAD DE AIRE EN EL
FLUJOMETRO**

	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	17	19	21	23	25	27	29	31
0	0	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%
1	21%	61%	74%	80%	84%	87%	89%	90%	91%	92%	93%	93%	94%	94%	95%	95%	96%	96%	96%	97%	97%	97%	97%	98%
2	21%	47%	61%	68%	74%	77%	80%	82%	84%	86%	87%	88%	89%	89%	90%	91%	92%	92%	93%	94%	94%	95%	95%	95%
3	21%	41%	53%	61%	66%	70%	74%	76%	78%	80%	82%	83%	84%	85%	86%	87%	88%	89%	90%	91%	92%	92%	93%	93%
4	21%	37%	47%	55%	61%	65%	68%	71%	74%	76%	77%	79%	80%	81%	82%	83%	85%	86%	87%	88%	89%	90%	90%	91%
5	21%	34%	44%	51%	56%	61%	64%	67%	70%	72%	74%	75%	77%	78%	79%	80%	82%	84%	85%	86%	87%	88%	88%	89%
6	21%	32%	41%	47%	53%	57%	61%	64%	66%	68%	70%	72%	74%	75%	76%	77%	79%	81%	82%	84%	85%	86%	86%	87%
7	21%	31%	39%	45%	50%	54%	57%	61%	63%	65%	67%	69%	71%	72%	74%	75%	77%	79%	80%	82%	83%	84%	85%	85%
8	21%	30%	37%	43%	47%	51%	55%	58%	61%	63%	65%	67%	68%	70%	71%	73%	75%	77%	78%	80%	81%	82%	83%	84%
9	21%	29%	35%	41%	45%	49%	53%	56%	58%	61%	63%	64%	66%	68%	69%	70%	73%	75%	76%	78%	79%	80%	81%	82%
10	21%	28%	34%	39%	44%	47%	51%	54%	56%	58%	61%	62%	64%	66%	67%	68%	71%	73%	75%	76%	77%	79%	80%	81%
11	21%	28%	33%	38%	42%	46%	49%	52%	54%	57%	59%	61%	62%	64%	65%	67%	69%	71%	73%	74%	76%	77%	78%	79%
12	21%	27%	32%	37%	41%	44%	47%	50%	53%	55%	57%	59%	61%	62%	64%	65%	67%	69%	71%	73%	74%	76%	77%	78%
13	21%	27%	32%	36%	40%	43%	46%	49%	51%	53%	55%	57%	59%	61%	62%	63%	66%	68%	70%	71%	73%	74%	76%	77%
14	21%	26%	31%	35%	39%	42%	45%	47%	50%	52%	54%	56%	57%	59%	61%	62%	64%	66%	68%	70%	72%	73%	74%	75%
15	21%	26%	30%	34%	38%	41%	44%	46%	48%	51%	53%	54%	56%	58%	59%	61%	63%	65%	67%	69%	70%	72%	73%	74%
17	21%	25%	29%	33%	36%	39%	42%	44%	46%	48%	50%	52%	54%	55%	57%	58%	61%	63%	65%	66%	68%	69%	71%	72%
19	21%	25%	29%	32%	35%	37%	40%	42%	44%	46%	48%	50%	52%	53%	55%	56%	58%	61%	62%	64%	66%	67%	69%	70%
21	21%	25%	28%	31%	34%	36%	39%	41%	43%	45%	46%	48%	50%	51%	53%	54%	56%	59%	61%	62%	64%	65%	67%	68%
23	21%	24%	27%	30%	33%	35%	37%	39%	41%	43%	45%	47%	48%	50%	51%	52%	55%	57%	59%	61%	62%	64%	65%	66%
25	21%	24%	27%	29%	32%	34%	36%	38%	40%	42%	44%	45%	47%	48%	49%	51%	53%	55%	57%	59%	61%	62%	63%	65%
27	21%	24%	26%	29%	31%	33%	35%	37%	39%	41%	42%	44%	45%	47%	48%	49%	52%	54%	56%	57%	59%	61%	62%	63%
29	21%	24%	26%	28%	31%	33%	35%	36%	38%	40%	41%	43%	44%	45%	47%	48%	50%	52%	54%	56%	58%	59%	61%	62%
31	21%	23%	26%	28%	30%	32%	34%	36%	37%	39%	40%	42%	43%	44%	46%	47%	49%	51%	53%	55%	56%	58%	59%	61%

Figura 18. Tabla de cálculo de FiO₂ para flujos de aire y oxígeno.

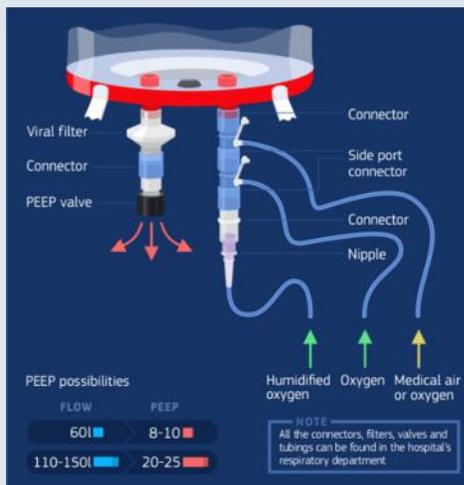


Figura 19. Configuración con tres flujómetros y válvula de PEEP. Extraído de https://static.wixstatic.com/media/4af7e1_08a95e5e8be24290aa51c0f8d75e6c75~mv2.png.



Figura 100. Configuración con tres flujómetros y pieza tipo corona impresa en 3D

II. Gases medicinales a través de dispositivo Venturi con válvula PEEP

Para este tipo de entrega de gases la instalación del “*helmet*” es igual a la anterior, los materiales requeridos corresponden a 2 flujómetros de O₂ de 15 l/m, tubo Venturi (Comercial DIMAR o Starmed o impreso en 3D de modelos compatibles), adaptador Ø 22 mm ID/OD, “*helmet*”, corrugado Ø 22 mm ID, filtro viral/bacteriano, adaptador Ø 22-30 mm, y válvula de PEEP.

La instalación en el usuario es similar, una vez que la interfaz está instalada, se debe instalar en la rama exhalatoria del “*helmet*” el corrugado de 22 mm, luego el filtro viral/bacteriano, y posteriormente los adaptadores necesarios para la válvula de PEEP, que debe estar totalmente abierta (PEEP 0). Luego conectar el tubo Venturi y programar 5 litros de oxígeno a través de la línea central del mismo, con la configuración terminada se debe empezar a regular PEEP, dependiendo de la mecánica pulmonar del paciente, el flujo de oxígeno será el responsable del flujo de gas interno, dado lo anterior, se deberá cambiar dependiendo de los niveles de PaCO₂, y si es necesario agregar por la segunda entrada del tubo Venturi para entregar mayores niveles de FiO₂. Esta configuración se representa en la figura 21.

En ambos sistemas la FiO₂ puede ser chequeada con la conexión de un oxímetro ambiental en línea en vía inspiratoria cercana al “*helmet*”, las presiones mediante manómetro análogos o digital al interior o próximo a la interfaz, y la CO₂ mediante capnografía en “Y” o al final de vía espiratoria previo a la válvula de PEEP.

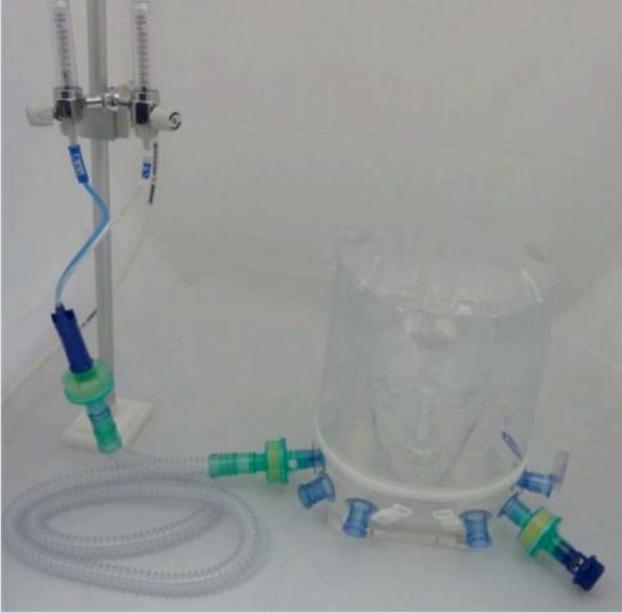


Figura 21. Configuración con tubo Venturi DIMAR® y válvula de PEEP. Extraído de guía “Possible settings for covid19 management. DIMAR Medical Devices”. (45)

III. Conexión a Ventilación Mecánica no Invasiva con circuito mono rama

El uso de “helmet” con circuitos de una rama se pueden entregar con VNI’s, brindando valores precisos de presión. En esta configuración se pueden utilizar válvulas exhalatorias activas o pasivas, y se necesitan los siguientes implementos: ventilador mono rama, humidificador activo (si hay disponible), circuito mono rama con portal exhalatorio activo o pasivo, filtro viral/bacteriano, adaptador \varnothing 22 mm ID/OD o Adaptador \varnothing 15 mm – 22 mm, y tapa 22 mm. Este armado se esquematiza en la figura 22.

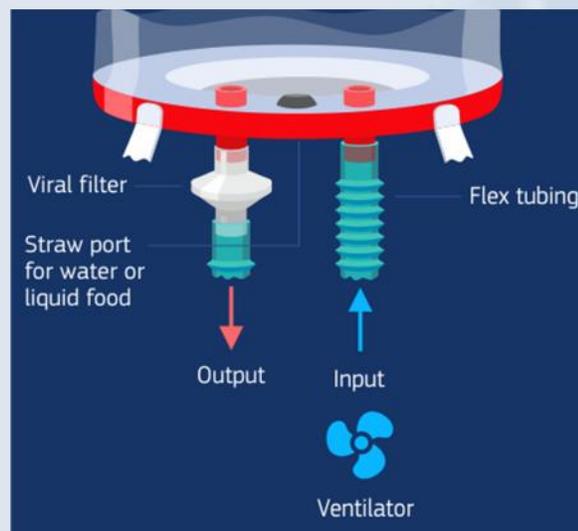


Figura 11. Configuración con ventilador mecánico mono rama. Extraído de https://static.wixstatic.com/media/4af7e1_08a95e5e8be24290aa51c0f8d75e6c75~mv2.png.

Antes de instalar la interfaz se debe armar el circuito, haber definido el sistema de humidificación a usar, y los parámetros ajustados en el ventilador. Se recomienda iniciar con CPAP a presiones bajas (5 cmH₂O) y posterior titulación. Una vez instalada la interfaz, se debe definir si se usará la configuración con el portal exhalatorio en la misma rama o en la rama exhalatoria del “helmet”. Las diferencias están en el mayor riesgo de retener CO₂ cuando el portal está dentro de la misma rama por tener menor flujo de gas fresco dentro de la interfaz. Si esta es la configuración decidida, se debe instalar luego de la humidificación el portal exhalatorio, filtro HEPA y conectar al “helmet”, el resto de las conexiones del “helmet” deben ser tapadas. Si la configuración es con el portal en rama exhalatoria se debe conectar primero en la rama exhalatoria el filtro HEPA, luego portal

exhalatorio y tapar el extremo libre del portal. Luego, iniciar el ventilador y conectar la rama inspiratoria del circuito al "helmet". Imagen explicativa en figuras 23 y 24.



Figura 123. Configuración con ventilador mecánico mono rama y portal exhalatorio pasivo.



Figura 24. Configuración con ventilador mecánico mono rama con portal exhalatorio pasivo de circuito RT319 Fisher and Paykel®, con tapa de \varnothing 22 mm y filtro viral/bacteriano.

IV. Conexión a Ventilación Mecánica con doble rama

Los equipos de VM de dos ramas actualmente son los menos disponibles debido a uso en sujetos de mayor gravedad (2). Dentro de sus características destaca el mayor sensibilidad y presentan mayor cantidad de configuraciones. En el supuesto de tener disponibilidad, estos también se pueden usar con *“helmet”*. Para esta configuración son necesarios los siguientes implementos: ventilador mecánico doble rama, humidificador activo (si está disponible), y circuito adulto de \varnothing 22 mm.

El VM idealmente debería estar programado con los parámetros y armado con el humidificador si tienen disponible, los circuitos traen una *“Y”* para conectar al usuario el cual debe ser extraído y dejar solo la rama inspiratoria y exhalatoria, en caso de no tener esta posibilidad, la *“Y”* se puede conectar directo al *“helmet”*, taponando todas las otras conexiones. Una vez instalada la interfaz con sus correspondientes fijaciones se debe instalar directamente la rama inspiratoria y exhalatoria en el *“helmet”* e iniciar la ventilación. El filtrado se debe realizar en la rama exhalatoria del ventilador y el filtro por lo general es parte del kit. Si no es así se debe considerar la instalación del filtro viral/bacteriano correspondiente en la rama exhalatoria proximal al ventilador. En la figura 25 se representa el uso del *“helmet”* con fijaciones bajo las axilas del usuario.



Figura 135. *“Helmet”* instalado en usuario con sujeciones. Este foto no visualiza sistema de entrega de flujo o presión.

VI. Consideraciones clínicas y ambientales con el uso de “helmet”

Consideraciones clínicas y ambientales con el uso del “helmet”

La mayoría de los sujetos con hipoxemia, especialmente aquellos con síndrome de dificultad respiratoria aguda (SDRA), no mejoran su condición en VNI con mascarilla facial. Esto se puede originar por la necesidad de niveles altos de PEEP, lo que ocasiona mayor incomodidad en el usuario y fuga del equipo. (5)

El “helmet” al ser una capucha transparente que cubre toda la cabeza del paciente, con un sello suave en el cuello, elimina las zonas de apoyo alrededor del rostro, lo que genera una mayor comodidad y disminución de la fuga, pudiendo aumentar la PEEP a los niveles deseados sin preocuparnos de control de la misma. (5)

Pese a lo anterior, se han registrado otras complicaciones en usuarios adultos, tales como lesiones transitorias de la membrana timpánica, trombosis de vena axilar debido a la fijación del arnés de sujeción por debajo de las axilas o la aparición de edema en las extremidades superiores por el apoyo del “helmet” en la región cervical. (44)

Por estos motivos, se sugiere utilizar tapón para los oídos, arnés de fijación acolchados y almohadillas en las zonas de los hombros, junto con cambios de posición frecuentes, con el fin de cambiar zonas de apoyo. Dado que la zona de apoyo es en el cuello, los catéter yugulares no están indicados (44). Las sondas nasogástricas, según el modelo disponible, pueden pasar por orificios con membranas diseñados para aquello. De no ser así, la sonda deberá pasar bajo el sello de cuello. Un punto importante a considerar en este sentido, es revisar las especificaciones técnicas del “helmet” que tenga disponible, ya que hay fabricaciones con y sin látex (Ejemplo: Ecleris es de latex; Dimar libre de látex). Este dispositivo puede ser utilizado en posición prono, donde debe girar completamente el “helmet” con el fin de que las conexiones de aire, oxígeno o de VM queden en la parte posterior. Se puede utilizar colchón de prono para favorecer la comodidad, en caso de no contar con ello se debe utilizar almohadas que impidan que el peso del dispositivo quede en la zona cervical.

Para alimentar, hidratar o entregar medicación oral se debe retirar el “helmet”, recuerde retirar las cintas de sujeción y los enganches de cierre, CORTE el suministro de gas, de este modo disminuye la dispersión de partículas al ambiente. Su uso recomendado es a temperaturas ambientales entre 20 y 30° Celsius. (46)

VII. Limpieza y uso eficiente del “helmet”

El “helmet” está conformado principalmente por un casco transparente, un selle de cuello y un aro de selle, las demás piezas que lo conforman dependen del modelo a emplear. (45–47). El casco transparente puede ser de PVC o plástico biocompatible, el selle de cuello de látex o silicona, en relación al aro de selle, no se describe claramente en todos los “helmet” disponibles en el mercado chileno su material de fabricación, pero puede ser policarbonato que es un material termoplástico, por lo cual es autoclavable. (45–47)

En torno a la limpieza que se debe realizar a estos dispositivos para su reutilización, según la “Norma chilena técnica sobre esterilización y desinfección de alto nivel y uso de artículos médicos en establecimientos de atención de salud”, estos son considerados como artículos no críticos, ya que entran en contacto con piel y mucosa indemne, por lo cual, el nivel de eliminación de microorganismo que requiere es; limpieza o desinfección de nivel intermedio o bajo (clasificación de Spaulding), donde el método y producto a utilizar dependerá de cada institución de salud, se recomienda Glutaraldehído al 2% o equivalente. (46,50)

Dentro de los pasos recomendados para una correcta limpieza y desinfección del dispositivo se lista lo siguiente:

1. Desmonte y separe el dispositivo en sus partes: el casco transparente, el aro de cierre y el selle de cuello.
2. Elimine cualquier suciedad antes de desinfectar.
3. Pulverice sobre todas las superficies del dispositivo la solución desinfectante recomendada o una equivalente.
4. Deje actuar el producto al menos durante 10 minutos. Si la solución comienza a secarse, aplique más solución.
5. Transcurridos los 10 minutos, enjuague todas las partes del dispositivo en un contenedor con agua limpia o bajo el grifo de agua potable.
6. Deje secar al aire antes de re-ensamblar.

No todos los dispositivos disponibles en el mercado vienen diferenciados por tallas, por lo cual se recomienda para su reutilización, que una vez que corte el sello de cuello, usted lo marque según las medidas reportadas por los fabricantes (45,47):

1. XS: 17-27 cm
2. S: 28-34 cm
3. M: 35-41 cm
4. L: 40-47 cm
5. XL: 48-52 cm



VIII. Configuraciones de armado en esquemas

Finalmente, y considerando todas las alternativas propuestas de “*helmet*”, sistemas de provisión de flujo y configuraciones de armado, se presentan los esquemas resúmenes por cada configuración desde la figura 26 a la figura 29, con VM de 2 ramas, VM de 1 rama, y sistema de flujómetros múltiples, respectivamente.

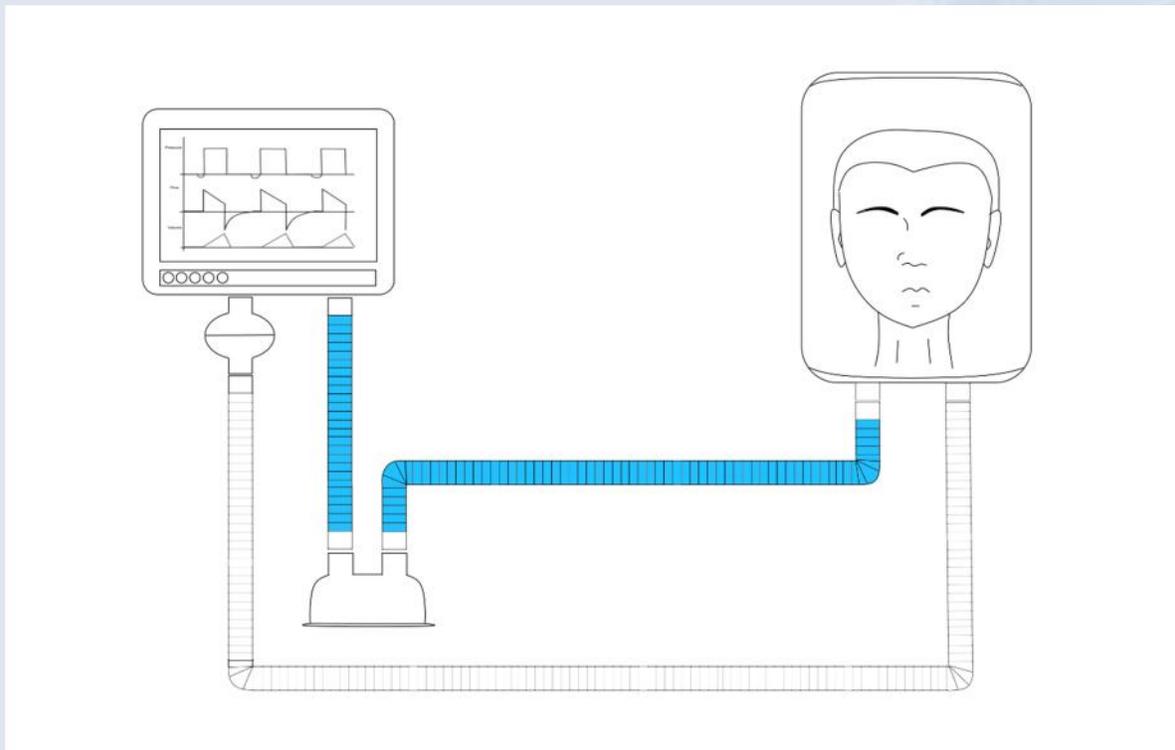


Figura 14. Esquema de configuración de armado con VM de 2 ramas. Este puede considerarse humidificación activa o sin humidificación, pues la pasiva por diseño no tiene eficacia. Considera ingreso de vía inspiratoria por una toma del “*helmet*” y salida por otra toma que termina en vía espiratoria de VM con filtro viral/bacteriano.

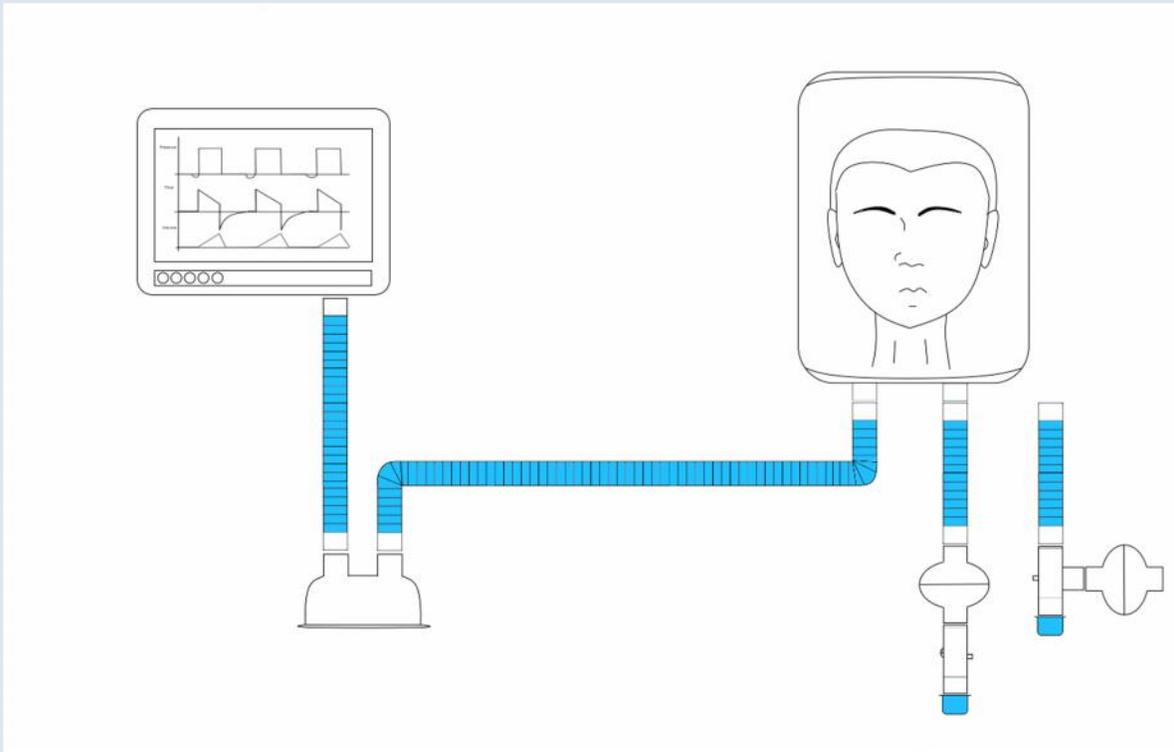


Figura 15. Esquema de configuración de armado con VNI de 1 rama. Este puede considerarse humidificación activa o sin humidificación, pues la pasiva por diseño no tiene eficacia. Considera ingreso de vía inspiratoria por una toma del “helmet” y salida por otra toma que termina mediante uso de filtro viral/bacteriano en un portal exhalatorio o pieza en “T”, con tapón del lumen central al final de la espiración.

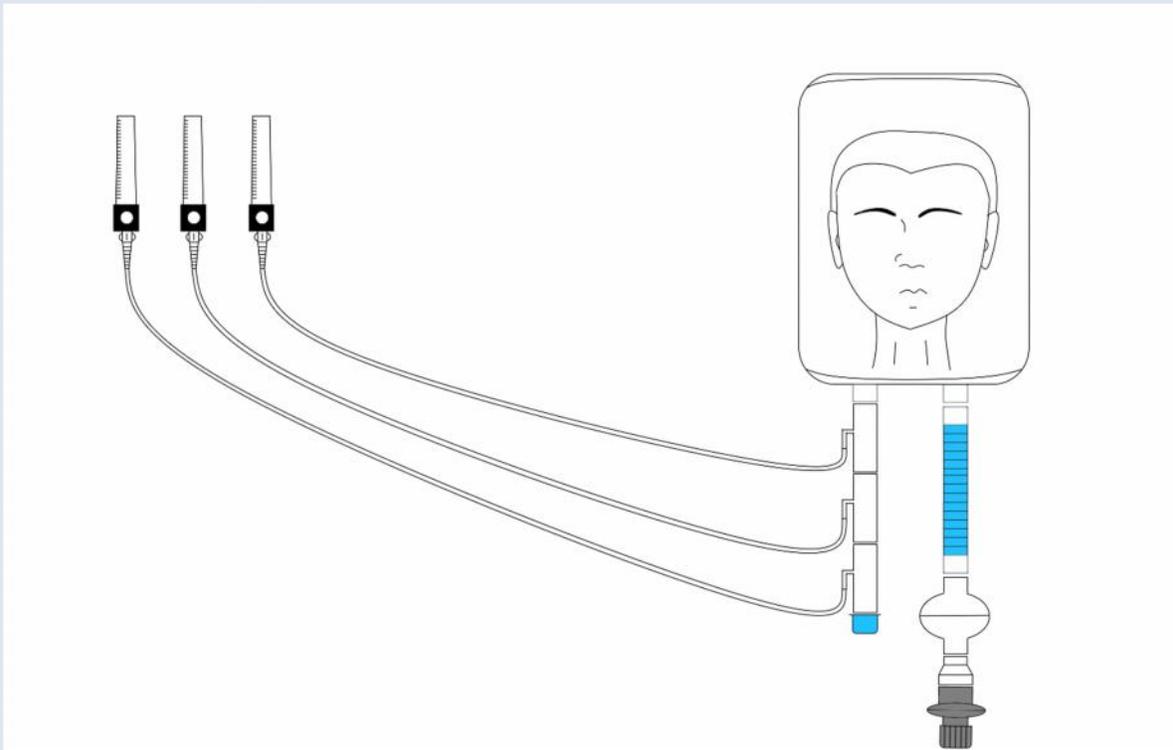


Figura 16. Esquema de configuración de armado con flujómetros de 15 L/m compensados, pudiendo ser estos de aire y oxígeno, según necesidad de FiO_2 ; o con 2 flujómetros, siendo uno de ellos de oxígeno a 70 L/m y de aire de 15 L/m. Este puede considerar humidificación activa o sin humidificación, pues la pasiva por diseño no tiene eficacia. Considera ingreso de flujos interconectados con conectores laterales de oxígeno y tapón de un extremo del lumen, y conexión por vía inspiratoria por una toma del "helmet". La salida del gas espirado es por otra toma que termina mediante uso de filtro viral/bacteriano en una válvula umbral de regulación de presión (válvula de PEEP). El corrugado ($\varnothing 22\text{mm}$) que aparece en la vía espiratoria debe ser del menor tamaño posible en longitud para evitar aumento del espacio muerto instrumental.

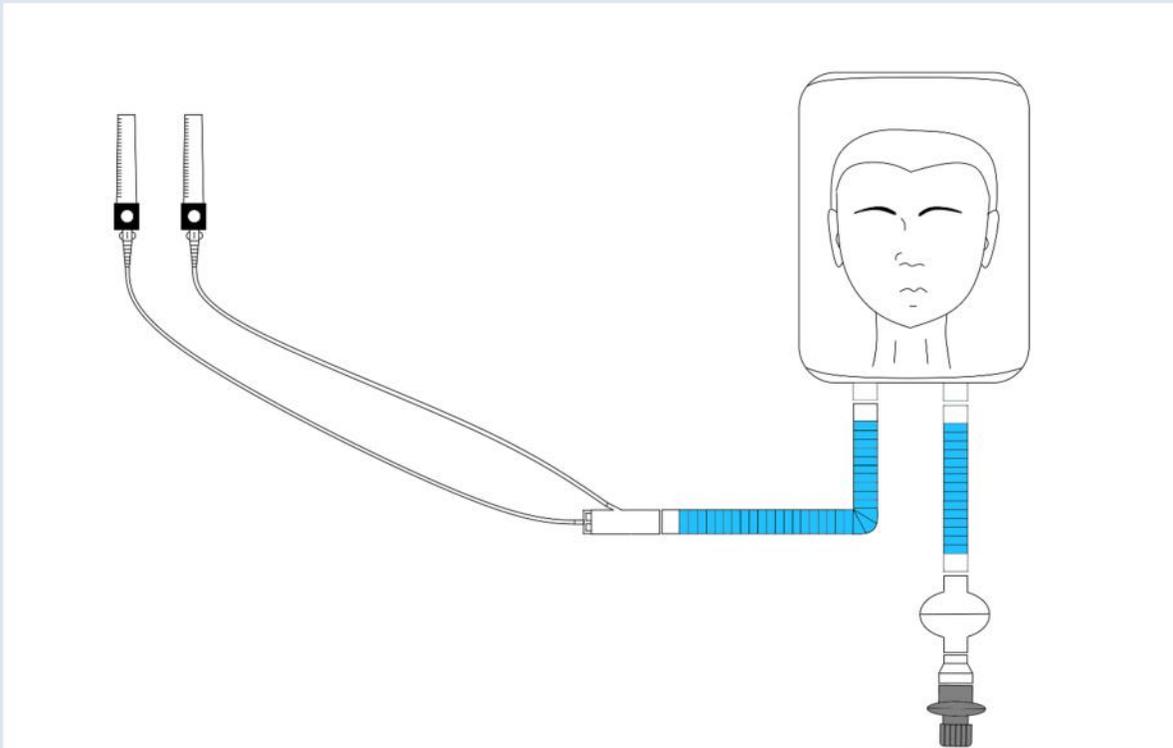


Figura 17. Esquema de configuración de armado con tubo tipo Venturi conectado a 2 flujómetros de oxígeno, siendo el central el proveedor de flujo y el lateral el sistema de enriquecimiento de FiO_2 . Este puede considerarse humidificación activa o sin humidificación, pues la pasiva por diseño no tiene eficacia. Considera ingreso de flujos interconectados con conectores laterales de oxígeno y tapón de un extremo del lumen, y conexión por vía inspiratoria por una toma del "helmet". La salida del gas espirado es por otra toma que termina mediante uso de filtro viral/bacteriano en una válvula umbral de regulación de presión (válvula de PEEP). El corrugado ($\varnothing 22\text{mm}$) que aparece en la vía espiratoria debe ser del menor tamaño posible en longitud para evitar aumento del espacio muerto instrumental.

IX. Referencias

1. Fan E, Beitler JR, Brochard L, Calfee CS, Ferguson ND, Slutsky AS, et al. COVID-19-associated acute respiratory distress syndrome: is a different approach to management warranted? *Lancet Respir Med* [Internet]. julio de 2020 [citado 21 de julio de 2020]; Disponible en: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2213260020303040>
2. <https://magnet.cl>. Gob.cl - Cifras Oficiales [Internet]. Gobierno de Chile. [citado 21 de julio de 2020]. Disponible en: <https://www.gob.cl/coronavirus/cifrasoficiales/#datos>
3. Rochweg B, Brochard L, Elliott MW, Hess D, Hill NS, Nava S, et al. Official ERS/ATS clinical practice guidelines: noninvasive ventilation for acute respiratory failure. *Eur Respir J*. 2017;50(2):1602426.
4. Ferreyro BL, Angriman F, Munshi L, Del Sorbo L, Ferguson ND, Rochweg B, et al. Association of Noninvasive Oxygenation Strategies With All-Cause Mortality in Adults With Acute Hypoxemic Respiratory Failure: A Systematic Review and Meta-analysis. *JAMA*. 2020;324(1):57.
5. Patel BK, Wolfe KS, Pohlman AS, Hall JB, Kress JP. Effect of Noninvasive Ventilation Delivered by Helmet vs Face Mask on the Rate of Endotracheal Intubation in Patients With Acute Respiratory Distress Syndrome: A Randomized Clinical Trial. *JAMA*. 2016;315(22):2435–41.
6. Luo Y, Luo Y, Li Y, Zhou L, Zhu Z, Chen Y, et al. Helmet CPAP versus Oxygen Therapy in Hypoxemic Acute Respiratory Failure: A Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *Yonsei Med J*. 2016;57(4):936–41.
7. Hui DS, Hall SD, Chan MTV, Chow BK, Tsou JY, Joynt GM, et al. Noninvasive positive-pressure ventilation: An experimental model to assess air and particle dispersion. *Chest*. 2006;130(3):730–40.
8. Hui DS, Chow BK, Ng SS, Chu LCY, Hall SD, Gin T, et al. Exhaled Air Dispersion Distances During Noninvasive Ventilation via Different Respironics Face Masks. *Chest*. 2009;136(4):998–1005.
9. Hui DS, Chow BK, Lo T, Ng SS, Ko FW, Gin T, et al. Exhaled Air Dispersion During Noninvasive Ventilation via Helmets and a Total Facemask. *Chest*. 2015;147(5):1336–43.
10. Principi T, Pantanetti S, Catani F, Elisei D, Gabbanelli V, Pelaia P, et al. Noninvasive continuous positive airway pressure delivered by helmet in hematological malignancy patients with hypoxemic acute respiratory failure. *Intensive Care Med*. 2004;30(1):147–50.

11. Scaravilli V, Grasselli G, Castagna L, Zanella A, Isgrò S, Lucchini A, et al. Prone positioning improves oxygenation in spontaneously breathing nonintubated patients with hypoxemic acute respiratory failure: A retrospective study. *J Crit Care*. 2015;30(6):1390–4.
12. Ding L, Wang L, Ma W, He H. Efficacy and safety of early prone positioning combined with HFNC or NIV in moderate to severe ARDS: a multi-center prospective cohort study. *Crit Care* [Internet]. 2020 [citado 16 de mayo de 2020];24(1). Disponible en: <https://ccforum.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13054-020-2738-5>
13. Klompas M, Branson R, Eichenwald EC, Greene LR, Howell MD, Lee G, et al. Strategies to Prevent Ventilator-Associated Pneumonia in Acute Care Hospitals: 2014 Update. *Infect Control Hosp Epidemiol*. 2014;35(08):915–36.
14. Conti G, Antonelli M, Rocco M. Noninvasive ventilation in intensive care unit patients. *Monaldi Arch Chest Dis Arch Monaldi Mal Torace*. 2000;55(1):50–3.
15. Katz JA, Marks JD. Inspiratory work with and without continuous positive airway pressure in patients with acute respiratory failure. *Anesthesiology*. 1985;63(6):598–607.
16. Organized jointly by the American Thoracic Society, the European Respiratory Society, the European Society of Intensive Care Medicine, and the Société de Réanimation de Langue Française, and approved by ATS Board of Directors, December 2000. International Consensus Conferences in Intensive Care Medicine: noninvasive positive pressure ventilation in acute Respiratory failure. *Am J Respir Crit Care Med*. 2001;163(1):283–91.
16. Antonelli M, Pennisi MA, Pelosi P, Gregoretti C, Squadrone V, Rocco M, et al. Noninvasive Positive Pressure Ventilation Using a Helmet in Patients with Acute Exacerbation of Chronic Obstructive Pulmonary Disease: A Feasibility Study. *Anesthesiology*. 2004;100(1):16–24.
18. Antonelli M, Pennisi MA, Pelosi P, Gregoretti C, Squadrone V, Rocco M, et al. Noninvasive positive pressure ventilation using a helmet in patients with acute exacerbation of chronic obstructive pulmonary disease: a feasibility study. *Anesthesiology*. 2004;100(1):16–24.
18. Mehta S, Hill NS. Noninvasive ventilation. *Am J Respir Crit Care Med*. 2001;163(2):540–77.
20. Chiumello D, Pelosi P, Carlesso E, Severgnini P, Aspesi M, Gamberoni C, et al. Noninvasive positive pressure ventilation delivered by helmet vs. standard face mask. *Intensive Care Med*. 2003;29(10):1671–9.

21. Singapore develops non-invasive ventilation helmet for COVID-19 patients [Internet]. [citado 25 de julio de 2020]. Disponible en: <https://ventilation-helmet-for-covid-19-patients.html>
22. Antonelli M, Pennisi MA, Conti G, Bello G, Maggiore SM, Michetti V, et al. Fiberoptic bronchoscopy during noninvasive positive pressure ventilation delivered by helmet. *Intensive Care Med.* 2003;29(1):126–9.
23. Navalesi P, Costa R, Ceriana P, Carlucci A, Prinianakis G, Antonelli M, et al. Non-invasive ventilation in chronic obstructive pulmonary disease patients: helmet versus facial mask. *Intensive Care Med.* 2007;33(1):74–81.
24. Vargas F, Thille A, Lyazidi A, Campo FR, Brochard L. Helmet with specific settings versus facemask for noninvasive ventilation. *Crit Care Med.* 2009;37(6):1921–8.
23. Navalesi P, Costa R, Ceriana P, Carlucci A, Prinianakis G, Antonelli M, et al. Non-invasive ventilation in chronic obstructive pulmonary disease patients: helmet versus facial mask. *Intensive Care Med.* 2007;33(1):74–81.
26. Antonelli M, Conti G, Pelosi P, Gregoretti C, Pennisi MA, Costa R, et al. New treatment of acute hypoxemic respiratory failure: noninvasive pressure support ventilation delivered by helmet—a pilot controlled trial. *Crit Care Med.* 2002;30(3):602–8.
25. Cosentini R, Brambilla AM, Aliberti S, Bignamini A, Nava S, Maffei A, et al. Helmet continuous positive airway pressure vs oxygen therapy to improve oxygenation in community-acquired pneumonia: a randomized, controlled trial. *Chest.* 2010;138(1):114–20.
26. Antonelli M, Conti G, Pelosi P, Gregoretti C, Pennisi MA, Costa R, et al. New treatment of acute hypoxemic respiratory failure: Noninvasive pressure support ventilation delivered by helmet—A pilot controlled trial: *Crit Care Med.* 2002;30(3):602–8.
27. Mehta S, Hill NS. Noninvasive Ventilation. *Am J Respir Crit Care Med.* 2001;163(2):540–77.
28. Vargas F, Thille A, Lyazidi A, Master BE, Roche Campo F, Brochard L. Helmet with specific settings versus facemask for noninvasive ventilation*: *Crit Care Med.* 2009;37(6):1921–8.
29. Conti G, Antonelli M, Rocco M. Noninvasive ventilation in intensive care unit patients. *Monaldi Arch Chest Dis Arch Monaldi Mal Torace.* 2000;55(1):50–3.
30. Cosentini R, Brambilla AM, Aliberti S, Bignamini A, Nava S, Maffei A, et al. Helmet Continuous Positive Airway Pressure vs Oxygen Therapy To Improve Oxygenation in Community-Acquired Pneumonia. *Chest.* 2010;138(1):114–20.

31. Principi T, Pantanetti S, Catani F, Elisei D, Gabbanelli V, Pelaia P, et al. Noninvasive continuous positive airway pressure delivered by helmet in hematological malignancy patients with hypoxemic acute respiratory failure. *Intensive Care Med.* 2004;30(1):147–50.
32. Ing RJ, Bills C, Merritt G, Ragusa R, Bremner RM, Bellia F. Role of Helmet-Delivered Noninvasive Pressure Support Ventilation in COVID-19 Patients. *J Cardiothorac Vasc Anesth.* 2020;S1053077020304195.
33. Taccone P, Hess D, Caironi P, Bigatello LM. Continuous positive airway pressure delivered with a “helmet”: Effects on carbon dioxide rebreathing*: *Crit Care Med.* 2004;32(10):2090–6.
34. Cavaliere F, Conti G, Costa R, Proietti R, Sciuto A, Masieri S. Noise exposure during noninvasive ventilation with a helmet, a nasal mask, and a facial mask. *Intensive Care Med.* 2004;30(9):1755–60.
35. Lucchini A, Giani M, Isgro S, Rona R, Foti G. The “helmet bundle” in COVID-19 patients undergoing non invasive ventilation. *Intensive Crit Care Nurs.* 2020;58:102859.
36. Moerer O, Beck J, Brander L, Costa R, Quintel M, Slutsky AS, et al. Subject–ventilator synchrony during neural versus pneumatically triggered non-invasive helmet ventilation. *Intensive Care Med.* 2008;34(9):1615–23.
37. Antonelli M, Pennisi M, Conti G, Bello G, Maggiore S, Michetti V, et al. Fiberoptic bronchoscopy during noninvasive positive pressure ventilation delivered by helmet. *Intensive Care Med.* 2003;29(1):126–9.
38. Cabrini L, Landoni G, Zangrillo A. Minimise nosocomial spread of 2019-nCoV when treating acute respiratory failure. *The Lancet.* 2020;395(10225):685.
39. Foti G, Sangalli F, Berra L, Sironi S, Cazzaniga M, Rossi GP, et al. Is helmet CPAP first line pre-hospital treatment of presumed severe acute pulmonary edema? *Intensive Care Med.* 2009;35(4):656–62.
40. Antonaglia V, Lucangelo U, Zin WA, Peratoner A, De Simoni L, Capitanio G, et al. Intrapulmonary percussive ventilation improves the outcome of patients with acute exacerbation of chronic obstructive pulmonary disease using a helmet*: *Crit Care Med.* 2006;34(12):2940–5.
41. Guan L, Zhou L, Zhang J, Peng W, Chen R. More awareness is needed for severe acute respiratory syndrome coronavirus 2019 transmission through exhaled air during non-invasive respiratory support: experience from China. *Eur Respir J.* 2020;55(3):2000352.
44. Coronavirus (COVID-19) [Internet]. nhs.uk. 2020 [citado 24 de julio de 2020]. Disponible en: <https://www.nhs.uk/conditions/coronavirus-covid-19/>

45. Dimar [Internet]. [citado 24 de julio de 2020]. Disponible en: <http://www.dimarsrl.com/eng/>
46. Manual de usuario, Ecleris “helmet”. Ecleris; 2020.
47. StarMed NIV [Internet]. [citado 25 de julio de 2020]. Disponible en: <https://www.intersurgical.com/info/starmedNIV>
48. Pérez González S, Mayordomo Colunga J, Rey Galán C, Martín Abad M, Medina Villanueva A, Vázquez Álvarez ML. [Assembly and management of helmet-CPAP in infants and children with acute respiratory insufficiency]. *Enferm Intensiva*. 2011;22(2):60–4.
49. Sea-Long-Helmet-Hi-Flow--AIRVO-2-Set-Up-User-Guide_final.pdf [Internet]. [citado 25 de julio de 2020]. Disponible en: https://www.houstonmethodist.org/-/media/pdf/Research/covid19/Sea-Long-Helmet-Hi-Flow--AIRVO-2-Set-Up-User-Guide_final.ashx
50. Ministerio de Salud de Chile. Norma general técnica N° 199 sobre esterilización y desinfección en establecimientos de atención de salud. 2020;1–23.