

OXÍGENOTERAPIA Y AEROSOLTERAPIA

Oxigenoterapia

El oxígeno como elemento químico en condiciones normales de temperatura y presión ambiental es un gas en la que dos moléculas se enlazan para formar dioxígeno (O_2) siendo incoloro e inodoro. Fue descubierto en el siglo XVII por Joseph Priestley en conjunto con Carl Wilhelm que lo sintetizó, pero es solo hasta el año 1920 en que se empieza a utilizar de forma terapéutica por Alvin Barach¹.

La oxigenoterapia es la administración de oxígeno por sobre la fracción inspirada de oxígeno (FiO_2) ambiental de 21%, su objetivo es revertir la hipoxemia y evitar el desarrollo de hipoxia tisular y esto se logra al aumentar la proporción de oxígeno disponible en el alvéolo, aumentando la gradiente alvéolo-arterial de oxígeno que lleva a un aumento de la captación de este gas por la hemoglobina en el eritrocito, lo que se puede medir mediante la saturometría u oximetría de pulso y el oxígeno disuelto en la sangre que se puede medir mediante por los gases arteriales.

Es importante contextualizar la cascada que realiza el oxígeno desde su presencia en la atmósfera hasta la mitocondria donde permite la respiración celular en la cadena de electrones. En la Figura 1 podemos apreciar la cascada del oxígeno en la cual se aprecia una paulatina caída de la presión parcial de oxígeno a medidas que avanzamos hacia la célula². La presión atmosférica de oxígeno en el aire ambiental a nivel del mar es de 159 mmHg (presión atmosférica: 760 mmHg y la fracción inspirada de oxígeno: 0,21), en la vía aérea y el alvéolo la presión parcial de oxígeno disminuye al humidificarse el aire que entra con la presión del vapor de agua (47 mmHg) y el CO_2 alveolar (equivalente al CO_2 arterial) proveniente del metabolismo celular, por lo que en el alvéolo la presión parcial de O_2 es cercana a 100 mmHg, al pasar al territorio arterial se produce una pequeña caída por áreas del pulmón con alteración de la relación ventilación-perfusión y cortocircuitos del territorio pulmonar a las arterias bronquiales, por lo que la presión arterial de oxígeno en condiciones normales es de 95-100 mmHg. Al continuar el recorrido del O_2 hacia los tejidos a través de arteriolas y capilares este difunde hacia los tejidos alcanzando una

presión parcial de 40 mmHg, posteriormente este debe difundir a través de los tejidos hasta las células llegando a estas con una presión entre 30 y 10 mmHg con esta tensión de oxígeno se mantiene la respiración celular mitocondrial.

La caída de la PaO₂ o hipoxemia traduce la presencia de insuficiencia respiratoria que es la incapacidad del sistema respiratorio para mantener las concentraciones adecuadas de oxígeno y dióxido de carbono, con sus criterios clásicos de definición que son PaO₂ < 60 mmHg y PaCO₂ ≥ 50 mmHg respirando aire ambiente. Es importante recordar que existen tres mecanismos de hipoxemia a considerar según el contexto clínico²:

Hipoventilación alveolar: En este mecanismo de hipoxemia se produce una alteración funcional de la bomba o fuelle toracopulmonar que no permite la circulación adecuada de aire u oxígeno produciéndose disminución de la ventilación alveolar, esto se produce por reducción del volumen corriente (volumen de aire que circula en cada ciclo respiratorio en reposo) o reducción de la frecuencia respiratoria.

Desequilibrio de la relación Ventilación/Perfusión (Trastorno V/Q): Es ocasionada por la distribución desigual de la ventilación y perfusión en el parénquima pulmonar, este mecanismo explica la mayoría de las causas de insuficiencia respiratoria.

Cortocircuito o *shunt* intrapulmonar: Es el paso de sangre de las cavidades derecha a las cavidades izquierdas o circulación sistémica sin haber participado en el intercambio gaseoso en la membrana alvéolo-capilar; es decir, parte de la sangre venosa no es ventilada o no participa de la hematosis.

Alteraciones de la difusión: Se caracteriza por comprometer predominantemente el intersticio pulmonar, produciéndose un engrosamiento de la membrana alvéolo-capilar que dificulta el intercambio de gases.

Sistemas de administración de oxígeno

Existen múltiples sistemas de administración de oxígeno a los pacientes con insuficiencia respiratoria parcial o global, como se aprecia en la Figura 2, lo importante es conocer cómo funcionan y sus distintas características nos permitirán aplicarlo en forma

apropiada según el contexto clínico de cada paciente. Los sistemas de administración de oxígeno los podemos dividir en dos grandes grupos, los sistemas de administración de oxígeno de bajo flujo que nos proporcionan flujos de 35 litros/minuto y los sistemas de administración de alto flujo que nos proporcionan flujos superiores a este.

Sistemas de administración oxígeno de bajo flujo

El flujo umbral de 35 litros/minuto se estableció como límite para diferenciar ambos sistemas de administración de oxígeno porque el flujo inspiratorio máximo de una persona normal es de 35 L/min, por lo que la administración de flujos inferiores se realiza mediante una mezcla de aire ambiental con el gas que estamos administrando, por lo cual nos entregan una FiO_2 inexacta que variará en relación al flujo inspiratorio máximo. En la Figura 3 podemos observar como los distintos flujos inspiratorios máximos de los pacientes nos aportan distintas FiO_2 con flujos de oxígeno en litros por minuto administrados por naricera.

En el gráfico podemos observar que la primera línea corresponde a un paciente que recibe las mayores FiO_2 porque tiene los menores flujos inspiratorios máximos (en este caso 12 L/min) lo que significa que es un paciente que está respirando tranquilo sin apremio ventilatorio; en comparación con la línea inferior en el gráfico que representa un paciente con flujo inspiratorio máximo de 40 L/min en que se aprecia una significativa reducción de la FiO_2 con el mismo aporte de oxígeno por naricera, las dos representaciones intermedias representan a pacientes con flujos de O_2 de 20 y 30 L/min⁴. Un punto que es de vital importancia aclarar es que los sistemas de bajo flujo no implican necesariamente que aportaremos una fracción inspirada de oxígeno baja, por ejemplo una mascarilla de recirculación nos entrega una FiO_2 alta en un sistema de bajo flujo, recordar que el flujo expresado en la unidad de L/min es la cantidad de gas que el paciente introduce al sistema respiratorio en una inspiración en una unidad de tiempo determinada, por cual podemos también modificar su fracción inspirada de oxígeno. Dentro de los distintos dispositivos de suministro de bajo flujo de O_2 tenemos:

Nariceras o bigoterías: Es el dispositivo más ampliamente usado en la administración de oxígeno tanto en pacientes hospitalizados como en usuarios de oxígeno domiciliario. Es un sistema económico, de costo reducido y muy bien tolerado por parte del paciente, dado que permite hablar, comer, toser y expectorar, consiste en dos tubos de plástico flexibles que se afirman en los pabellones auriculares y que tiene dos salidas del flujo de oxígeno que se adaptan en las fosas nasales (Figura 4). Los flujos de oxígeno que aportan estos dispositivos son de 1 a 4 L/min dado que flujos mayores provocan irritación y sequedad de la mucosa nasal⁵. Tomando en consideración la variabilidad de la FiO_2 según los flujos inspiratorios del paciente comentado en los párrafos anteriores, en la Tabla 1 entregamos una aproximación entre el flujo aportado de oxígeno en L/min con la FiO_2 obtenida en pacientes con flujos inspiratorios bajos donde es más estable esta relación.

Mascarillas simples de oxígeno: Son dispositivos plásticos transparentes que cubren la nariz, boca y mentón parcialmente maleables para ajustar a la cara del paciente. Sobre la zona que cubre la nariz tienen orificios que permiten la salida del aire espirado, que además permite la entrada de aire ambiental en la inspiración, tienen además una banda metálica sobre el puente nasal que permite su ajuste y una cinta elástica que permite adaptar la mascarilla a la cabeza. Si se administran flujos de oxígeno entre 5 y 8 L/min podemos aportar FiO_2 entre 40 y 60% (Figura 5).

Mascarillas con reservorio: Son mascarillas simples a las cuales se le adaptó una bolsa de reservorio en su parte inferior, tienen un conector que permite la entrada del flujo de oxígeno y una característica importante que se debe revisar para su correcto funcionamiento es que la bolsa de reservorio siempre debe estar inflada con el flujo de oxígeno administrado. Dentro de las mascarillas con reservorio existen dos variedades: Las **mascarillas con reinhalación parcial** en el que el volumen de aire espirado vuelve a la bolsa de reinhalación y parte de él es inhalado nuevamente, con flujos entre 6 y 10 L/min podemos aportar FiO_2 entre 40-70% y las **mascarillas sin reinhalación** (Figura 6) que tienen una válvula unidireccional interpuesta entre la bolsa y la mascarilla que evita la reinhalación, estas últimas deben ser ocupadas con flujos desde 10 hasta 15 L/min, aportando FiO_2 aproximadas entre 60% y 100% (Figura 6). Estas mascarillas tienen dos

aletas que ocluyen los orificios que existen a ambos lados del puente nasal que permiten regular parcialmente la FiO_2 .

Sistemas de administración oxígeno de alto flujo

Estos sistemas se caracterizan por aportar flujos mayores a 35 L/min, como habíamos dicho previamente, estos flujos permiten aportar todo el gas inhalado por el paciente sin participación del aire ambiental. La principal ventaja de estos sistemas es que nos permiten aportar una FiO_2 constante y definida independiente del patrón ventilatorio del paciente, lo que nos permite administrar una FiO_2 conocida a los pacientes con insuficiencia respiratoria grave. Dentro de los sistemas de alto flujo tenemos dos dispositivos: **La mascarilla de Venturi y la cánula nasal de alto flujo (CNAF).**

Mascarilla de Venturi: Esta mascarilla fue descrita en 1970 por James Campbell⁶ y a diferencia de una mascarilla simple tiene un dispositivo adosado que permite regular la FiO_2 administrada, este dispositivo tiene una ventana regulable en su parte inferior que permite la entrada de aire ambiental que se mezcla con el oxígeno aportado (Figura 7). En el dispositivo generalmente viene indicado el flujo que hay que seleccionar para conseguir la FiO_2 deseada. El efecto Venturi se logra dado que el flujo de oxígeno que llega a la mascarilla pasa a través de pequeño orificio lo que provoca la multiplicación del flujo explicado por el efecto Bernoulli⁷ que además provoca una presión negativa que succiona el aire del ambiente a través de la ventana regulable del dispositivo (Figura 8).

Cánula nasal de alto flujo: Es un dispositivo de uso muy frecuente en la actualidad en las unidades de paciente crítico principalmente los últimos cinco años con múltiple evidencia sobre su beneficio⁸. Consiste en un tubo corrugado que se conecta a un ventilador mecánico, este corrugado en un extremo tiene adosada una naricera que permite sellar las fosas nasales, previo paso por un sistema de humidificación activa (Figura 9). El flujo y la FiO_2 se ajustan en el ventilador mecánico permitiendo administrar una pequeña presión positiva el final de la espiración (PEEP) que depende del flujo administrado y su gran

ventaja respecto a la ventilación mecánica no invasiva habitual es su mejor tolerancia por parte del paciente. Los flujos que generalmente se administran son entre 30 a 50 L/min⁹.

Dispositivos empleados para la administración de oxígeno

Fuente de suministro de oxígeno: Es el sitio o dispositivo donde se almacena el oxígeno para su posterior distribución, este se almacena comprimido para aumentar la capacidad de los recipientes. Dado que el gas está sometido a una gran presión para su almacenamiento necesitamos disminuir su presión antes de administrarlo al paciente. Las fuentes de oxígeno pueden ser una **central de oxígeno** que generalmente se ocupa en recintos hospitalarios y los **cilindros de oxígeno** generalmente empleados en los servicios de atención primaria y como respaldo en los hospitales, tienen distintas capacidades y duración.

Manómetro y manorreductor: Estos dos dispositivos se acoplan exclusivamente a los cilindros de oxígeno, el manómetro indica la presión a la cual está almacenado el oxígeno con una aguja en una escala graduada, y a medida que disminuye la presión será menor la capacidad de administrar oxígeno que le queda al balón. El manorreductor regula y disminuye la presión a la cual sale el oxígeno del cilindro (Figura10). Estos dos dispositivos no son necesarios en el caso de las centrales de oxígeno.

Flujómetro o Caudalímetro: Es el dispositivo que permite controlar el flujo o la cantidad de litros por minuto que salen de la fuente de suministro de oxígeno, la presentación más frecuente es un cilindro de vidrio graduado con un “bolita” en su interior que indica el flujo.

Humidificador: El oxígeno almacenado bajo presión es un gas seco, por lo cual antes de administrarlo a nuestros pacientes debe ser humidificado para no reseca y dañar la vía aérea. El humidificador es un recipiente al que se le introduce agua destilada hasta aproximadamente dos tercios de su capacidad¹⁰.

Aerosolterapia

Como punto de partida en la revisión de este tema comenzaremos definiendo el término **aerosol** como una suspensión relativamente estable de sustancias sólidas o líquidas en un medio gaseoso, cuando los aerosoles son ocupados con objetivo terapéutico en medicina hacemos referencia a las terapias inhalatorias o aerosolterapia. Esta modalidad de tratamiento empleado en medicina respiratoria ha tenido un gran aumento en las últimas décadas con la creación y diseño de diversos fármacos y dispositivos para la administración de estos, lo cual sobre todo en los profesionales de la salud que no se dedican a medicina respiratoria tiende a producir confusión. Los aerosoles de uso médico pueden producirse mediante distintas formas o sistemas como se describe en la Tabla 2¹¹.

Existen una serie de factores que determinan la forma y el lugar donde se deposita una partícula de un aerosol en la vía aérea, dentro de estos factores cabe mencionar:

- a) El **tamaño de la partícula aerosolizada** como se aprecia en el Tabla 3.
- b) El **tipo de nebulizador** empleado para suministrar el fármaco.
- c) La **impactación por inercia**, esta se produce en general en la vía aérea superior y bronquios principales y depende del tamaño y densidad de la partícula. Por ejemplo en los inhaladores con dosis medidas el uso de la aerocámara disminuye bastante este fenómeno.
- d) **Sedimentación por gravedad**, en las últimas generaciones bronquiales, existe mayor probabilidad que ocurra este fenómeno con tamaño y densidad mayores de las partículas y con la apnea.
- e) **Tipo de respiración**, se debe intentar que el paciente respire con patrón lo más normal posible en el momento de nebulización. En la inhalación de polvo seco es necesario realiza inspiraciones profundas pero lentas y prolongadas disminuyendo el flujo y el depósito por impactación.

A continuación procederemos a describir los dispositivos más usados en medicina respiratoria para aerosolterapia:

Inhalador de dosis medida (IDM)

Los IDM utilizan como fuente la descompresión súbita del gas propelente para entregar la partícula diluida en la mezcla. Entre las principales ventajas cabe mencionar la facilidad para su empleo (referida por lo pacientes), eficiencia, eficacia y costo bajo de producción. Al presionar el recipiente que contiene el medicamento y el gas propelente, la bombilla del dispositivo choca contra una cabeza de pulverización siendo expulsados fuera del dispositivo mediante la descompresión del gas, evaporándose el propelente y dejando suspendido el medicamento para ser inhalado (Figura 11). Es de vital importancia conocer detalladamente la correcta técnica inhalatoria descrita por Melani siguiendo los siguientes pasos¹²:

1. Quitar la tapa del inhalador.
2. Agitar el inhalador antes de usarlo e insertarlo en la aerocámara.
3. Exhalar antes de aplicar el inhalador.
4. Posicionar correctamente la aerocámara.
5. Sostener el inhalador en posición vertical.
6. Aplicar sólo un puff a la vez.
7. Activar el inhalador durante la primera mitad de la inhalación.
8. Inhalar lentamente mientras activa el inhalador.
9. Continuar inhalando después de la aplicación.
10. Mantener la respiración o realizar una apnea de 10 segundos.

La técnica inhalatoria en los lactantes tiene algunas variaciones que describimos a continuación¹³:

1. Quitar la tapa del inhalador.
2. Agitar el inhalador antes de usarlo e insertarlo en la aerocámara.
3. Posicionar correctamente al lactante.
4. Posicionar correctamente la aerocámara sobre la boca y la nariz.
5. Aplicar sólo un puff cada la vez.

6. Esperar 10 segundos o 10 respiraciones del lactante.
7. Remover la aerocámara.
8. Esperar 60 segundos antes de repetir el ciclo.

En varios estudios resumidos en las guías clínicas americanas¹⁴, se ha demostrado que los IDM son equivalentes en sus efectos farmacológicos a las nebulizaciones, teniendo las ventajas de costos, rapidez y disminución de efectos sistémicos.

Nebulización Jet

Es el tipo de nebulización más comúnmente empleado para la administración de medicamentos en la práctica clínica, permite la dosificación de dosis precisas y es de bajo costo. En base al mismo principio de Bernoulli se diseña un sistema de succión, mezcla y aceleración aprovechando el principio de Bernoulli, lo que se denomina efecto de Venturi, produciéndose la salida del aerosol que se forma con el choque de un flujo gaseoso de alta velocidad contra el líquido succionado dentro del recipiente¹¹, como se aprecia en la Figura 13. Las partículas generadas por este tipo de nebulizadores van entre 0,5 y 15 micras por lo que se distribuyen por toda la vía aérea, teniendo una duración de 15 a 20 minutos cuando se utilizan flujos promedios de 6 litros por minuto. Estos nebulizadores pueden conectarse a una mascarilla o a un circuito de ventilación mecánica en la rama inspiratoria del circuito.

Respimat[®]

Este inhalador de reciente diseño fue preparado para la administración de Tiotropio, medicamento pivotal en la terapia inhalatoria de mantención en los pacientes con EPOC, es un dispositivo que combina las características de un inhalador de dosis medida pero que no requiere el uso de solvente mediante un mecanismo de resorte que impulsa el líquido produciendo una nube, no dependiendo del flujo inspiratorio del paciente (Figura 13).

Inhaladores de polvo seco

Estos dispositivos no entregan el fármaco mediante aerosoles sino que a través de polvo seco. Dentro de sus principales ventajas tenemos que no requieren coordinación de la inspiración con la activación del sistema, no utilizan propelentes, la dosificación es exacta y reproducible. Dentro de sus principales limitaciones cabe mencionar una alta impactación en la orofaringe, necesitan flujos inspiratorios altos entre 30 a 60 L/min y su costo relativamente alto comparado a los IDM. Generalmente estos dispositivos se accionan mecánicamente por parte del paciente para liberar el principio activo, un detalle importantísimo es que la activación de cada dispositivo requiere realizar una capacitación del paciente antes de ocuparlo para lograr una adecuada dispensación del fármaco. Dentro de los dispositivos más usados tenemos el **Handihaler** (Spiriva[®]) con su principio activo Tiotropio, el **Turbohaler** (Symbicort[®]) con su fármaco compuesto de Budesonida y Formoterol, **Diskus** (Seretide[®]) compuesto por Fluticasona y Salmeterol y el dispositivo **Ellipta** (Relvar Ellipta[®]) compuesto por Fluticasona y Vilanterol, y múltiples otros dispositivos que no es el objetivo de esta revisión mencionar en detalle (Figura 14).

Referencias

1. Tarpy SP, Celli BR. Long-term oxygen therapy. *Engl J Med* 1995;333:710-14.
2. Regueira T, Andresen M. Manipulación del transporte y consumo de oxígeno en la sepsis. *Rev Med Chile* 2010;138: 233-42.
3. Aparato respiratorio, fisiología y clínica. E. Cruz Mena y R. Moreno Bolton, Editores, Pontificia Universidad Católica de Chile. <http://escuela.med.puc.cl/publ/AparatoResiratorio/Default.html>
4. Ooi R, Joshi P, Soni N. An evaluation de oxygen delivery using nasal prongs. *Anaesthesia* 1992;47:591-3.
5. Rodríguez J, Reyes M, Jorquera R. Actualizaciones. Oxigenoterapia en pediatría. *Rev. Ped Elec* 2017;14:13-25.
6. Campbell EJ. A method of controlled oxygen administration which reduces the risk of carbon-dioxide retention. *Lancet* 1960;2:12-14.

7. Adcock CJ, Dawson JS. The Venturi mask: more than moulded plastic. *Br J Hosp Med (Lond)* 2007;68:M28-9
8. Goligher EC, Slutsky AS. Not just oxygen? Mechanisms of benefit from high-flow nasal cannula in hypoxemic respiratory failure. *Am J Respir Crit Care Med.* 2017;195:1128-31.
9. Masclans JR, Pérez-Terán P, Roca O. Papel de la oxigenoterapia de alto flujo en la insuficiencia respiratoria aguda. *Med Intensiva* 2015;39:505-15.
10. Fernández RM, Fernández D. Actualización en oxigenoterapia para enfermería. Primera Edición 2007. Editores: Difusión Avances de Enfermería. Escuela Universitaria de Enfermería y Fisioterapia "San Juan de Dios". Universidad Pontificia Comillas, Madrid, España.
11. William Cristancho Gómez. Inhaloterapia. Segunda edición, 2011. Editorial El Manual Moderno, Bogotá, Colombia.
12. Melani AS. Inhalatory therapy training: a priority challenge for the physician. *Acta Biomed* 2007;78:233-45.
13. Solis Y, Menchaca G, Vega-Briceño L, Cerda J. Técnica inhalatoria en lactantes hospitalizados. *Rev Chil Pediatr* 2008;79:152-6.
14. Dolovich MB, Ahrens RC, Hess DR, Anderson P, Dhand R, Rau JL, et al. Device selection and outcomes of aerosol therapy: Evidence-based guidelines: American College of Chest Physicians/American College of Asthma, Allergy, and Immunology. *Chest* 2005; 127:335-71.

Tabla 1. Estimación de la FiO₂ según el flujo de oxígeno suministrado por naricera.

Flujo de oxígeno (L/min)	Estimación aproximada de la FiO₂
1	24%
2	28%
3	32%
4	36%
5	40%
6	44%

- Por cada incremento del flujo de O₂ de 1 L/min la FiO₂ aumenta en 4%.

Tabla 2. Descripción de distintos sistemas de producción de aerosoles usados en clínica.

Sistema	Fuente de poder	Principio físico
Atomizador	Mecánica	Compresión contra constricciones
Nebulizador ultrasónico	Eléctrica	Efecto piezoeléctrico
Nebulizador Jet	Neumática	Principio de Bernoulli y efecto de Venturi
Nebulizador hidrodinámico	Neumática	Principio de Bahington
Inhalador de dosis medida	Propelentes	Impulso por gas presurizado
Inhalador de polvo seco	Mecánica	Impulso por gradiente de presión

Tabla 3. Tamaño de partículas y lugar de depósito en las vías respiratorias.

Tamaño de las partículas	Depósito de las partículas
Mayor de 8 micras	Orofaringe
5 a 8 micras	Grandes vías aéreas: tráquea y bronquios principales.
1 a 5 micras	Pequeñas vías aéreas y espacio alveolar.
Menor de 1 micra	Movimiento Browniano: Se expulsan con la espiración.

Figura 1. Cascada de oxígeno.

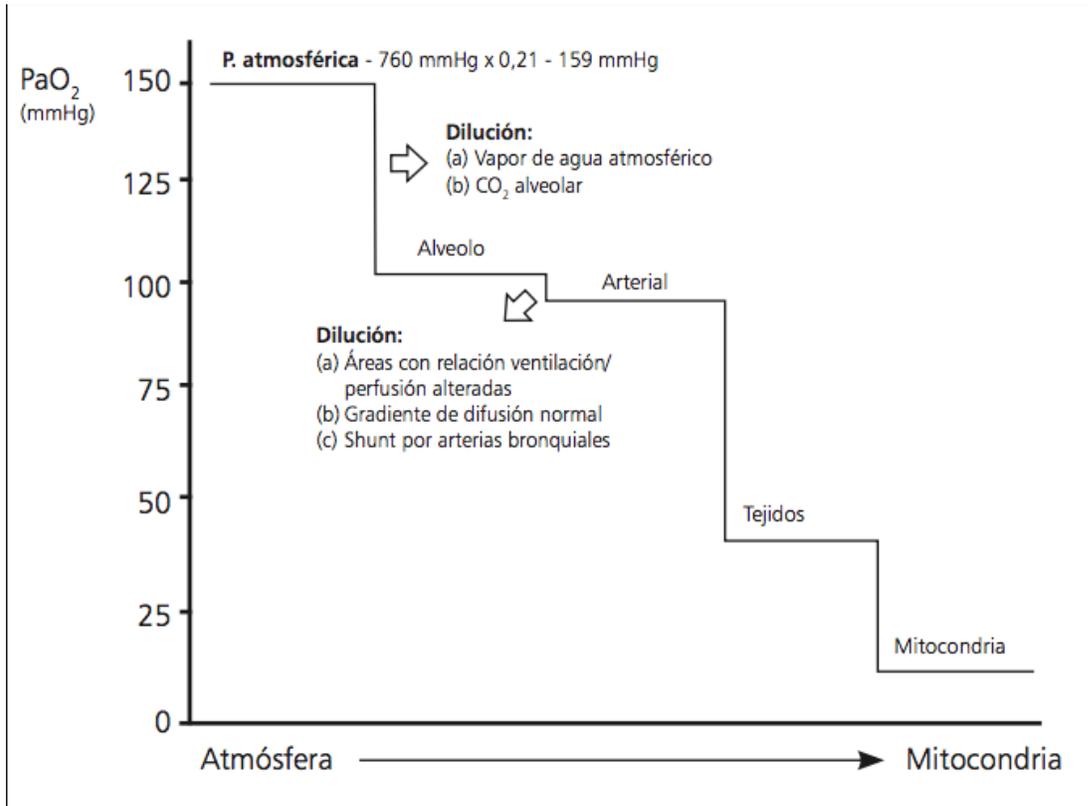


Figura 2. Clasificación de los sistemas de administración de oxígeno

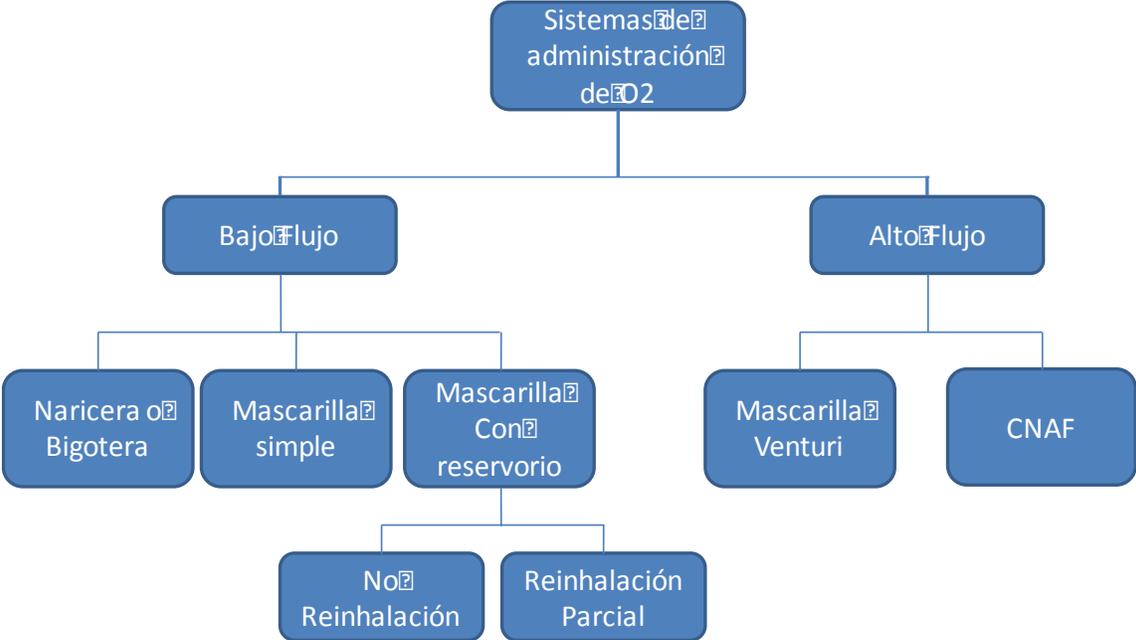


Figura 3: Variabilidad de FiO_2 con cuatro flujos inspiratorios máximos distintos.

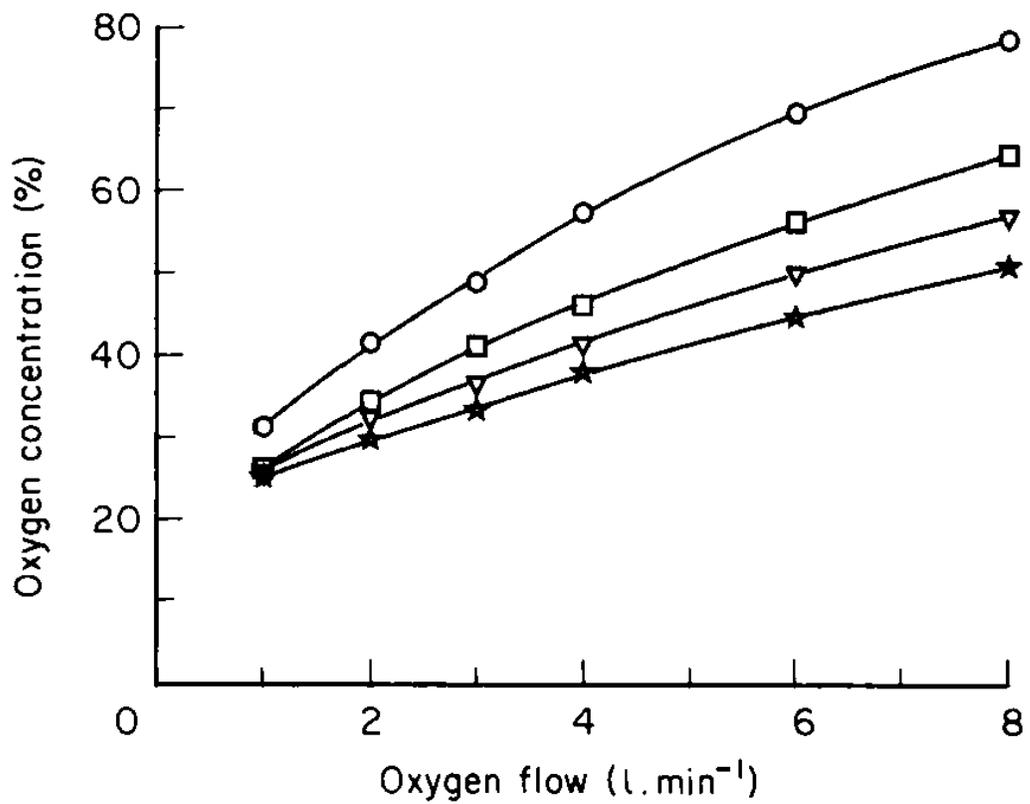


Figura 4. Naricera simple de oxígeno.



Figura 5. Mascarilla simple de oxígeno.



Figura 6. Mascarilla de recirculación con FiO₂ teóricas estimadas según el grado de oclusión con las aletas.



Figura 7. Mascarilla de Venturi.

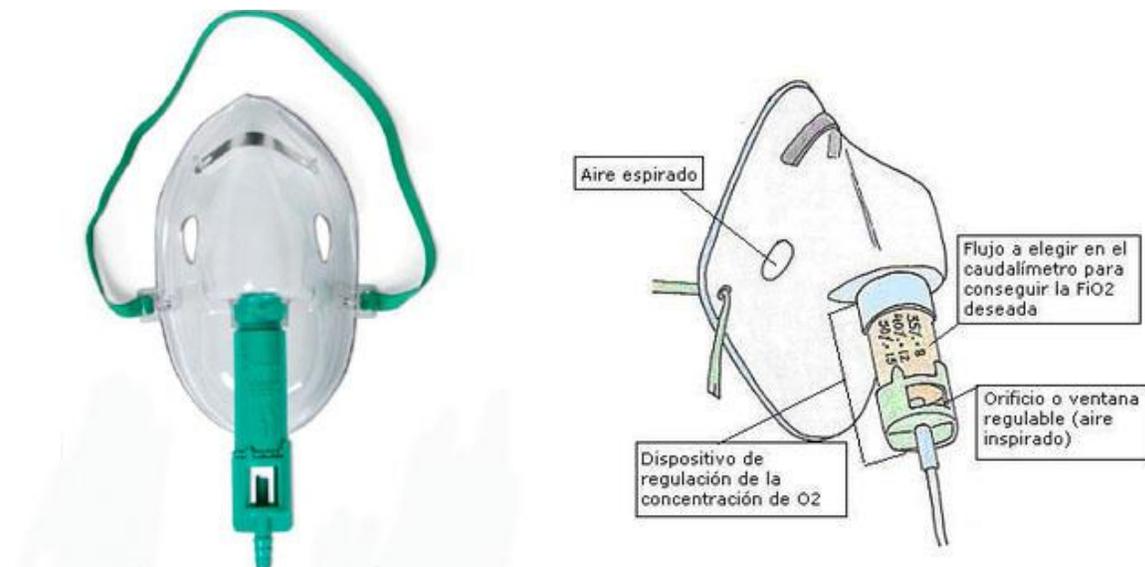


Figura 8. Principio de Venturi.

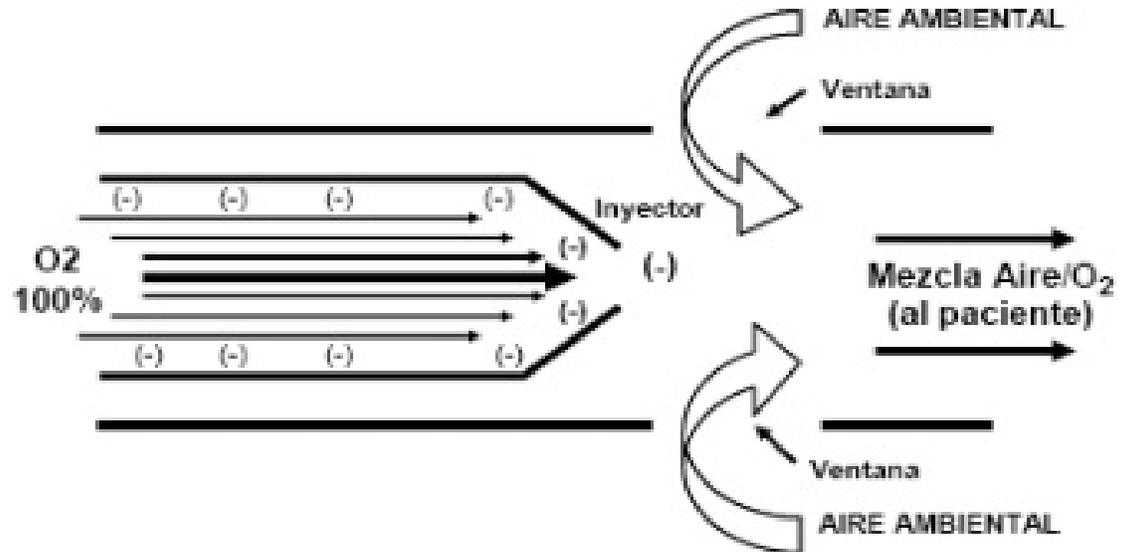


Figura 9. Cánula nasal de alto flujo (CNAF).

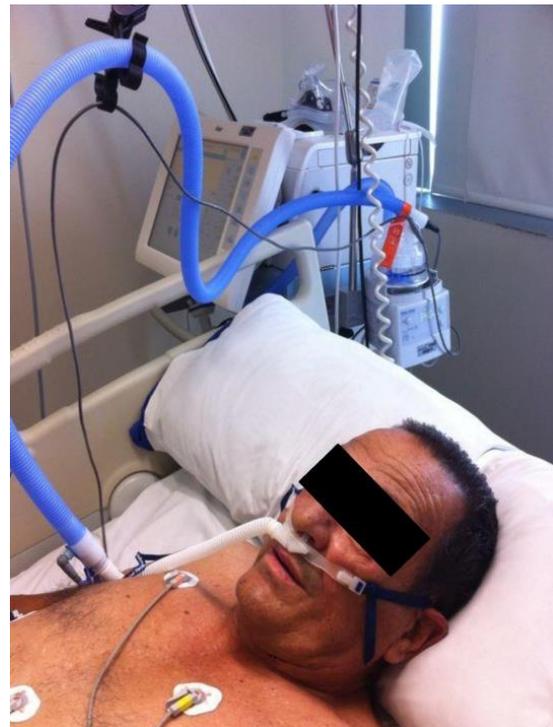
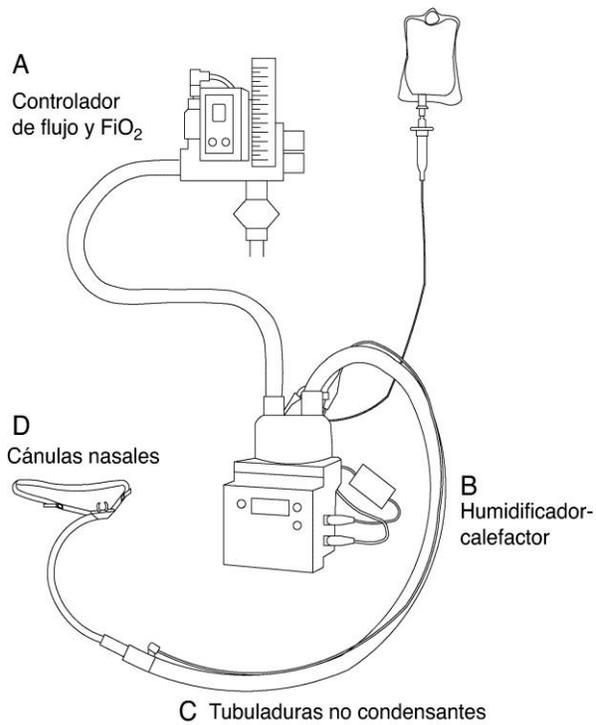


Figura 10. Dispositivos para la administración de oxígeno.

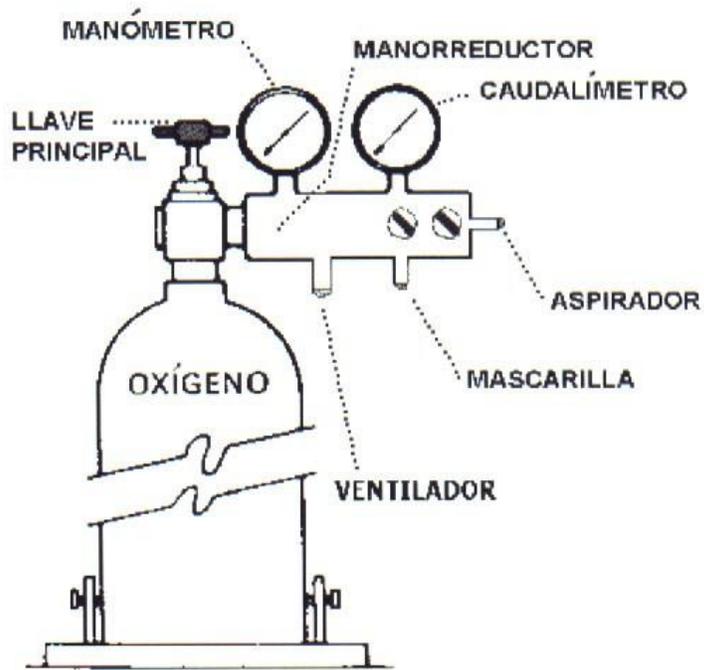


Figura 11. Representación esquemática del inhalador de dosis medida (IDM).

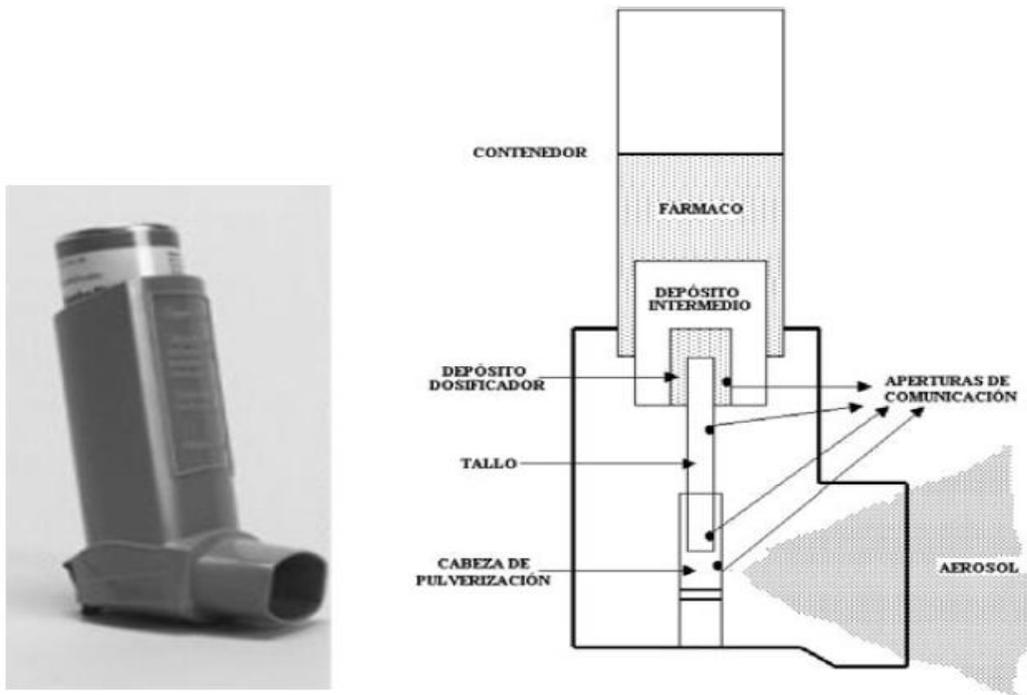


Figura 12. Aplicaciones del efecto de Venturi en la nebulización Jet.

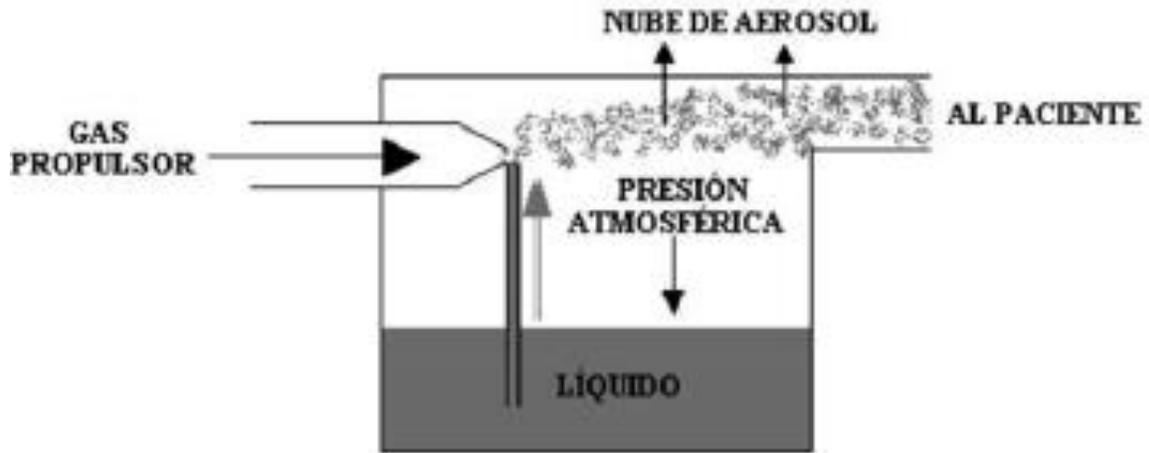


Figura 13. Distintos dispositivos de administración de fármacos de polvo seco.

