



La capnografía en una Unidad de sueño

Cristina Ciorba 1, Amaia Garcia Loizaga², Mónica González³, Carlos Queipo 3.

1. Servicio de Fisiología y Exploraciones Funcionales. Hospital Raymond Poincaré. Garches, Paris
2. Servicio de Neumología. Hospital Galdakao-Usansolo
3. Unidad Multidisciplinar de Sueño y Ventilación. Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

La capnografía en una Unidad de sueño

Cristina Ciorba ¹, Amaia Garcia Loizaga², Mónica González³, Carlos Queipo³.

1. Servicio de Fisiología y Exploraciones Funcionales. Hospital Raymond Poincaré. Garches, Paris
2. Servicio de Neumología. Hospital Galdakao-Usansolo
3. Unidad Multidisciplinar de Sueño y Ventilación. Hospital Universitario Marqués de Valdecilla

- 1.- Introducción
- 2.- Indicaciones
- 3.- Ventajas y limitaciones de uso
- 4.- Técnica básica de uso
- 5.- Conclusiones

1.- INTRODUCCIÓN

El parámetro que mejor permite valorar una adecuada ventilación es la determinación de los niveles de Presión de CO₂ en sangre arterial (PCO₂), para ello es necesaria la punción de una gasometría arterial, técnica dolorosa, invasiva y no exenta de riesgos. Esta técnica solo permite una medición puntual del valor del CO₂, sin embargo una adecuada monitorización implica conocer la tendencia y el comportamiento del gas en sangre a lo largo de un periodo de tiempo y bajo unas determinadas circunstancias.

En este sentido las técnicas que actualmente se emplean para una determinación continua de CO₂ son la capnografía transcutánea (tcCO₂) y la medición de CO₂ al final de la espiración o endtidal CO₂ (etCO₂).

La monitorización del etCO₂ o capnografía espirada consiste en la medición continua de la fracción de CO₂ en el aire espirado. Se ha utilizado con mayor frecuencia integrada en la Polisomnografía pediátrica, debido a que en los niños los eventos se

asocian con mayor frecuencia a cambios en la PaCO₂ a pesar de mínimos cambios en la Saturación de O₂ (SatO₂). Uno de sus principales inconvenientes es la estimación poco precisa en el paciente con respiración bucal o a volumen corriente bajo y frecuencia respiratoria rápida. Además, para que su medición sea útil, debe visualizarse una meseta al final de la espiración y en los casos de patología respiratoria como la enfermedad pulmonar obstructiva crónica, asma u otras, nunca se consigue esta meseta debido a que la salida del aire de los alveolos es desigual.

En el caso de la capnografía transcutánea, el funcionamiento se basa en la aplicación de un sensor electroquímico con calentador que, a su vez, está controlado por un termostato, dado que el CO₂ difunde a través la piel vasodilatada este se puede medir. El sensor puede colocarse en diferentes zonas del cuerpo: antebrazo, tórax o abdomen y en el lóbulo de la oreja. En la actualidad con los nuevos equipos y accesorios utilizados, no es necesario un cambio de posición del sensor para evitar el excesivo calentamiento del lugar de contacto, pudiéndose utilizar con seguridad y de forma ininterrumpida durante todo el registro de sueño. Una de las dificultades es que requieren calibración previa antes del inicio de la monitorización, a la que hay que sumar la existencia de un retraso en la medida con respecto a la aparición del evento respiratorio por lo que, en realidad, su verdadera utilidad no deriva de una medición aislada sino de la tendencia y variaciones que muestra a lo largo de un registro. A pesar de estas limitaciones, se han realizado numerosos estudios sobre la potencial aplicabilidad clínica de la capnografía transcutánea, mostrándose superior a la monitorización de etCO₂, siendo en la actualidad la forma de medición más útil y empleada.

2.- INDICACIONES

En una Unidad de Sueño el empleo de la capnografía integrada en el registro de sueño (poligrafía o polisomnografía) estaría indicada básicamente en dos situaciones clínicas:

1. Evaluación de la hipoventilación alveolar durante el sueño

La hipoventilación durante el sueño como evento respiratorio en adultos¹ se define como el incremento de la PaCO₂ por encima de 55 mmHg durante al menos 10 min de registro, o bien un incremento igual o mayor de 10 mmHg con respecto a los valores obtenidos en vigila añadido a valores de PaCO₂ por encima de 50 mmHg durante al menos 10 min de registro nocturno.

Según la normas de la Academia Americana de Medicina de Sueño¹ (AAMS) un aumento de PaCO₂ en una muestra de sangre arterial realizada al poco tiempo del despertar podría servir como indicador de hipoventilación durante el sueño. Como ya se ha comentado previamente este valor subestima la PaCO₂ nocturna, por tanto el uso de la tcCO₂ permite una evaluación continua de la hipoventilación a lo largo de toda la noche, siendo especialmente útil en las fases precoces de las enfermedades neuromusculares para la detección de las alteraciones de la ventilación que se producen durante el sueño REM.

La desventaja radica en que no proporciona información del cambio en la PaCO₂ respiración a respiración, si no con un retraso en la medición de aproximadamente 2 minutos² y un margen de error comparado con el valor de la PaCO₂ de 0,48+/-8,2 mmHg según algunos autores³. En este sentido y aunque el valor de la tcCO₂ es mucho más preciso⁴ que el valor medido al final de la espiración, en caso de detección de hipercapnia asociado a un evento respiratorio la medición de etCO₂ sería de elección. Aun así merece la pena insistir en que la medición de etCO₂ proporciona una estimación del valor arterial de la CO₂ habitualmente menor que el valor real⁵, aumentando esa diferencia en pacientes con enfermedad de parénquima pulmonar.

Por lo tanto el perfil ideal de los pacientes para el uso de la tcCO₂ incluiría:

- Pacientes con enfermedad pulmonar
- Respiración bucal importante
- Pacientes con oxígeno suplementario
- Pacientes con ventilación por mascarilla.

En cuanto a la hipoventilación en niños las normas de clasificación de la AAMS, a diferencia de en los adultos, explicitan como ‘métodos aceptables para evaluación de la hipoventilación alveolar la monitorización mediante tcCO₂ o mediante etCO₂’.

Kirk y colaboradores⁶ analizaron los resultados de PSG con la monitorización simultánea de etCO₂ y tcCO₂ en 609 niños. En 437 pacientes, la diferencia entre la media nocturna etCO₂ y tcCO₂ fue entre -4 y +4 mm Hg. Hay que destacar que la media de datos interpretables disponibles para el total del tiempo de registro fueron de 61% para etCO₂ y 71.5% para tcCO₂.

Las citadas normas de la AASM definen la hipoventilación en los niños como un nivel de CO₂ de > 50 mmHg durante al menos 25 % de TST (Tiempo Total de Sueño), siendo estos criterios menos estrictos que para los adultos. En el mismo estudio citado previamente⁶ la media de tcCO₂ del subgrupo de pacientes con un IAH <10/h era de 53,4+/-5,9 mmHg. Destacar que algunos niños con SAHS, especialmente los de menor edad, pueden tener un patrón de obstrucción de la vía aérea superior parcial persistente asociado con hipercapnia y desaturación, en lugar de apneas o hipopneas obstructivas, llamado ‘hipoventilación obstructiva’. Por lo tanto no existe un nivel validado de hipoventilación nocturna en relación con el daño de los órganos diana en niños.

El equipo de Brigitte Fauroux⁷ confirmó la escasa correlación entre la tcCO₂, el IAH y el índice de desaturación de O₂, estando a favor del uso de la tcCO₂ como una herramienta suplementaria para vigilar los trastornos respiratorios relacionados al sueño, debido a una alta prevalencia de hipoventilación en este grupo de pacientes independientemente de la enfermedad de base.

En ausencia de cualquier nivel validado de hipoventilación nocturna en relación con el daño de órganos diana en los niños, se recomienda adoptar las definiciones más estrictas de hipoventilación alveolar nocturna.

2. Monitorización de la terapia ventilatoria no invasiva

Existen 3 situaciones clínicas en las que se puede aplicar la capnografía transcutánea en pacientes con terapia ventilatoria no invasiva.

1. *Monitorización de la ventilación nocturna en pacientes con insuficiencia respiratoria crónica.*

Sin duda la mayor ventaja de la capnografía es la determinación de la eficacia de la ventilación mecánica no invasiva nocturna en pacientes con insuficiencia respiratoria crónica. Mejora la sensibilidad y especificidad de la pulsioximetría aislada en el control de la VNI nocturna, ya que una oximetría normal no descarta la hipoventilación alveolar a pesar de criterios estrictos oximétricos (satO₂<92% durante >10% del tiempo de registro), además una capnografía transcutánea podría diferenciar entre una hipoxemia debida a una alteración del cociente V/Q o provocada por una hipoventilación residual bajo VNI⁸.

Paiva y colaboradores⁹ realizaron monitorización mediante tcCO₂ en pacientes ventilados y objetivaron una hipoventilación nocturna (tcCO₂>50mmHg) en 21 de los 50 pacientes con una PaCO₂ diurna normal y sin hallazgos de desaturación nocturna. A pesar de ello, la AAMS recomienda una validación de los resultados de la capnografía transcutánea obtenida por una medición arterial de CO₂ al principio o durante la monitorización de la VNI. No se recomienda tomar decisiones clínicas en base a la monitorización de la tcCO₂ únicamente¹⁰. En definitiva, la monitorización de tcCO₂ es un método fiable de control continuo de la VNI que sirve para estimar el impacto promedio de la VNI en la PaCO₂ nocturna y documentar los períodos de hipoventilación que duran más de unos pocos minutos¹¹.

2. *Monitorización del inicio de la ventilación no invasiva en pacientes con insuficiencia respiratoria aguda.*

El uso de la capnografía transcutánea durante el inicio de la terapia ventilatoria ha sido evaluada por Store y colaboradores¹², quienes han demostrado que la disminución de la PaCO₂ bajo VNI en situación aguda puede ser valorada de forma

fiable mediante la capnografía transcutánea. Una de las ventajas de la monitorización al inicio de la terapia ventilatoria podría ser la identificación de momentos de cierre glótico (secundario a variaciones bruscas de la tcCO₂) en relación a la hiperventilación del paciente, y consecuentemente nos alertaría sobre la necesidad de disminuir la presión soporte.

3. Monitorización diurna en pacientes muy dependientes de la ventilación de más de 16 horas al día.

Un interés añadido al empleo de la tcCO₂ sería la valoración de la eficacia de la ventilación diurna. En este sentido, Lofaso y colaboradores¹³ han comprobado la eficacia de la misma en pacientes neuromusculares que utilizaban una pieza bucal. Se objetivaron desconexiones del ventilador en siete de ocho pacientes y fueron consistentemente asociados con la disminución de la satO₂ y aumento de ≥ 5 mmHg en el valor de la tcCO₂. Este estudio confirma que la utilización de la ventilación diurna mediante pieza bucal puede ser eficaz, siempre y cuando el paciente permanezca conectado a ella. Sin embargo, en periodos transitorios sin ventilación se pueden producir incrementos de tcCO₂ sin ocasionar síntomas de hipercapnia. Por lo tanto, un sistema de alarma externo basado en un valor mínimo aceptable de la ventilación minuto probablemente sería útil.

3.- VENTAJAS Y LIMITACIONES DE USO

Insistiendo en lo comentado anteriormente, la utilización de la tcCO₂ aporta la incuestionable ventaja de ofrecernos información fiable sobre la calidad de la ventilación nocturna, permitiendo detectar los episodios de hipoventilación. De esta manera nos permite optimizar los parámetros ventilatorios y adelantarnos a las complicaciones de una hipoventilación constante. Ofrece una buena correlación entre los valores gasométricos y transcutáneos; consiguiendo así un mejor ajuste de la ventilación. En los pacientes con alteración importante de la Ventilación/Perfusión (V/Q) permite reflejar mejor el estado de la ventilación alveolar que lo que se consigue con la determinación de etCO₂.

A pesar de las ventajas, también hay que tener en cuenta que tiene una serie de limitaciones. Por un lado, para la determinación de $t_c\text{CO}_2$ se necesita elevar la temperatura de la piel donde se localiza el sensor hasta una temperatura de 42 a 45°C, con objeto de “arterializar” la piel; sin embargo, estas temperaturas son muy elevadas para pieles tan delicadas como son las de pacientes neonatos, y como complicación podía generar zonas de eritema, en casos más graves quemaduras; esta posible complicación ya no sucede con las nuevas generaciones de electrodos que han demostrado su seguridad, permitiendo que el electrodo permanezca en contacto con el paciente durante un periodo más largo de tiempo sin causar daños.

La utilización de capnometría en la población pediátrica tiene sus propias dificultades, derivadas de los volúmenes corrientes pequeños y las frecuencias respiratorias rápidas, comunes entre los lactantes. Los sistemas de monitorización de $t_c\text{CO}_2$ presentan limitaciones secundarias al procedimiento como son las quemaduras en la piel por la alta temperatura de los electrodos, erosiones cutáneas por alta adhesividad, intervalos de calibración y estabilización largos, con la necesidad de cambio continuo cada 2-4h del lugar de los electrodos, con lo que genera una lectura poco fiable en situación de acidosis, vasoconstricción o hipotensión ¹⁴. Recientemente, el grupo de Fernández de Miguel et al.¹⁵ han realizado estudios donde se demuestra la fiabilidad y la adecuación de los nuevos sistemas (monitor digital y anillo del sensor) de detección de la $P_t\text{CO}_2$ en el paciente pediátrico de cualquier edad.

La medición de $t_c\text{CO}_2$ puede verse afectada por luz ultravioleta en la población neonatal, por lo que requiere de protección.

Las principales limitaciones clínicas son secundarias a la técnica, basados en el procedimiento básico de uso, y deben ser utilizadas con cautela en pacientes con vasoconstricción periférica profunda, shock, bajo gasto cardiaco o hipotermia durante la intervención quirúrgica, la necesidad de uso de drogas vasoactivas, la presencia de shunt, o la presencia de anomalías dérmicas y edema. Anteriores estudios sugirieron que las mediciones de $t_c\text{CO}_2$ eran adecuadas para recién nacidos, pero no en pacientes adultos críticos debido a la mala perfusión periférica; lo que hizo que su uso se limitase

en este tipo de pacientes. Varios estudios han documentado que sustancias vasoactivas como la dopamina, isoproterenol, epinefrina, dobutamina y norepinefrina no afectaron a las mediciones de $tcCO_2$ ¹⁶. No obstante, en la vasoconstricción profunda la presencia de $tcCO_2$ baja puede ser el primer aviso del desarrollo de shock. Sin embargo, estudios observacionales recientes sugieren que los nuevos sistemas también pueden ser precisos en este grupo de pacientes, incluso en aquellos con niveles basales de $PaCO_2$ elevados.

Se ha observado que el tabaquismo y la nicotina en chicles puede disminuir el valor de $tcCO_2$ ¹⁷. No se han encontrado diferencias en el índice de masa corporal, ni en la pigmentación de la piel.

Las limitaciones generadas del comportamiento dinámico en la interpretación de la lectura son el retraso de detección de eventos agudos, ausencia de detección de eventos cortos y la deriva en la monitorización prolongada; este hecho es una de las limitaciones más frecuentes sucedidas durante el estudio, y que se requiera de una nueva calibración del sensor, con las consecuencias que ello genera: despertar al paciente, estudio fragmentado etc.

Otra limitación, es la necesidad de calibración previa a la realización del estudio. Se requieren entre 30-60 min para el calibrado y la obtención de una correcta temperatura para arterializar adecuadamente la piel.

En el momento actual los dispositivos para el análisis $tcCO_2$ presentan una mayor estabilidad, incluso en periodos de 12 horas. Las diferencias entre los valores registrados por cada dispositivo para $PaCO_2$ y $tcCO_2$ ya se conocen y se aceptan unas diferencias en los valores de hasta $\pm 7,5$ mmHg. Estas diferencias tienden a permanecer constantes durante todo el registro.

Las limitaciones generadas en una medición puntual, son las menos utilizadas ya que requiere de un tiempo óptimo de lectura

Las mejoras en las características de los nuevos electrodos han contribuido, en gran medida, a minimizar las complicaciones y aumentar la fiabilidad y la seguridad de la monitorización de la tcCO₂.

4.- TÉCNICA BÁSICA DE USO

La medición de PCO₂ a nivel cutáneo fue descrita por primera vez en 1960 por Severinghaus¹⁸, utilizando un electrodo especialmente diseñado, medía valores de PCO₂ por encima de 130 mmHg. Unos años más tarde Eberhard y colaboradores¹⁹ utilizaron el calor local asociado a los sensores cutáneos que sirvió como base para la medición continua de gases en sangre. Inicialmente se había introducido el término de medición ‘cutánea’ de CO₂ para describir la técnica que consiste en el análisis de la concentración del gas que difunde a través del tejido cutáneo hacia la superficie de la piel, a pesar de ello el término empleado actualmente en la práctica clínica y en la mayoría de las publicaciones es ‘transcutáneo’.

Debido al generador de calor asociado al sensor, se induce una hiperemia local, lo que aumenta el suministro de sangre arterial al lecho capilar intradérmica (Figura 1). La elevada temperatura del sensor, sobreestima el valor de la tcCO₂ en comparación con el valor arterial, por lo tanto es necesario aplicar una corrección al valor transcutáneo para proporcionar una lectura que corresponda lo más cerca posible al valor arterial. Este hecho ocurre principalmente por 2 razones. En primer lugar, la temperatura elevada aumenta la circulación local y la PCO₂ tisular en aproximadamente 4,5% por 1°C (factor anaeróbico). En segundo lugar, las células epidérmicas producen CO₂, que contribuye al nivel de CO₂ capilar en una cantidad constante (constante metabólica). El metabolismo de la piel sufre un incremento de la tcCO₂ de 5 mm Hg. La base teórica del algoritmo de corrección utilizado por los fabricantes de sistemas de tcCO₂ ha sido descrita específicamente por Severinghaus.

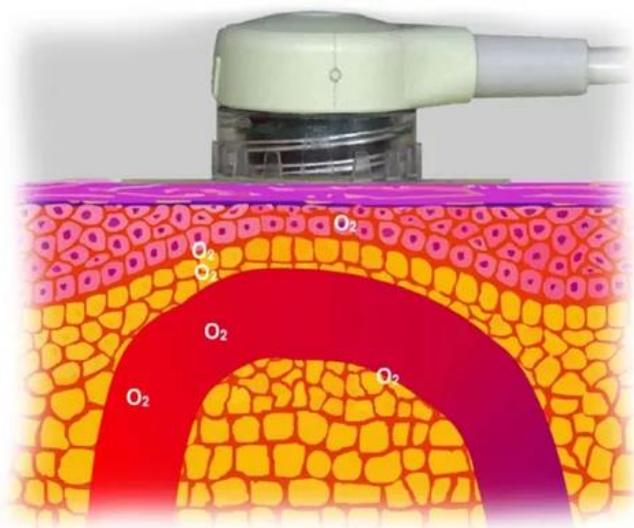


Figura 1. Arterialización dérmica, difusión de O₂ y sensor tcCO₂ (Pardo et al, 2010)

El principio básico radica en los cambios de pH de la zona elegida para la determinación de la tcCO₂. La pCO₂ se difunde desde la piel hasta la membrana del sensor a través de la solución electrolítica, aquí reacciona con el agua, formando ácido carbónico que se disocia en HCO₃⁻ y H⁺ de acuerdo con la ecuación:



La concentración de bicarbonato es conocida y se mantiene constante, por lo que cambios en la concentración de iones de H serán identificados como cambios en el pH, generando así cambios en el voltaje en el sensor. El pH medido se convierte en una lectura de dióxido de carbono por la ecuación de Henderson-Hasselbach y se muestran como valores de tcCO₂ en mmHg o kPa²⁰.

Es importante señalar el fenómeno de ‘overshooting’ que ocurre al principio de la medición de tcCO₂ a causa de un aumento del metabolismo de las células de epidermis en contacto con el calor. Es un fenómeno transitorio que precede al proceso completo de vasodilatación tisular y produce una sobreestimación del valor real de la PaCO₂. Se podría evitar aumentando la temperatura del sensor, de esta forma se hace coincidir el fenómeno de ‘overshooting’ con la vasodilatación y se consigue minimizar la sobreestimación²¹. Según Domingo y colaboradores este fenómeno se vuelve insignificante a partir del minuto 12 de lectura de tcCO₂ desde la aplicación del sensor²².

La mayoría de los sensores transcutáneos de CO₂ funcionan en base a un principio electroquímico, aunque otras técnicas de determinación transcutánea se habían ensayado como la espectrometría de masas o cromatografía de gases, con resultados similares²³.

Existen 3 tipos de sensores transcutáneos de CO₂:

- Sensor exclusivo de tcCO₂
- Sensor combinado de tcCO₂ y de tcO₂ (medición transcutánea de presión de O₂ y CO₂ a la vez), que se utiliza principalmente en neonatología
- Sensor combinado de tcCO₂ y de SpO₂ (saturación periférica de O₂, medida mediante espectrofotometría) para uso en adultos y niños (Figura 2).

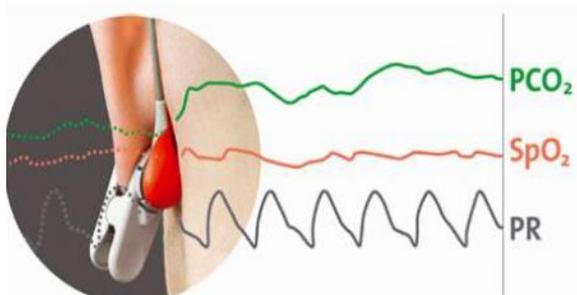


Fig 2. Sensor combinado tcCO₂ y SpO₂

Elección del lugar de medición: (en caso del sensor combinado)

Es importante elegir el lugar donde se colocará el sensor, se requiere de una zona de piel homogénea, sin grandes venas o alteraciones dérmicas. Hay que tener especial cuidado con la colocación del sensor directamente sobre una prominencia ósea, ya que puede provocar resultados erróneos debido a la diferente perfusión arterial. Se requiere de una zona de piel homogénea, evitando las zonas con edema severo, ya que ello también puede inducir a resultados poco fiables.

Por ello, el lugar idóneo para la determinación de tcCO₂ son las áreas con buena perfusión arterial. Generalmente la colocación del sensor suele ser en el tórax, aunque los puntos de ubicación del detector pueden variar según las necesidades diagnósticas del paciente. El segundo lugar con mayor frecuencia suele ser el lóbulo de la oreja. Existen otros puntos como son la cara, zona lateral del cuello, en el espacio intercostal;

en ocasiones en recién nacidos puede ser frecuente su ubicación en los flancos, espalda, glúteos... (Fig 3).

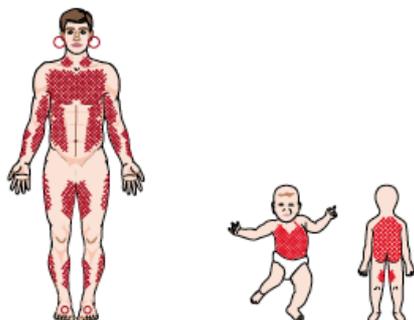
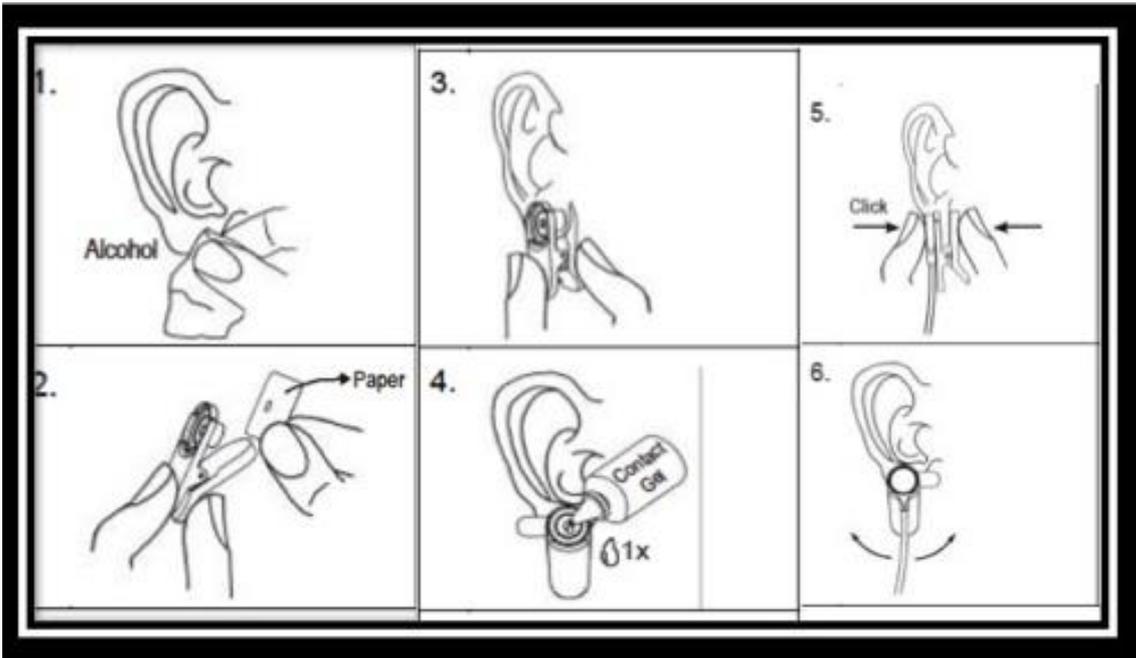


Figura 3. Zonas comunes de colocación del sensor

Técnica de uso:

1. Calibración del sensor antes de cada medición (mezcla de gas calibrador)
2. Limpieza de la superficie cutánea
3. Aplicación del gel conductor.
4. Aplicación del sensor.
5. Lectura a los 3-5 minutos

Su pequeño tamaño permite realizar las mediciones incluso en el lóbulo de la oreja. En las figuras siguientes se muestra el procedimiento a seguir:



Avances en la técnica de medición:

La metodología de la medición transcutánea de CO₂ se ha desarrollado de forma continua durante los últimos 20 años, por lo que los sistemas de tcCO₂ son más fáciles y fiables para su uso en la práctica clínica: el tamaño de sensor más pequeño (diámetro 15 mm, altura 8 mm), cambio de membrana con menor frecuencia (cada 2 semanas) y calibración (dos veces al día), sensor listo para usar cuando se conecta al monitor, temperatura mas baja del sensor (42 ° C o menos), menor tiempo de arterializacion (3 min) y una mayor fiabilidad de la medición a través de la protección de la membrana.

Actualmente se están desarrollando técnicas para evitar el cambio de membrana y la necesidad de calibración de los sistemas. Una de ellas utilizando la espectroscopia de infrarrojo cercano y otra utilizando un sistema óptico microcelular. Resultados preliminares in vitro y en las mediciones de CO₂ in vivo muestran que estos sensores son mucho más estables con lo cual se podría evitar la calibración y el recambio de la membrana, siendo su tiempo de respuesta más rápido, < 1 min y técnicamente más fácil de realizar²⁴.

5.- CONCLUSIONES

La capnografía transcutánea posee dos indicaciones clínicas principales en una unidad de sueño: como diagnóstico de la hipoventilación alveolar asociada a trastornos respiratorios del sueño y para la monitorización de la terapia mediante VMNI. Las dos reflejando un comportamiento dinámico inasequible con una medición de gases en sangre arterial.

A pesar de su progresiva utilización en las unidades de sueño se requieren estudios de investigación adicionales que permitan valorar correctamente su uso e interpretación en las diferentes poblaciones y situaciones clínicas.

BIBLIOGRAFIA:

1. Berry RB, et al. Rules for scoring respiratory events in sleep: update of the 2007 AASM Manual for Scoring of Sleep and Associated Events. *J Clin Sleep Med* 2012 ; 8 : 597-619.
2. Store JH, Steurer B, Kabitz HJ, Dreher M, Windisch W. Transcutaneous PCO₂ monitoring during initiation of noninvasive ventilation. *Chest* 2007 ;132 :1810-6.
3. Hirabayashi M, Fujiwara C, Ohtani N, Kagawa S, Kamide M. Transcutaneous PCO₂ monitors are more accurate than end-tidal PCO₂ monitors. *J Anesth* 2009 ;23 :198-202.
4. Casati A, Squicciarini G, Malagutti G et al. Transcutaneous monitoring of partial pressure of carbon dioxide in the elderly patients : a prospective, clinical comparison with end-tidal monitoring. *J Clin Anesth* 2006 ;18 :436-80.
5. D'Mello J, Butani M. Capnography. *Indian J Anaesth* 2002; 46: 269-78.
6. Kirk VG, Batuyong ED, Bohn SG. Transcutaneous carbon dioxide monitoring and capnography during pediatric polysomnography. *Sleep* 2006;29:1601-8.
7. Pautrat J, Khirani S, Boulé M, Ramirez A, Beydon N, Fauroux B. Carbon dioxide levels during polygraphy in children with sleep-disordered breathing. *Sleep Breath* 2015 ;19: 149-157.
8. Nardi J et al. Nocturnal oximetry and transcutaneous carbon dioxide in home-ventilated neuromuscular patients. *Respir Care* 2012 ; 57 :1425-1430.
9. Paiva R, Krivec U, Aubertin G, Cohen E, Clement A, Fauroux B. Carbon dioxide monitoring during noninvasive respiratory support in children. *Intensive Care Med* 2009 ;35 :1068-74.
10. Berry RB, Chedia A, Brown LK, et al. Best clinical practices for the sleep center adjustment of noninvasive positive pressure ventilation (NPPV) in stable chronic alveolar hypoventilation syndromes. *J Clin Sleep Med* 2010 ; 6: 491-509.
11. Janssens JP, Perrin E, Bennani I, De Muralt B, Titelion V and Picaud C. Is continuous transcutaneous monitoring of PCO₂ (TcPCO₂) over 8 h reliable in adults. *Respir Med* 2001. 95 :331-335.
12. Store JH, Steurer B, Kabitz HJ, Dreher M, Windisch W. Transcutaneous PCO₂ monitoring during initiation of Noninvasive Ventilation. *Chest* 2007 ; 132 :1810-1816.
13. Nardi J, Leroux K, Orlikowski D, Prigent H, Lofaso F. Home monitoring of daytime mouthpiece ventilation effectiveness in patients with neuromuscular disease. *Chron Respir Dis*. 2016 ;13:67-74.
14. Severinghaus JW. Methods of measurement of blood and gas carbon dioxide during anaesthesia. *Anesthesiology* 1960;21: 717-26

15. Fernández de Miguel S, Gaboli M, González-Celador R, Gómez de Quero P, Murga. Validación de la medición transcutánea de la presión parcial de dióxido de carbono en el paciente crítico pediátrico. *An Pediatr (Barc)* 2009; 72(3):165-171.
16. Rodríguez P, Lellouche F, Aboab J et al. Transcutaneous arterial carbon dioxide pressure monitoring in critically ill adults patients. *Intensive Care Med* 2006; 134: 309-12
17. Strauss MB, Winant DM, Strauss AG et al. Cigarette smoking and transcutaneous oxygen tensions: A case report. *Undersea Hyperbaric Medical Society* 2000; 27, 1: 43-46.
18. Severinghaus JW. Methods of measurement of blood and gas carbon dioxide during anaesthesia. *Anesthesiology* 1960;21: 717-26.
19. Mindt W, Eberhard P. Electrochemical sensors for invasive and non-invasive monitoring of blood gases. *Med Prog Technol* 1982;9:105-11
20. Larsen J, Linnet N, Vesterger P. Transcutaneous devices for the measurement of PO₂ and PCO₂. State of the art, especially emphasizing a PCO₂ sensor based on a solid state gas pH sensor. *Am Biol Clin (Paris)* 1993, 50: 899-902
21. Hirabayashi M, Otani N, Kagawa S, Kamide N. Method of evading the overshoot phenomenon of PtcCO₂ measurement at the ear lobe. *Masui* 2006 ; 50 :1018-1022. (Abstract in English)
22. Domingo C, Canturri E, Moreno A, Espuelas H, Vigil L, Luján M. Optimal clinical time for reliable measurement of transcutaneous CO₂ with ear probes: counterbalancing overshoot and the vasodilatation effect. *Sensors (Basel)*. 2010;10:491-500.
23. Parker D, Delpy DT, Reynolds EOR. Transcutaneous blood gas analysis by mass spectrometry and gas chromatography. In: *Continuous transcutaneous blood gas monitoring. Birth defects*. Vol XV (No. 4). New York: Alan R. Liss, Inc., 1979:91-4 .
24. Salzmann D, Eberhard P, Depeursinge Ch. Optical transcutaneous blood gas measurement. *Chimia* 2005;59:261-2