



Exploration non invasive de la ventilation et l'oxygénation en réanimation

Assessment of non invasive oxygenation and ventilation in the intensive care unit

الفحص اللامضر للأكسجة والتهوية في الإنعاش

A. Belaguid

الملخص : شهد الفحص بالأكسجة اللاضررة والتهوية بالإنعاش والذي ينجز بواسطة مجموعة من الآلات والطرق، تطوراً ملحوظاً نظراً للتقدم الحاصل في أدوات القياس والمعلوماتيات. هذا الفحص يتضمن من جهة قياس الضغط الجزئي للأوكسجين، الإشباع الثرياليني لأوكسجين خضاب الدم، والضغط الجزئي لثاني أوكسيد الكربون عن طريق مسرى كهربائي قياسي جلدي، ومن جهة أخرى قياس الضغط الجزئي لثاني أوكسيد الكربون للزفير بواسطة الكابنوغراف. غير أن هذا الفحص محدود بعوامل تقنية وفيزيولوجية مرضية للمرضى الذين يعانون من مخاطر تنفسية، دورية أو عصبية، ومع ذلك هذا الفحص يسمح بالكشف عن حالات نقص الأكسجة الدموية أو مشاكل التهوية، كما أنه يقوم بضبط الأكسجة والتهوية الإصطناعية لكل حالة مرضية على حدى.

الكلمات المفتاحية : أكسجة، تهوية، كابنوغراف، مسرى كهربائي قياسي جلدي.

Résumé : L'exploration non invasive de l'oxygénation et de la ventilation en réanimation se fait à l'aide d'un ensemble de matériel et de méthodes qui sont actuellement développées grâce aux progrès de l'instrumentation de mesure et de l'informatique. Cette exploration comprend d'une part, la mesure à l'aide d'électrodes transcutanées de la pression partielle en O_2 (tcPO₂), de la saturation artérielle en O_2 de l'hémoglobine (tcSaO₂) et de la pression partielle en CO_2 (tcPCO₂), et d'autre part, la mesure à l'aide d'un capnographe de la pression partielle en CO_2 du gaz expiré (PECO₂). Les méthodes de cette exploration ont des limites qui dépendent des facteurs techniques et physiopathologiques des patients en situation de détresse respiratoire circulatoire ou neurologique. Néanmoins, cette exploration permet de détecter à l'aide d'une surveillance en continu de ces paramètres, des épisodes d'hypoxémie et/ou des troubles de la ventilation et d'adapter ainsi en fonction de chaque situation pathologique le réglage de l'oxygénation et de la ventilation artificielle.

Mots clés : oxygénation, ventilation, électrodes transcutanées de mesure, capnographie.

Abstract : Non invasive oxygenation and ventilation in the intensive care units, which include variety of materials and methods are developed, by the great progression in the fields of measure instrumentation and informatiques. This assessment includes the measurement of PO₂, SaO₂ and PCO₂ by transcutaneous electrodes, and measurement of expired PCO₂ by capnography. These methods of investigation are the limits which they are dependent on technical factors and physiopathological state of the patients complaining from respiratory, circulatory or neurological distress. Nevertheless, this assessment permit us to detect the episodes of hypoxemia, ventilation defects and adapt the setting of oxygenation and artificial ventilation, according to each pathological situation.

Key Words : oxygenation, ventilation, transcutaneous, electrodes, capnography.

Tiré à part : A. Belaguid. Laboratoire de Physiologie et Unité d'EFR, Faculté de Médecine et de Pharmacie - Rabat Maroc.

Introduction

Dans les services de réanimation, la surveillance de l'oxygénation et la ventilation alvéolaire chez les patients en situation de détresse respiratoire, circulatoire ou neurologique représente une étape fondamentale pour l'évaluation de la fonction respiratoire, l'adaptation de l'oxygénation et le réglage des paramètres de la ventilation artificielle. Cette surveillance se fait par des méthodes non invasives qui sont utilisées afin de réduire le nombre de ponctions artérielles qui se fait par le prélèvement direct des gaz du sang, ce qui évite les douleurs infligées aux patients et diminue les coûts des laboratoires.

La technologie de cette surveillance non invasive est actuellement développée grâce à la précision d'une part, des électrodes transcutanées qui sont placées à la surface de la peau ou l'extrémité des doigts et qui permettent de mesurer la pression partielle en O_2 (tc PO_2), de la saturation artérielle en O_2 de l'hémoglobine (tcSa O_2) et de la pression partielle en CO_2 (tc PCO_2), et d'autre part, de la capnographie qui permet de mesurer la pression partielle en CO_2 du gaz expiré (PE CO_2). De plus, les progrès de l'informatique ont permis de faire un monitoring continu de ces paramètres respiratoires, de signaler sous forme d'alarme des valeurs pathologiques et de mémoriser les données sous forme de courbes [1-3].

Le but de ce travail consiste à décrire les méthodes et les aspects techniques de mesure de la tc PO_2 , la tcSa O_2 , la tc PCO_2 et de la PE CO_2 , les limites et les avantages de chaque méthode et les intérêts cliniques de ces mesures.

Méthodologie et technologie de mesure

Mesure Transcutanée de la PO_2

Technologie de mesure

La mesure de PO_2 par voie transcutanée (tc PO_2) se fait à l'aide d'appareil (figure 1A) composé:

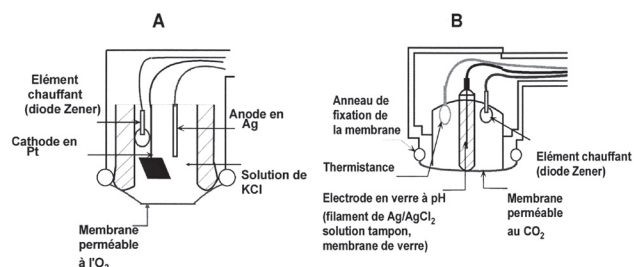


Figure 1 : Schéma de principe des électrodes transcutanées de mesure de PO_2 et PCO_2 .

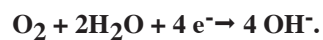
A : électrode polarographique de Clark de mesure de PO_2

B : électrode de Severinghaus de mesure de PCO_2 .

- d'une électrode polarographique type électrode de Clark placée à la surface de la peau, composée d'une cathode en platine et d'une anode en argent qui sont réunies par un film de KCl [4,5]. Cette électrode fonctionne selon le même principe que l'électrode de mesure directe de PO_2 [6].
- d'une membrane perméable à l'oxygène,
- d'une résistance permettant de chauffer la peau à une valeur pré-réglée (43 à 45 °C) pour augmenter le flux sanguin cutané,
- d'un potentiomètre enregistreur et d'un convertisseur analogique digital (A/D) qui signalent les valeurs de PO_2 .

Méthodologie de mesure

Après application d'un voltage polarisant de 0,6 Volt de l'électrode de Clark, il se produit un flux d'électrons vers la cathode et donc la production d'un courant entre l'anode et la cathode. Quand l'oxygène dissout entre en contact avec la cathode de l'électrode où se fait le flux d'électron, il se produit une réduction de l'oxygène et production d'ions hydroxydes selon la réaction:



La quantité d'oxygène réduite est proportionnelle au nombre d'électrons utilisés pour la réaction au niveau de la cathode. La mesure des variations de courant permet de mesurer la quantité d'oxygène présente dans la cathode et

donc la pression d'oxygène PO_2 (capteur ampérométrique).

- L'expression du courant en PO_2 nécessite une calibration en 2 points l'une à $PO_2=0$ (solution sans O_2) et l'autre à PO_2 de l'air.

Avantages et limites de la méthode

L'avantage de la méthode de mesure transcutanée de PO_2 réside dans la bonne corrélation entre les valeurs de $tcPO_2$ et celles de la pression partielle en O_2 du sang artériel (PaO_2) lorsque les conditions hémodynamiques sont stables. De plus, contrairement à la mesure transcutanée de la saturation en O_2 de l'hémoglobine, cette méthode n'est pas affectée par l'agitation du sujet et permet de détecter une hyperoxie [7].

De nombreux facteurs physiopathologiques limitent l'emploi de cette méthode de mesure car ils altèrent la corrélation entre PaO_2 et $tcPO_2$ [5]. Parmi ces facteurs, on peut citer une baisse du débit cardiaque, une hypothermie, une acidose, une anémie. Dans ces conditions, le contrôle de la PO_2 par le prélèvement directe du sang artériel est nécessaire.

Les autres limites sont la nécessité d'étalonnage, ce qui ne rend l'appareil de mesure disponible qu'après 10 à 20 minutes d'équilibration, une dérive de $tcPO_2$ qui peut augmenter avec le temps et l'âge de l'électrode, et le risque d'une brûlure de la peau notamment chez le nouveau-né, ce qui nécessite le changement de l'électrode en place toutes les trois à quatre heures [5,8].

Mesure transcutanée de la saturation artérielle en O_2 ou Oxymétrie de Pouls

Appareil de mesure

La mesure de la saturation artérielle en O_2 de l'hémoglobine ($tcSaO_2$) ou oxymétrie de pouls se fait à l'aide d'un capteur de spectrophotométrie d'absorption [9] qui comporte:

- deux diodes électroluminescentes émettant les lumières

rouge de longueur d'onde à 660 nm et infrarouge de longueur d'onde à 920 nm à travers les structures tissulaires,

- une cellule photoélectrique qui détecte la lumière transmise à travers les tissus,

- un microprocesseur qui calcule l'absorption respective de l'Hémoglobine réduite (Hb) et l'oxyhémoglobine (HbO_2) des lumières rouge et infrarouge.

$$tcSO_2 = [(HbO_2)/(Hb + HbO_2)]. 100$$

Méthodologie de mesure

Dans l'oxymétrie de pouls, les contenus en oxygène de l'Hb (HbO_2 et Hb réduite) sont mesurés par spectrophotométrie d'absorption [9-11]. Dans ce cas, lorsqu'un rayonnement d'une intensité I_0 traverse un lit tissulaire de distance D (doigt, oreille...) contenant une concentration C d'Hb, l'intensité absorbée I du rayonnement est régie par la loi de Beer-Lambert :

$$I = I_0 \cdot e^{-kDC}$$

K est le coefficient d'absorption qui varie pour les différentes variétés d'Hb notamment dans la gamme des lumières rouge et infrarouge. L' HbO_2 absorbe plus la lumière dans la gamme infrarouge et l'Hb réduite absorbe plus la lumière dans la gamme du rouge.

La mesure de l'intensité I absorbée permet donc de connaître le contenu en O_2 de l'Hb et de déterminer par la suite la SaO_2 . Cependant, l'absorption de lumière varie au cours du cycle cardiaque ; elle est faible en diastole du fait de l'absorption des composants non pulsatiles (sang veineux, capillaires, tissus, os...) et élevée en systole du fait de l'absorption du composant pulsatile (artériel). Ce dernier est séparé des composants non pulsatiles grâce au calcul d'un ratio R qui tient compte de ces deux composants et qui est calibré pour des mesures de SaO_2 dans le sang artériel de nombreux sujets grâce à une méthode de référence ; le CO-oxymètre.

Avantages et inconvénients de la méthode

Lorsque les conditions hémodynamiques sont stables, l'oxymétrie de pouls a l'avantage de donner des valeurs proches de celles de SaO₂ mesurée par le prélèvement des gaz de sang. D'autre part, contrairement à la mesure de tcPO₂, les appareils de mesure de tcSaO₂ ne nécessitent pas une calibration spécialisée ni de chauffage de l'électrode, ce qui facilite la mesure et évite le risque de brûlure cutanée [1,11].

Les inconvénients de mesure de tcSaO₂ par voie transcutanée sont la nécessité d'avoir un signal pulsatile car en absence d'une onde de pouls pulsatile (état de choc par exemple), l'appareil ne peut afficher les valeurs de tcSaO₂. Les mouvements spontanés ou provoqués engendrent des artefacts de mesure du fait du déplacement des diodes électroluminescentes en regard des cellules photoélectriques. Cependant, une technologie récente basée sur des algorithmes qui éliminent des artefacts de signaux non pulsatils ou d'agitation du patient est actuellement en cours développement, elle permet d'afficher de manière continue la tcSaO₂ même en présence de ces artefacts. La mesure de tcSaO₂ a aussi comme inconvénient de ne pas pouvoir mettre en évidence une hyperoxie pour des valeurs supérieures à 95% du fait de la forme sigmoïde de la courbe de dissociation de l'hémoglobine [1, 12,13].

Mesure Transcutanée de PCO₂*Matériel de mesure*

La mesure transcutanée de PCO₂ (tcPCO₂), se fait à l'aide d'une électrode de Severinghaus [14] qui est composée (figure 1B) :

- d'une électrode en verre sensible au pH,
- d'une membrane fine en silicone ou téflon, perméable au CO₂,
- d'une solution tampon de bicarbonate, carbonate acide de sodium dont le pH est modifié en présence de CO₂,
- d'un capteur de température,

- d'un élément chauffant.

Principe de mesure

Lorsque la peau est chauffée, il se produit une vasodilatation cutanée qui augmente la perméabilité de la peau au CO₂. Ce gaz diffuse à travers la membrane fine en silicone ou téflon puis réagit avec de l'eau pour former l'acide carbonique qui se dissocie en CO₂ et H⁺. Les ions H⁺ vont faire varier le pH mesuré par l'électrode en verre. Cette variation de pH est convertie en PCO₂ par un microprocesseur selon l'équation d'Henderson- Hasselbalch.

$$\text{pH} = 6,1 + \log \left[\frac{[\text{HCO}_3^-]}{(0,03 \cdot \text{PaCO}_2)} \right]$$

- L'électrode moderne utilisée de Severinghaus est calibrée sur deux points grâce à des gaz étalons contenant une fraction connue de CO₂. La précision de cette électrode est de ± 3 %.

Avantages et inconvénients de la mesure de tcPCO₂

La mesure transcutanée de PCO₂ a les mêmes avantages que celle de la mesure de tcPO₂. Elle donne, lorsque les conditions hémodynamiques sont stables, des valeurs proches de celles obtenues par la méthode invasive. De plus, l'agitation du sujet ou le mouvement du doigt où se trouve placer l'électrode de mesure de tcPCO₂ n'altèrent pas ses données [15]. De même les facteurs physiopathologiques (diminution du débit de perfusion, hypothermie...) et techniques (dérive de l'électrode, brûlures cutanées..) qui limitent la mesure de PaO₂, limitent également la mesure de tcPCO₂ [1-3,5].

Capnographie

La capnographie est l'enregistrement en fonction du temps de la pression partielle en CO₂ (PECO₂) dans le gaz expiré (PECO₂). Cet enregistrement s'effectue à l'aide d'un capteur placé entre la pièce en Y du respirateur et la sonde

d'intubation du patient. Les techniques de mesure de la $PECO_2$ sont la spectrométrie de masse, la spectrographie Raman, la méthode colorimétrique et la spectrophotométrie d'absorption à infrarouge [16]. Puisque cette dernière est la plus utilisée dans les services de réanimation, c'est elle qui sera décrite ci-dessous.

Principe et matériel de la mesure

Lorsqu'un rayonnement infrarouge traverse un mélange gazeux contenant le CO_2 expiré dans une cellule de longueur donnée, la mesure de l'intensité absorbée du rayonnement permet de déterminer la $PECO_2$ (loi de Beer-Lambert). Cette mesure s'effectue en comparant la différence d'absorption d'un rayonnement infrarouge qui traverse deux cellules parallèles, l'une de référence avec un gaz dont la concentration en CO_2 est connue, l'autre contenant le gaz à analyser [16-18].

Le rayonnement infrarouge est émis par une source électromagnétique d'intensité connue. La différence d'absorption des 2 chambres est mesurée à l'aide d'un capteur de pression à membrane ou autre. La différence de pression est convertie en variation de potentiel qui est ensuite amplifiée par un amplificateur, lue par un galvanomètre,

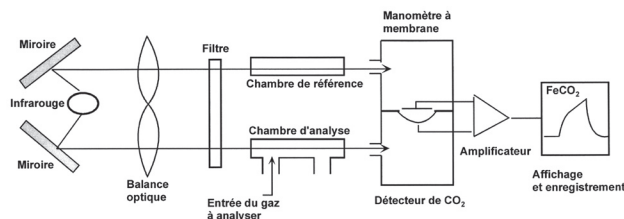


Figure 2 : Schéma simplifié d'un capnographe moderne

convertie de l'analogique au digital, traitée, affichée et enregistrée (figure 2).

Avantage et inconvénient de la capnographie

L'un des avantages de la capnographie est l'enregistrement de la courbe de la $PECO_2$ en fonction du temps expi-

ratoire (capnogramme). Dans cette courbe, si la ventilation du sujet est normale, la PCO_2 mesurée en fin d'expiration (désignée par $EtPCO_2$ du mot anglais end tidal PCO_2) est presque égale à la pression alvéolaire en CO_2 ($PACO_2$) et en conséquence à la $PaCO_2$. Cependant, en raison d'une hétérogénéité des rapports ventilation-perfusion ($V'A/Q'$) des unités alvéolaires du poumon normal, une différence entre $PaCO_2$ et $EtPCO_2$; $[a-Et]PCO_2$ de 1 à 5 mmHg est souvent constatée [19,20]. Cette différence est accrue dans des situations pathologiques telles qu'une bronchopneumopathie obstructive ou un asthme, ce qui a l'avantage de renseigner sur l'importance du shunt intrapulmonaire ou l'espace mort [21].

Les inconvénients de la capnographie résident d'une part dans l'instabilité de l' $EtPCO_2$ dans les pathologies ventilatoires, hémodynamiques et métaboliques, et d'autre part, dans les artefacts et les phénomènes d'accrochages du capnogramme qui s'observent en cas de désadaptation du malade au respirateur [22].

Intérêts cliniques

Monitoring de l'oxygénation

Le monitoring de l'oxygénation se fait grâce à la mesure en continu de $tcPaO_2$ et de $tcSaO_2$. Il est indispensable chez tout malade admis en unité de soins intensifs et fait partie des recommandations des experts d'anesthésie et de réanimation [23].

Ce monitoring est utilisé pour dépister immédiatement les épisodes d'hypoxémie et les périodes d'apnée surtout en pédiatrie. L'hypoxémie se manifeste quand la $tcPaO_2$ est inférieure à 80 mm Hg, ou la $tcSaO_2$ est inférieure à 90% [24]. Ce dépistage précoce d'hypoxémie joue un rôle important dans l'amélioration de la sécurité des patients sous anesthésie car il permet de réduire l'incidence des accidents liés à l'anesthésie et la mortalité et/ou la morbidité liées à l'hypoxémie [11]. Les alarmes basses de $tcSaO_2$ doivent être fixées à 85% chez l'adulte et le nouveau-né [23].

La mesure de la $tcPO_2$ et de $tcSaO_2$ permet, lorsqu'elle est accompagnée de la mesure de $tcPCO_2$, de situer l'origine de l'hypoxémie [6]. Cette dernière peut résulter d' :

- une hypoventilation alvéolaire pure lorsqu'elle s'accompagne d'une hypercapnie ($tcPaCO_2$ supérieure à 45 mm Hg) et d'une différence alvéolo-artérielle en O_2 qui ne dépasse jamais 10 mm Hg;

- un shunt vrai ou un shunt droit-gauche c'est-à-dire du sang qui ne rencontre pas de gaz lors du passage sang veineux mêlé (circulation droite) - sang artériel (circulation gauche). Ce shunt n'est pas corrigé par une oxygénothérapie (œdème pulmonaire lésionnel par exemple) ;

- un trouble de diffusion alvéolo-capillaire qui résulte le plus souvent d'un épaissement de la membrane alvéolo-capillaire (fibrose pulmonaire par exemple) ;

- un effet shunt c'est-à-dire des zones pulmonaires mal ventilées qui ont un rapport $V'A/Q'$ faible. Il est la cause la plus fréquente d'hypoxémie et contrairement au shunt vrai, il répond mieux à l'oxygénothérapie (œdème pulmonaire cardiogénique par exemple).

La mesure de la $tcPO_2$ et de $tcSaO_2$ permet parfois de faire le diagnostic, notamment chez le prématuré, d'un shunt droit- gauche causé par un canal artériel [25]. Dans ce cas, la $tcPO_2$ et la $tcSaO_2$ mesurée dans un territoire cutané irrigué par des vaisseaux situés en amont du canal (bras droit) est supérieure à celle qui est mesurée dans un autre territoire cutané irrigué par des vaisseaux situés en aval du canal (bras gauche).

D'autre part, lorsque la $tcPO_2$ est mesurée parallèlement avec la PaO_2 par la méthode invasive, on peut surveiller de manière continue la perfusion cutanée grâce au calcul de l'index de $tcPO_2$ qui est égal au rapport $tcPO_2/PaO_2$. En effet, il existe une bonne corrélation entre cet index et la circulation périphérique. Lorsque cet index est inférieur à 0,8 il traduit une détérioration de la perfusion cutanée [5,6].

Le monitoring de la $tcPO_2$ et la $tcSaO_2$ a également des intérêts importants dans certaines décisions thérapeutiques. En effet, son utilisation est indispensable pour adapter la fraction inspirée d'oxygène et préparer l'extubation chez les patients soumis à la ventilation mécanique. Cepen-

dant, contrairement à la mesure de $tcSaO_2$, la surveillance en continue de la $tcPO_2$ a l'avantage, en plus, de détecter les épisodes d'hyperoxie particulièrement chez le prématuré soumis à une oxygénothérapie importante de longue durée. En effet, lorsque cette hyperoxie dure longtemps, le risque de cécité par fibroplasie rétrolentale chez le prématuré devient élevé et l'adaptation de la durée et la dose de l'oxygénothérapie permet d'éviter ce risque [26]. Par ailleurs, l' O_2 à des concentrations importantes est toxique pour le parenchyme pulmonaire.

Monitoring de la ventilation

L'évaluation de la ventilation des sujets en situation de détresse respiratoire, circulatoire ou neurologique et soumis à la ventilation artificielle peut se faire par la mesure transcutanée de PCO_2 et l'enregistrement en fonction du temps expiratoire de la pression expiratoire de PCO_2 [2,3,8]. Ces deux paramètres sont recommandés pour la surveillance de la capnie, la détection des intubations oesophagiennes et la prise en charge de l'arrêt cardiaque [23].

La $tcPCO_2$ est considérée normale lorsque sa valeur varie entre 35 et 45 mm Hg. Elle permet de détecter lorsque sa valeur est inférieure à 35 mm Hg une hypocapnie qui résulte d'une hyperventilation alvéolaire, et lorsque sa valeur est supérieure à 45 mm Hg une hypercapnie qui résulte d'une hypoventilation alvéolaire [15].

La mesure simultanée de $tcPO_2$ et de $tcPCO_2$ a l'avantage de situer les origines du trouble de la ventilation. Ainsi, lorsque l'hypercapnie est associée à une diminution de $tcPO_2$, elle traduit souvent une hypoventilation alvéolaire pure et lorsque l'hypocapnie est associée à une diminution de $tcPO_2$ elle traduit soit une stimulation des chémorécepteurs par une hypoxémie existante, soit une compensation d'une acidose métabolique, soit enfin des affections du système nerveux central [6,8].

L'enregistrement de la courbe de la $PECO_2$ en fonction du temps expiratoire ou capnographe doit normalement présenter trois phases expiratoires (figure 3). Une phase I à PCO_2 presque nulle, elle traduit du gaz provenant de l'es-

pace mort anatomique. Une phase II où la PCO_2 augmente progressivement ; elle traduit du gaz provenant de l'espace mort anatomique et des alvéoles. Une phase III télé-expiratoire où la PCO_2 atteint un plateau ; elle traduit du gaz provenant exclusivement des alvéoles et dont la valeur $EtPCO_2$

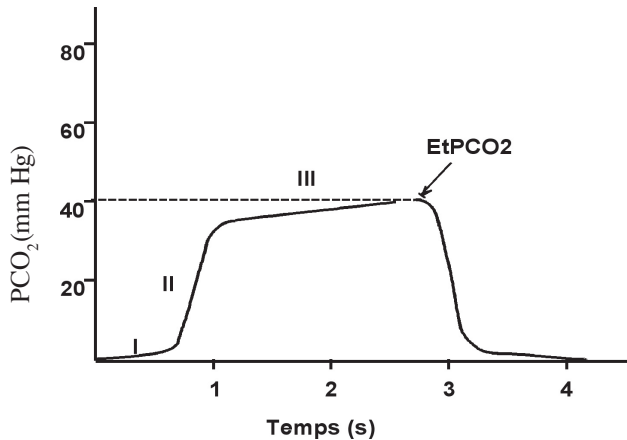


Figure 3 : Représentation de la courbe normale d'un capnogramme idéal.
(voir détails dans le texte ci-dessus)

est presque égale, en ventilation normale, à la $PaCO_2$ [27].

L'analyse de cette courbe apporte des informations sur la production, le transport et l'élimination par le poumon du CO_2 . Ces étapes de CO_2 dépendent du métabolisme cellulaire, du débit cardiaque, de la perfusion pulmonaire et de la ventilation alvéolaire.

En effet, une hypothermie qui s'accompagne d'une diminution de la consommation d'oxygène et de la production de gaz carbonique est responsable d'une diminution de l' $EtPCO_2$ alors qu'une hyperthermie provoquée soit par l'anesthésie soit par l'hypermétabolisme est responsable d'une augmentation de l' $EtPCO_2$ [28]. D'autre part, une baisse du débit cardiaque est responsable d'une diminution de l' $EtPCO_2$ qui est expliquée par des chutes de la perfusion pulmonaire, de l'apport de CO_2 aux alvéoles et par une augmentation du volume espace mort alvéolaire. De ce fait, la capnographie représente actuellement un monitoring intéressant au cours de l'arrêt circulatoire et un moyen important pour contrôler l'efficacité du massage cardiaque externe [28, 29].

Les troubles de la ventilation alvéolaire provoqués par l'augmentation des résistances des voies aériennes se traduisent souvent par des anomalies de la forme du capnogramme. On peut ainsi constater, soit une augmentation de la pente du plateau télé-expiratoire (capnogramme en S) qui s'observe dans la bronchopneumopathie chronique obstructive, soit une absence de plateau (capnogramme en "fer de lance") qui s'observe dans l'asthme aigu grave, soit un aspect biphasique du plateau qui s'observe en cas d'asynchronisme ventilatoire des deux poumons (obstruction incomplète d'un gros tronc bronchique par exemple). L'absence du capnogramme dans sa totalité peut être observée en cas d'une intubation oesophagienne, et la capnométrie représente de ce fait, un moyen de détection de cette intubation [16, 21, 30].

Le capnogramme a l'avantage en plus d'évaluer l'importance du volume espace mort qui se traduit par une diminution de l' $EtPCO_2$ et une augmentation du gradient alvéolo-artériel en CO_2 . Parmi les pathologies qui s'accompagnent de l'augmentation du volume espace mort, on peut citer la bronchopneumopathie chronique obstructive, l'embolie pulmonaire, l'hypertension artérielle pulmonaire, la diminution du débit cardiaque et l'hypothermie [15,16, 27].

La mesure de $tcPCO_2$ et/ou $EtPCO_2$ peut également être utilisée comme moyen de surveillance thérapeutique de l'hypertension artérielle pulmonaire et de l'hypertension intracrânienne. En effet, l'ajustement de l'hypocapnie par l'augmentation de la ventilation dans ces affections a l'avantage de diminuer les résistances artérielles pulmonaires et de diminuer l'hypertension intracrânienne [15,16, 31].

Enfin, la mesure conjointe de l' $EtPCO_2$ et la $tcPaCO_2$ a un intérêt thérapeutique dans l'ajustement de la pression positive de fin d'expiration (PEEP) utilisée en ventilation artificielle notamment chez les patients en situation de détresse respiratoire. En effet, des diminutions du gradient alvéolo-artériel en CO_2 et du volume espace mort sont souvent observées lorsque la pression positive de fin d'expiration est augmentée de manière importante [31,32].

Conclusion

Le monitoring de l'oxygénation et de la ventilation par des méthodes non invasives sont actuellement indispensables chez tout malade admis en unité de soins intensifs et ventilé artificiellement. Le monitoring de l'oxygénation se fait à l'aide d'électrodes spécifiques transcutanées qui mesurent la PO_2 et la SaO_2 , et le monitoring de la ventilation se fait à l'aide d'électrode transcutanée qui mesure la PCO_2 et d'un capnographe placé entre la sonde d'intubation et la

pièce en Y du tube du respirateur qui mesure la $PECO_2$. Ce monitoring permet grâce à l'enregistrement en continu des paramètres respiratoires et des systèmes d'alarme que les appareils de mesure possèdent de faire le diagnostic des hypoxémies et des troubles de la ventilation, de prévenir les accidents de l'anesthésie et d'adapter l'oxygénothérapie et la ventilation artificielle des patients. Néanmoins, les méthodes de ce monitoring ont des limites qui dépendent de facteurs techniques et physiopathologiques qui doivent être pris en considération pour l'interprétation des résultats.

Références

1. Tobin MJ. Respiratory monitoring in the intensive care unit. *Am Rev Respir Dis* 1988; 138: 1625-42.
2. Lefrançois C, Dureuil B. Monitoring respiratoire. In: *Le monitoring de l'opéré*; Masson, Paris 2003, pp117-139.
3. Tassaux D, Clergue F. Monitoring périopératoire de l'oxygène et du gaz carbonique. EMC, *Traité d'Anesthésie-Réanimation*, 36-382-A-10, 2002
4. Clark LC. Monitor and control of blood and tissue oxygen tension. *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. organs* 1965; 2: 41-8.
5. Clark JS, Votteri B, Ariagno RI, Cheung P, Eichhorn JH, Fallat RJ, Lee SE, Newth CJL, Rotman H, Sue DY. Noninvasive assessment of blood gases: state of the art. *Am. Rev. Respir. Dis.*, 1992; 145: 220-32.
6. Belaguid A, El Fassi R., Alaoui M.I. : Gaz du sang artériel : Aspects techniques et interprétation. *Maroc Médical* 1997, 3; 45-52.
7. Green GE, Hassell KT, Mahutte CK. Comparison of arterial blood gas with continuous intra-arterial and transcutaneous PaO_2 sensors in adult critically ill patients. *Crit Care Med*, 1987; 15, 491-94.
8. Dorsch JA, Dorsch SE, Monitoring des gaz. In *Matériel d'anesthésie*, Pradel, Paris 1995, pp 543-603.
9. Jubran A. Pulse oximetry. In : *Principles and practice of intensive care monitoring*. Tobin M.J., ed. New York, McGraw-Hill, 1998; 261-89.
10. Severinghaus JW. Recent developments in pulse oximetry. *Anesthesiology* 1992, 76: 1018-38.
11. Van de Louw A., Cracco C, Cerf C, Harf A, Duvaldestin P, Lemaire F. Accuracy of pulse oximetry in the intensive care unit. *Intens. Care Med.* 2001, 27: 1606-1613.
12. Trivedi NS, Ghouri AF, Shah NK, Lai E, Barker SJ. Effects of motion, Ambient Light, and Hypoperfusion on Pulse Oximeter Function. *J Clin Anesthesia* 1997;9:179-83.
13. Pottecher J, Bouzou G, Van de Louw A. Monitoring de la saturation de pouls. *Réanimation* 2003, 12; 30-36.
14. Severinghaus JW, Stafford M, Bradley AF. $TcPCO_2$ electrode design calibration and temperature gradient problems. *Acta Anaesthesiol. Scand. (Suppl.)* 1978; 68: 118.
15. Pilsbury D., Hibbert G., An ambulatory system for long-term continuous monitoring of transcutaneous PCO_2 . *Bull Eur Physiopathol Respir* 1987; 23: 9-13.
16. Ward KR, Yealy DM. End-tidal carbon dioxide monitoring in emergency medicine, Part 1: Basic principles. *Acad Emerg Med* 1998 ; 5 : 628-36.
17. Rebeck AS, Chapman KR. Measurement and monitoring of exhaled carbon dioxide. In: *Nochomovitz M.L., Cherniack NS., eds. Non invasive respiratory monitoring*. New York: Churchill-Livingstone, 1986; 189-201.
18. Grenier B, Verchere E, Mesli A, Dubreuil M, Siao D, Vandendriessche M. Capnography monitoring during

- neurosurgery: reliability in relation to various intraoperative positions. *Anesth Analg* 1999 ; 88 : 43-8.
19. Laffon M, Gouchet A, Sitbon P, Guicheteau V, Biyick E, Duchalais A. Difference between arterial and end-tidal carbon dioxide pressures during laparoscopy in paediatric patients. *Can J Anaesth* 1998 ; 45: 561-3.
20. Bhavani-Shankar K, Moseley H, Kumar AY, Delph Y. Capnometry and anaesthesia. *Can J Anaesth* 1992 ; 39 : 617-32.
21. Ward KR, Yealy DM. End-tidal carbon dioxide monitoring in emergency medicine, Part 2: Clinical applications. *Acad Emerg Med* 1998 ; 5 : 637-46.
22. Chan YK, Zuraidah S, Tan PS. Use of capnography delaying the diagnosis of tracheal intubation. *Anaesthesia* 1998 ; 53 :1207-8.
23. Les recommandations des experts de la SRFL. *Réanim Urgences* 2000 ; 9 : 407-12.
24. Bowton DL, Scuderi PE, Haponik EF. The incidence and effect on outcome of hypoxemia in hospitalized medical patients. *Am J Med* 1994; 97: 38-46.
25. Tateishi K, Yamanouchi I. Non invasive transcutaneous oxygen pressure diagnosis of reversed ductal shunts in cyanotic heart disease. *Pediatrics* 1980; 66: 22-5.
26. Devictor D, Blanc T, Fausser C, Barbier ML. Méthodes non invasives de surveillance de la respiration en réanimation néonatale et pédiatrique. *Rev. Prat.*1989 ; 21 : 1867-71.
27. Ward KR, Yealy DM. End-tidal carbon dioxide monitoring in emergency medicine, Part 1: Basic principles. *Acad Emerg Med* 1998 ; 5 : 628-36.
28. Joris J, Chiche JD. Variations brutales du CO₂ en chirurgie générale. In : Jépu, éd. *Les situations critiques au bloc opératoire*. Paris : Arnette Blackwell ; 1996. p. 11-22.
29. Idris AH, Staples ED, O'Brien DJ, Melker RJ, Rush WJ, Del Duca KD. End-tidal carbon dioxide during extremely low cardiac output. *Ann Emerg Med* 1994 ; 23 : 568-72.
30. Bhavani-Shankar K, Kumar AY, Moseley HS, Ahyee-Hallsworth R. Terminology and the current limitations of time capnography: a brief review. *J Clin Monit* 1995 ; 11 : 175-82.
31. Shapiro BA, Harrison RA, Cane RD, Kozlowski-Templin R. Capnographie. Dans *gaz du sang: application clinique*. Edition Frisson-Roche-Paris 1988 ; 227-32.
32. Blanch L, Fernandez R, Benito S, Net A. Effect of PEEP on arterial minus end-tidal carbon dioxide gradient. *Chest* 1987; 92: 530-3.