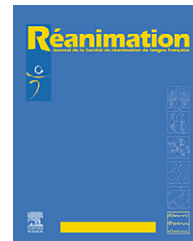




available at www.sciencedirect.com



journal homepage: <http://france.elsevier.com/direct/REAURG/>



MISE AU POINT

La pléthysmographie de l'oxymètre de pouls : un ancien tracé plein d'avenir ? Principes et applications cliniques

The pulse oxymetry plethysmographic curve: an old signal with a great future? Principles and clinical applications

M. Feissel

Service de réanimation et de maladies infectieuses, centre hospitalier de Belfort-Montbéliard, 14, rue de Mulhouse, 90000 Belfort, France

Disponible sur internet le 15 mars 2007

MOTS CLÉS

Oxymétrie de pouls ;
Pléthysmographie ;
Hémodynamique ;
Volémie ;
Monitoring

Résumé L'oxymétrie de pouls permet de surveiller la saturation « pléthysmographique » en O₂ (SpO₂), une approximation validée de la saturation artérielle en O₂ (SaO₂). Un deuxième paramètre est issu de la technique : la pléthysmographie. Après un rappel sur les principes de l'oxymétrie de pouls, ce travail souligne l'intérêt de la pléthysmographie en tant qu'outil d'évaluation hémodynamique. En effet, la pléthysmographie de l'oxymètre de pouls permet d'analyser la vascularisation distale par l'indice de perfusion périphérique. La ressemblance entre les courbes de pression artérielle invasive et celles obtenues par la pléthysmographie de l'oxymètre de pouls, permet de créer des indices pléthysmographiques issus de la variabilité respiratoire des signaux. Ainsi, les équivalents pléthysmographiques des variations de la pression systolique (Δ SPV) ou de Δ Down ont démontré leur intérêt dans l'évaluation de la volémie. Les équivalents pléthysmographiques des variations respiratoires de la Pression Pulsée (Δ Pleth) et du Temps de Préejection (Δ PEPleth) ont démontré leur intérêt en tant qu'indices prédictifs de la réponse au remplissage vasculaire chez des patients sous ventilation mécanique. La courbe de pléthysmographie de l'oxymètre de pouls, est donc un outil hémodynamique non invasif, fiable, facile à utiliser et disponible instantanément.

© 2007 Société de réanimation de langue française. Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

KEYWORDS

Pulse oximeter;

Abstract Pulse oximeter allows us to monitor "Plethysmographic" oxygen saturation (SpO₂), an approximate value of the arterial saturation (SaO₂). A second parameter is issued from this technic: the plethysmographic curve. This study highlights the interest of plethysmography as

Adresse e-mail : mfeissel@chbm.fr (M. Feissel).

Plethysmography;
Blood volume;
Hemodynamics;
Monitoring

a new hemodynamic parameter. Indeed, plethysmography oximetry curve can be useful to analyse the distal vascularisation by peripheric perfusion indices. The similarity between the arterial and plethysmographic curve, give us the possibility to transpose and to create new equivalent "plethysmographic" indices. The respiratory variation of the peak plethysmographic curve and the equivalent of the Δ Down Plethysmographic curve allow to evaluate volume status. The equivalent of the Pulse Pressure respiratory variation (Δ Pleth) and the Pre-ejection period (Δ PEPleth) are new fluid responsiveness parameters. Therefore, plethysmographic curve obtained from pulse oximetry, is an hemodynamic tool really non invasive, accurate, easy to use and instantaneously available.

© 2007 Société de réanimation de langue française. Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Historique

Le premier saturomètre, non invasif et non pulsatile, fut inventé par Carl Matthes en 1935. En 1970, les scientifiques de Hewlett-Packard ont développé le premier appareil commercialisé. Il mesurait au niveau de l'oreille la saturation en oxygène en chauffant les tissus à 41 °C pour augmenter le flux sanguin. En 1974, Takuo Aoyagi découvre que la saturation pléthysmographique en O₂ (SpO₂) pouvait être mesurée en analysant les pulsations de signaux lumineux traversant les tissus. Cette découverte est à l'origine des oxymètres de pouls modernes [1,2]. La commercialisation du premier oxymètre de pouls à usage routinier date de 1982 avec le Nellcor N- 100.

Principe d'acquisition et théorie

Les principes

La mesure de la saturation artérielle en O₂ (SaO₂) « fonctionnelle » était au départ l'objectif principal des

oxymètres. Elle est calculée sur le sang artériel à partir de la formule :

$$SaO_2 = \frac{HbO_2}{[HbO_2 + Hb]} \times 100$$

Afin d'approcher la SaO₂, l'oxymètre de pouls (SpO₂) doit déterminer en permanence la teneur en HbO₂ et Hb du sang artériel. Il faut donc un système qui soit capable :

- de mesurer en continu et en temps réel l'HbO₂ et l'Hb ;
- de reconnaître la pulsatilité du signal démontrant son origine artérielle.

Le mérite revient au Japonais Takuo Aoyagi d'avoir découvert que l'Hb et l'HbO₂ ont une différence d'absorption des ondes lumineuses permettant de les distinguer. L'HbO₂ absorbe plus dans les longueurs d'ondes Infrarouge (850 à 1000 nm) que l'Hb qui absorbe plus dans le spectre des longueurs d'ondes du Rouge (600 à 750 nm) (Fig. 1).

L'oxymètre de pouls est un appareil optique constitué d'un émetteur d'ondes lumineuses Rouge et Infrarouge transmises à travers un site de mesure (doigts, lobe de

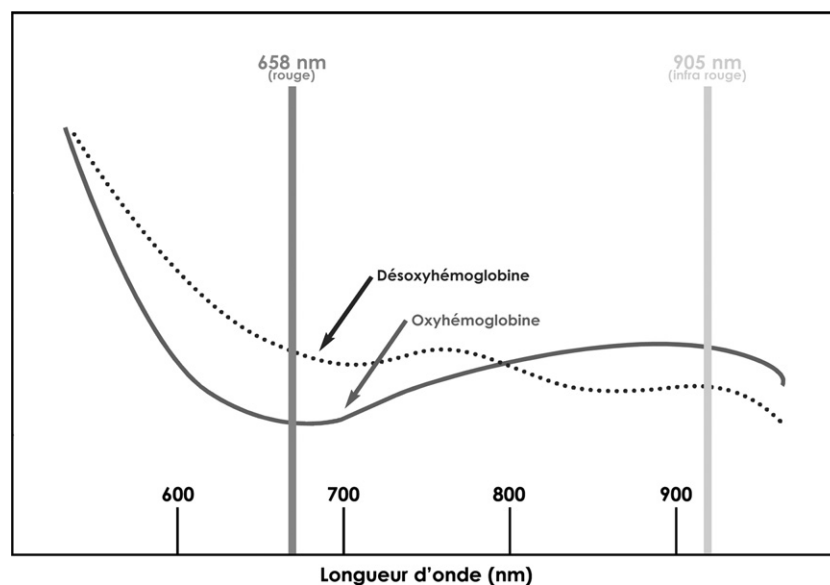


Figure 1 Schéma d'absorption des ondes lumineuses. L'Hb et l'HbO₂ ont une différence d'absorption des ondes lumineuses permettant de les distinguer. L'HbO₂ absorbe plus dans les longueurs d'ondes Infrarouge (850 à 1000 nm) que l'Hb qui absorbe plus dans le spectre des longueurs d'ondes du Rouge (600 à 750 nm).

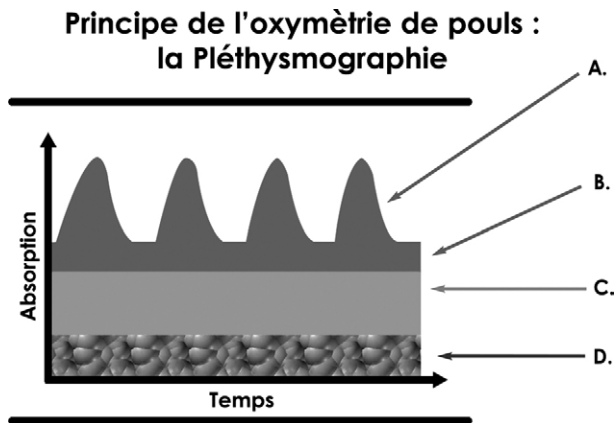


Figure 2 Principe de l'oxymétrie de pouls. A : absorption lumineuse variable liée à la variation du volume de sang artériel. B : absorption lumineuse constante liée à la partie non pulsatile du sang artériel. C : absorption lumineuse constante liée au sang veineux. D : absorption lumineuse constante lié aux tissus, os...

l'oreille), d'un photodétecteur qui reçoit le signal après son passage au travers de ce site, le transmet au moniteur qui l'analyse et restitue une valeur de SpO_2 et une courbe de pléthysmographie [3]. Les ondes émises sont absorbées par tous les tissus traversés (peau, tissus, cartilage, os, mais surtout le sang capillaire). L'absorbance des ondes lumineuses obéit à la loi de Beer-Lambert qui dit, en synthèse, que les variations d'absorption des ondes lumineuses sont fonctions des variations temporelles de la concentration d'un tissu. Or, la seule variable existante dans des conditions stables est le flux systolique artériel (Fig. 2), qui peut être analysé en terme d'amplitude, de durée, et de variabilité notamment respiratoire.

Le moniteur associe donc deux principes : la spectrophotométrie basée sur cette différence d'absorption des ondes lumineuses et la pléthysmographie basée sur les variations cycliques du volume sanguin. En effet, l'écoulement du sang est composé d'un flux continu non pulsatile diastolique pouvant être considéré comme constant, et d'un flux pulsatile observé uniquement durant la systole. L'oxymètre de pouls peut différencier l'absorption des deux ondes lumineuses qui est supposée constante durant la diastole et qui présente un pic d'absorption durant la systole. Ainsi, à partir de ces différences d'absorption des ondes lumineuses R et IR, le photodétecteur analyse en permanence le rapport R/IR notamment dans sa partie pulsatile. À partir d'un tableau d'équivalence (Tableau 1) entre ce rapport R/IR et les valeurs de SaO_2 , le moniteur affiche une valeur de SpO_2 , premier paramètre de l'oxymètre de pouls.

Les valeurs de ce rapport R/IR sont calibrées à partir de références obtenues en exposant des sujets volontaires sains à une diminution de la FIO_2 . Aux valeurs de SaO_2 mesurées entre 100 et 75 % correspond un rapport R/IR qui est intégré au moniteur créant ainsi la relation entre SaO_2 et SpO_2 . En dessous de 75 %, les SpO_2 affichées sont obtenues par extrapolation des données entre 75 et 100 %. Cet algorithme de calibration est intégré dans pratiquement tous les oxymètres de pouls [4].

Tableau 1 Algorithme d'oxymétrie de pouls conventionnelle

R/IR	SpO_2 (%)
2,5	0
1,75	20
1,60	30
1,50	40
1,25	60
1,00	82
0,75	91
0,67	95
0,43	99
0,40	100

R/IR : Rapport d'absorption des ondes lumineuses Rouge/Infrarouge. SpO_2 : Saturation Pléthysmographique en O_2 .

Pour élaborer la courbe de pléthysmographie, l'oxymètre de pouls transcrit uniquement les variations d'absorption des ondes Infrarouge (HbO_2) qui sont essentiellement systoliques et proportionnelles aux variations de volume. Ce phénomène génère un signal permettant de construire une courbe « systolo-diastolique » qui reflèterait le caractère pulsatile de l'écoulement sanguin au niveau du site de mesure [5]. Initialement, la visualisation de cette courbe de « pléthysmographie » avait pour seul objectif de valider la SpO_2 mesurée. En effet, le caractère pulsatile du signal atteste de son origine artérielle et valide la SpO_2 affichée ; au contraire son absence alerte le clinicien de la non validité des mesures de la SpO_2 [2].

Ainsi, cette courbe de « Pléthysmographie » pourrait être le reflet de phénomènes complexes tant au niveau de la microcirculation du site de mesure, que de paramètres plus globaux de circulation générale (Volémie, volume d'éjection systolique, retour veineux...). La courbe présente fréquemment une « ondulation » rapide et synchrone de l'activité cardiaque et une plus lente, reflétant les variations du retour veineux en fonction du cycle respiratoire. De plus, une grande similitude est observée avec le tracé de pression artérielle invasive. Ainsi, les indices dynamiques obtenus à partir de la variabilité respiratoire des signaux [6-8] (Δ systolic pressure variation [Δ SPV], Δ DDown, Δ Pression Pulsée [Δ PP] et Δ Préejection period [Δ PEP]) pourraient être appliqués à cette technique non invasive.

Il est cependant difficile d'accepter que ce tracé, dont l'obtention en pratique est si aisée, puisse refléter des phénomènes d'une telle complexité.

Les limites

De nombreuses limites doivent être mentionnées et connues du clinicien avant toute interprétation hâtive [3, 4]. La validité, tant de la valeur de la SpO_2 que de la courbe de pléthysmographie, dépend d'interférences tant extrinsèques qu'intrinsèques.

Les interférences intrinsèques

Elles sont liées à des modifications d'absorption des ondes lumineuses du fait de la présence d'une hémoglobine anormale (HbCO, Méthémoglobinémie...), de colorants utilisés à des fins diagnostiques...

En présence d'une intoxication au CO, L'HbCO absorbant les mêmes longueurs d'ondes que l' HbO_2 , la SpO_2 est le

résultat de la somme des deux composés : (Intoxication oxycarbonée de 20 % avec une HbO₂ à 77 %, la SpO₂ affichée sera de 97 % : 77+20 % !). Avant toute conclusion, il est donc impératif de s'assurer de l'absence d'Hb anormale. Ces limitations n'interfèrent qu'avec la SpO₂ et non avec la pulsativité du flux à l'origine de la courbe de pléthysmographie (HBCO absorbe les mêmes ondes lumineuses que l'HbO₂). Au vu de cette limitation clinique majeure, certain constructeur (Masimo[®]) propose l'utilisation d'un nouvel oxymètre qui combine les mesures classiques à la détermination instantanée de l'HbCO.

Ces limitations ne sont que citées car elles ne sont pas le sujet de cette étude.

Les interférences extrinsèques

Ce sont celles qui altèrent la transmission des ondes lumineuses.

Lorsque la pulsativité sanguine ne peut être analysée ou est de très faible intensité, les courbes de pléthysmographie et les valeurs de la SpO₂ sont ininterprétables. Une vasoconstriction distale majeure, quelle qu'en soit l'étiologie (hypothermie, hypovolémie, choc cardiogénique...), rend les mesures sujettes à caution.

Le principe de base étant que seul le sang artériel est en mouvement au niveau du site de mesure, tous les mouvements spontanés du patient (mobilisation spontanée, frissons) interfèrent et altèrent le signal de caractère pulsatile. Des interférences électromagnétiques sont également possibles car les signaux électriques qui donnent naissance à la courbe de pléthysmographie sont de très faibles amplitudes : par exemple, en salle d'opération avec les « bistouris électriques ». La présence de lumière ambiante excessive telles que photothérapie, soleil et scialytique, induit également des artefacts à mentionner.

Les traitements informatiques des artefacts de l'oxymètre de pouls

Toutes ces interférences extrinsèques peuvent être réduites par des améliorations du matériel (isolation des capteurs et des câbles) et par un traitement du signal plus ou moins sophistiqué variant selon les constructeurs [9,10]. Leur but commun est de limiter au maximum les artefacts, les alarmes et d'améliorer la fiabilité de la SpO₂. Ces traitements, spécifiques par constructeurs, sont sensés améliorer la fiabilité de la SpO₂, mais n'interfèrent en fait que très peu avec l'aspect de la courbe de pléthysmographie. Ainsi, l'analyse des trois oxymètres les plus présents en milieu de réanimation et portant sur la fiabilité de la SpO₂ et la diminution des alarmes liées aux mouvements, conclue en une équivalence de qualité des moniteurs étudiés [11].

La courbe de pléthysmographie (basée sur les variations d'absorption des ondes IR) est reproduite sans traitement informatique sophistiqué. Ainsi, la restitution des tracés devrait être a priori semblable en amplitude et en variation respiratoire quel que soit le moniteur de haut de gamme utilisé.

Cette analyse comparative n'a pas encore fait l'objet d'études spécifiques et reste à réaliser.

Le site de recueil des mesures

Les sites de mesure des oxymètres de pouls initialement localisés au niveau de l'extrémité des doigts, se sont diversifiés avec le développement de sites céphaliques [12] (auriculaire et frontal). Des travaux récents montrent que le site de mesure distal (doigts) est dépendant du tonus vasoconstricteur alors que les sites céphaliques [13] y seraient moins sensibles et probablement plus adaptés à l'analyse de la circulation « systémique ». Les études citées dans le chapitre suivant ont cependant utilisé le site distal. Des études complémentaires utilisant ces « nouveaux » sites de mesure sont encore à réaliser.

Les applications cliniques de la courbe de pléthysmographie

Analyse de la vascularisation périphérique : l'indice de perfusion (IP) périphérique [14,15]

Les principes

L'indice de perfusion est une valeur numérique obtenue par un algorithme permettant d'évaluer la partie pulsatile du signal généré par le flux artériel. Il est basé sur le ratio entre la composante pulsatile et la composante non pulsatile de la lumière atteignant le photorécepteur de l'oxymètre. En cas d'hypoperfusion périphérique, la composante pulsatile de la lumière diminue tandis que la composante non pulsatile reste constante. Par conséquent, le ratio des deux composantes, et donc l'indice de perfusion, diminue.

Les applications cliniques

Ce nouvel indice a été très peu évalué dans les unités de soins intensifs et même non décrit jusqu'en 2000. En plus de sa fonction d'indicateur de la SpO₂, cet indice peut analyser la perfusion distale de patients en état critique, tant en pathologie adulte [14] qu'en néonatalogie [15].

Parce qu'aucune donnée sur les valeurs normales de cet indice existe, les travaux de Lima et al. [14] ont analysé ses caractéristiques dans une population adulte de 108 individus volontaires sains. Dans ce premier groupe, la valeur médiane de l'indice de perfusion est de 1,4 (0,7-3). Ce groupe définit les critères de perfusion périphérique normaux que sont : un temps de recoloration de moins de 2 secondes et une différence entre la température centrale et périphérique de moins de 7 °C. Dans le deuxième groupe de 37 patients en état critique, l'indice de perfusion a été évalué dans des états d'hypoperfusion périphérique définie par un temps de recoloration cutanée supérieur à 2 secondes ou une différence entre la température centrale et la température cutanée du gros orteil de plus de 7 °C. La SpO₂ et l'indice de perfusion, les températures centrale et cutanée et les constantes hémodynamiques ont été mesurés. Une relation exponentielle entre cet indice et la différence entre température centrale et cutanée a été trouvée. Un indice de perfusion inférieur à 1,4 chez des patients en état critique, permet de diagnostiquer une hypoperfusion périphérique attestée par un temps de reperfusion anormal avec une sensibilité et une spécificité de 84 et 88 %. Lorsqu'on étudie les différences de température centrale et périphérique, ces sensibilité et spécificité sont de 81 et

86 %. En cumulant les deux signes d'hypoperfusion cet indice inférieur à 1,4 permet de diagnostiquer une hypoperfusion périphérique avec une sensibilité et une spécificité de 86 et 100 %.

En néonatalogie, les travaux de De Felice et al. [15] démontrent une nette différence de l'index de perfusion entre les nouveau-nés présentant une pathologie grave (IP : $0,86 \pm 0,26$) par rapport aux nouveaux nés moins sévèrement atteints (IP : $2,02 \pm 0,70$). Un index de perfusion inférieur à 1,24 est prédictif d'une pathologie grave avec une sensibilité et une spécificité de 95,5 % et de 93,7 %.

L'indice de perfusion périphérique présente donc un intérêt dans l'étude de la vascularisation distale et semble utile pour évaluer la gravité clinique en néonatalogie.

Analyse des variations de la volémie en période périopératoire

La variabilité respiratoire des pressions systoliques, du Δ Down et leurs équivalents pléthysmographiques

Partridge [16] est l'un des premiers à avoir démontré l'intérêt de la pléthysmographie de l'oxymètre de pouls pour diagnostiquer les hypovolémies chez des patients sous ventilation contrôlée. L'indice retenu était la variation respiratoire de la pression systolique (Δ SPV) et son équivalent « pléthysmographique ». Une excellente corrélation était obtenue entre les deux indices.

Shamir et al. [17] dans une étude en période périopératoire démontrent que lors d'une hypovolémie modérée (soustraction de 10 % de la masse sanguine), la variabilité respiratoire des signaux obtenus à partir de la pléthysmographie sont modifiés dans le même sens et la même amplitude que les signaux artériels tels que la Systolic Pressure Variation (Δ SPV) et la Δ Down. La corrélation entre les deux méthodes de mesure du même indice est de $r = 0,85$ pour SPV et de $r = 0,72$ pour Δ Down. Les conclusions de ce travail démontrent l'intérêt de cette méthode pour évaluer les hypovolémies modérées en période périopératoire.

Murray et al. [18] soulignent également la ressemblance entre les courbes de pléthysmographie et de pression artérielle, et décrit l'analyse de la volémie par des tests physiologiques notamment l'épreuve de Valsalva.

Les indices prédictifs de la réponse au remplissage vasculaire

Rappel

À partir des années 2000, les indices dynamiques, obtenus à partir de la variabilité respiratoire des signaux et prédictifs de l'effet du remplissage vasculaire (RV) chez les patients sous ventilation mécanique, ont connu un essor qui ne s'est plus démenti. La naissance d'un nouveau concept de « remplissage utile » a démontré son intérêt tant en milieu de réanimation qu'en anesthésie. En effet, une nette diminution de la morbidité et de la durée du séjour hospitalier est observée en anesthésie lorsque le Débit Cardiaque est optimisé par un RV efficace durant la phase opératoire [19]. En anesthésie et en réanimation, une diminution de la mortalité est observée lorsqu'une attitude de restriction de remplissage est appliquée [20,21]. Ainsi disposer d'un paramètre permettant de sélectionner les patients devant,

en face d'une instabilité hémodynamique, bénéficier d'un remplissage vasculaire, est d'un intérêt majeur.

Tous les paramètres prédictifs obtenus par les méthodes invasives, Δ SPV, Δ DDown, Δ PP et Δ PEP, peuvent être transposés à la courbe de pléthysmographie de l'oxymètre de pouls. De nombreux travaux ont pour but d'en étudier l'intérêt.

Analyse de la période de prééjection (PEP)

La variabilité respiratoire du temps de prééjection est un indice dynamique décrit par K Bendjelid et al. [22] en 2004. Cet intervalle de temps est calculé entre le début du QRS de l'ECG et le pied des courbes de la pression artérielle invasive (Δ PEPkt). Ces auteurs démontrent son intérêt pour sélectionner les patients répondeurs au RV dans les conditions d'anesthésie. Une étude récemment publiée [23], démontre chez des patients de réanimation médicale en choc septique sous ventilation mécanique, l'intérêt de ce nouvel indice appliqué à la pléthysmographie. L'étude inclut 20 patients qui bénéficient de 22 RV standardisés et chez qui les variations de l'index cardiaque (IC) sont mesurées par échocardiographie-doppler. Le Δ PEP est mesuré à partir des courbes de pression artérielle invasive (Δ PEPkt), de la pléthysmographie de l'oxymètre de pouls (Δ PEPpleth) (Fig. 3) et est défini selon le calcul classiquement décrit.

Les résultats montrent une corrélation étroite entre les indices (Δ PEPkt, Δ PEPpleth et Δ PP) avant RV et les variations de l'IC lié au RV. ($R^2 = 0,73, 0,67$ et $0,70$).

Un seuil de 4 % des Δ PEPkt et des Δ PEPpleth permet de sélectionner les patients répondeurs au RV avec une sensibilité et une spécificité de 92-100 % et de 100-67 % respectivement.

Cette étude démontre que la variabilité respiratoire du temps de prééjection obtenu à partir d'un cathéter artériel ou de la pléthysmographie est un nouvel indice prédictif des effets du RV chez des patients en choc septique et sous ventilation mécanique.

La pléthysmographie pulsée

Il s'agit de l'équivalent « pléthysmographique » de la pression pulsée [8].

Ce paramètre a été initialement proposé dans une étude publiée sous forme de résumé en 2003 [24].

La pléthysmographie pulsée est définie par l'amplitude entre le pied et le maximum de l'onde de pouls (Fig. 4). Le signal de la pression pulsée et de la « Pléthysmographie pulsée » sont simultanément enregistrés chez 27 patients sous ventilation mécanique sur un micro-ordinateur permettant l'analyse de la Δ PP et de la « Δ PPleth » définie par la formule classique : $[\Delta X = [X_{\max} - \min] / [X_{\max} + \min] / 2]$. Une excellente corrélation est trouvée entre Δ PP et Δ PPleth ($R^2 = 0,85$). Dans un sous-groupe de sept patients, une épreuve de RV permet d'observer une excellente corrélation entre les indices Δ PP et Δ PPleth avant RV et les variations de l'IC lié à ce RV ($r^2 = 0,92$ et $0,94$). La faisabilité de la méthode est soulignée car sur 30 patients consécutifs, 27 ont pu être analysés. Ainsi, le signal de pléthysmographie obtenu à partir de l'oxymètre de pouls présente des variations respiratoires qui sont tout à fait superposables à celles de la pression pulsée et semble corrélé aux variations d'IC induit par un RV.

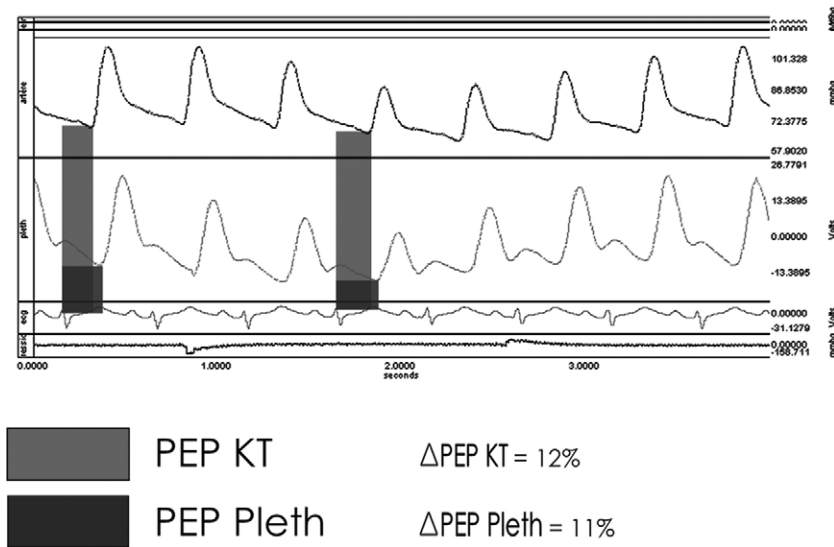


Figure 3 Figure illustrant le calcul de la Période de Prééjection (PEP) à partir du tracé de la pression artérielle invasive (courbe du haut) et de la pléthysmographie (courbe du bas). La PEP est défini par l'intervalle de temps séparant le début du QRS et le pied de la courbe de Pression Artérielle (PEP KT) ou de la courbe de Pléthysmographie (PEP Pleth) Cet exemple illustre bien la différence de PEP entre la phase inspiratoire (partie droite de la figure) et expiratoire (partie médiane de la figure) observée à partir de la courbe de pression artérielle et de Pléthysmographie. La variabilité respiratoire du temps de prééjection (ΔPEP) est calculée selon la formule classique : $DPEP = [PEP_{max} - min] / \{ [PEP_{max} + min] / 2 \} \times 100$. Cet exemple illustre la similitude entre les PEP KT et les ΔPEP Pleth de 12 et de 11 %.

T0 : ΔPP et $\Delta PPleth = 28\%$

T1 : $\Delta PP = 4\%$; $\Delta PPleth = 3\%$

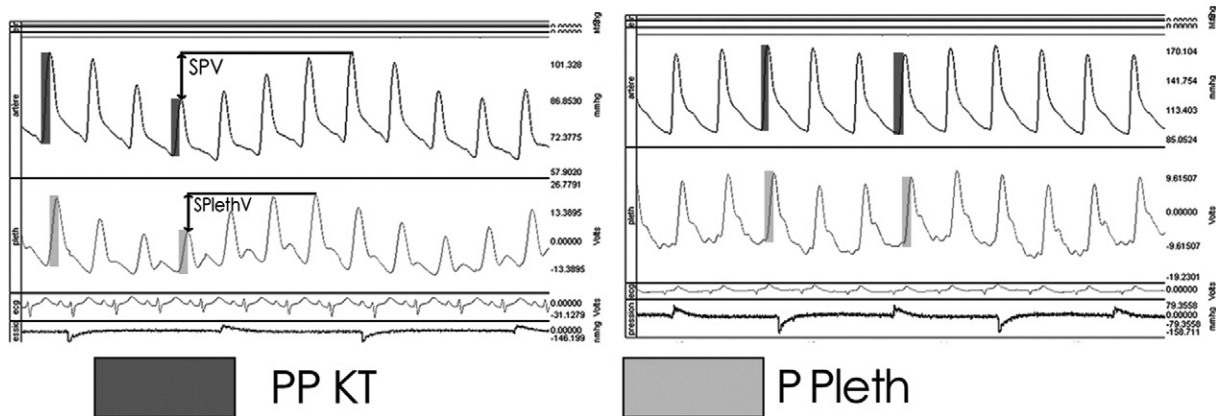


Figure 4 Figure illustrant le calcul de la Pression Pulsée (PP KT) à partir du tracé de la pression artérielle invasive (courbe du haut) et de la pléthysmographie Pulsée (PPleth) à partir du tracé de la Pléthysmographie (courbe du bas). La PP KT est défini par la différence entre la pression maximale et minimale. La PPléth se définit par l'amplitude du front de montée de la courbe de Pléthysmographie. La Systolic Pressure Variation (SPV) et son équivalent Pléthysmographique (SPlethV) est défini par l'amplitude entre les pics maxima et minima observés sur les courbes en fonction du cycle respiratoire. La variabilité respiratoire de la PP KT et de la PPléth (ΔPP KT et $\Delta PPleth$) est calculée selon la formule classique : $DPP = [PP_{max} - min] / \{ [PP_{max} + min] / 2 \} \times 100$. Cet exemple illustre chez un même malade la similitude entre les ΔPP et les $\Delta PPleth$ de grande amplitude (28 %) avant une épreuve de remplissage (T0) (tracé de gauche), et sa disparition (4 et 3 %) après épreuve de remplissage (tracé de droite).

Une autre étude portant sur le même sujet [25] compare la ΔPP à la ΔPOP (Variabilité respiratoire de la pléthysmographie de l'oxymètre de pouls) afin de confirmer l'hypothèse que ces deux valeurs sont en étroite corrélation. L'étude comprend 22 patients, sous ventilation mécanique en milieu de réanimation médicale. Une excellente corrélation ($r^2 = 0,83$) est trouvée entre ces deux

paramètres. Un seuil de ΔPOP de 15 % permet de discriminer un ΔPP supérieur ou inférieur au seuil habituellement retenu de 13 % avec une sensibilité et une spécificité de 87 et 100 % respectivement.

Dans un travail publié récemment, Cannesson et al. démontrent qu'en milieu anesthésique le ΔPOP diminue suite à un équivalent de RV (passage de la position anti-

Trendelenburg à la position Trendelenburg) et que cet indice est bien corrélé aux variations de PAM [26].

Dans le même esprit, un travail très récent de Natalini, [27] démontre dans une population mixte (bloc opératoire et réanimation) que les indices issus de la pléthysmographie sont comparables à ceux obtenus par la pression artérielle invasive avec un indice de corrélation de $r = 0,62$. Les auteurs insistent bien sur la faisabilité de la méthode chez ces patients bien sédatisés. Un seuil de 9 % permet de discriminer les patients présentant un ΔPP de plus de 13 % avec une sensibilité et une spécificité de 100 et 59 %.

Ces études renforcent l'intérêt de la pléthysmographie, mais, l'absence d'épreuve de remplissage et donc de mesure des effets sur le DC ne permet pas de proposer un seuil vraiment fiable pléthysmographique [28].

Seuil de la pléthysmographie pulsée

Dans une étude très récente, Feissel et al. analysent 23 patients en état de choc septique sous ventilation mécanique, qui bénéficient de 28 épreuves de remplissage [29]. Les mesures simultanées des ΔPP et des ΔPP_{leth} sont recueillies avant et après le RV. Les résultats montrent une très bonne corrélation entre les mesures invasives (ΔPP) et non invasives (ΔPP_{leth}) réalisées avant et après le RV ($R^2 = 0,75$). Les ΔPP et les ΔPP_{leth} avant RV sont également bien corrélées à l'augmentation de l'IC faisant suite au RV (ΔPP : $r^2 = 0,76$; ΔPP_{leth} : $r^2 = 0,50$). Une valeur seuil de 13 % des deux indices permet de discriminer les répondeurs au RV (augmentation de l'IC ≥ 15 %) des non répondeurs (augmentation de l'IC < 15 %) avec une sensibilité 89-88 % et une spécificité de 80-70 % respectivement.

Cette étude conclut en démontrant que la variabilité respiratoire de la courbe de pléthysmographie de l'oxymètre de pouls (ΔPP_{leth}) est un nouvel indice prédictif de la réponse au RV particulièrement performant pour un outil totalement non invasif et de mise en œuvre quasi instantanée.

Dans le même esprit Canesson et al. étudient 25 patients en période d'induction d'anesthésie, chez qui le passage de la position proclive à la position déclive de 30° est présenté comme un équivalent de RV. Les valeurs de ΔPP et de ΔPOP sont diminuées suite à cette manœuvre. Ils définissent les patients répondeurs au RV par une augmentation de la PAM moyenne mesurée de façon invasive de plus de 15 %. Un seuil de ΔPOP de 14 % permet de prédire une augmentation de la PAM moyenne avec une sensibilité et une spécificité de 93 et 90 % respectivement (Présentation au congrès de la SFAR : octobre 2006).

Un travail très récent de Natalini et al. [30] étudie 22 patients bénéficiant de 32 épreuves de remplissage. 19 patients (59 %) sont répondeurs au RV avec une augmentation supérieure à 15 % de l'index cardiaque mesuré par thermodilution. Les répondeurs présentent une variabilité respiratoire de la Pression Pulsée et de la Pléthysmographie Pulsée, avant remplissage, plus ample (19 ± 13 et 21 ± 14 % respectivement) que chez les Non Répondeurs (10 ± 4 et 12 ± 7 % respectivement). Cependant, les performances diagnostiques des deux méthodes (artérielle et Pléthysmographique), à partir tant des Pressions Pulsées (PPart) que des variations des pressions maxima artérielles

(SPV) ou leurs équivalents Pléthysmographiques (PPleth, SplethV), sont décevantes en termes de valeurs prédictives positives. En d'autres termes, seules les valeurs au-delà d'un seuil (15 % pour Ppleth et PPart, 11 % pour SPV et 70 % pour SplethV) sont prédictives d'un effet bénéfique d'un RV.

Ces travaux plaident en faveur de l'utilisation des signaux de la pléthysmographie de l'oxymètre de pouls en tant que nouvel indice prédictif de la réponse au RV tant en anesthésie qu'en milieu de réanimation.

Conclusion

La courbe de pléthysmographie issue de l'oxymètre de pouls optimise la prise en charge hémodynamique des patients d'anesthésie et de réanimation. En effet, l'interprétation de cette courbe permet d'évaluer la volémie et la vascularisation distale et crée de nouveaux indices prédictifs de la réponse au RV non invasifs et d'obtention quasi instantanée.

Sensibiliser les constructeurs d'oxymètre de pouls à l'intérêt de la pléthysmographie, pourrait contribuer à améliorer la qualité du signal tout en respectant les informations qu'il détient.

L'obtention automatique de ces paramètres pourrait contribuer à une meilleure prise en charge hémodynamique de ces patients complexes et ainsi, améliorer leur pronostic vital [31].

Références

- [1] Severinghaus JW, Honda Y. History of blood gas analysis. VII. Pulse oximetry. *J Clin Monit* 1987;3:135-8.
- [2] Aoyagi T, Miyasaka K. Pulse oximetry: its invention, contribution to medicine, and future task. *Anesth Analg* 2002;94(1 suppl):S1-3.
- [3] Alexander CM, Teller LE, Gross JB. Principles of Pulse Oximetry: Theoretical and Practical Consideration. *Anesth Analg* 1989;68:368-76.
- [4] Jubran A. Pulse oximetry. *Crit Care* 1999;3:R11-R17.
- [5] Nijboer JA, Dorlas JC, Mathieu HF. Photoelectric plethysmography: some fundamental aspects of the reflexion and transmission method. *Clin Physiol Measurement* 1981;2:205.
- [6] Michard F, Teboul JL. Predicting fluid responsiveness in ICU patients: a critical analysis of the evidence. *Chest* 2002; 121:2000-8.
- [7] Bendjelid K, Romand JA. Fluid responsiveness in mechanically ventilated patient used in intensive care. *Int Care Med* 2003;29:352-60.
- [8] Michard F, Boussat S, Chemla D, Anguel N, Mercat A, Lecarpentier Y, et al. Relation between respiratory changes in arterial pulse pressure and fluid responsiveness in septic patients with acute circulatory failure. *Am J Respir Crit Care Med* 2000;162:134-8.
- [9] Goldman JM, Petterson MT, Kopotic RJ, Barkeer SJ. Masimo signal extraction pulse oximetry. *J Clin Monit Comput* 2000; 16:475-83.
- [10] Mannheim PD, Bebout DE. The oximax system. Nellcor's new plate form for pulse oximetry. *Minerva Anesthesiol* 2002;68:236-9.
- [11] Giuliano KK, Higgins TL. New-generation pulse oximetry in the care of critically ill patients. *Am J Crit Care* 2005;14: 26-37.

- [12] Sugino S, Kanaya N, Mizuuchi M, Nakayama M, Namiki A. Forehead is as sensitive as finger pulse oximeter during general anesthesia. *Can J Anesth* 2004;51:432-6.
- [13] Awad AA, Ghobashy MA, Ouda W, Stout RG, Silverman DG, Shelley KH. Different responses of ear and finger oximeter wave form to cold pressor test. *Anesth Analg* 2001;92:1483-6.
- [14] Lima AP, Beelen P, Bakker J. Use of a peripheral perfusion index derived from the pulse oximetry signal as a non-invasive indicator of perfusion. *Crit Care Med* 2002;30:1210-3.
- [15] De Felice C, Latini G, Vacca P, Kopotic RJ. The Pulse Oximeter Perfusion Index as a Predictor for high Illness Severity in Neonates. *Eur J Pediatr* 2002;161:561-2.
- [16] Partridge BL. Use of pulse oximetry as a non-invasive indicator of intravascular volume status. *J Clin Monit* 1987;3:263-8.
- [17] Shamir M, Eidelman LA, Floman Y, Kaplan L, Pizov R. Pulse oximetry plethysmographic waveform during changes in blood volume. *Br J Anaesth* 1989;82:178-81.
- [18] Murray WB, Forster PA. The peripheral pulse wave: information overlooked. *J Clin Monit* 1996;12:365-77.
- [19] Grocott MPW, Mythen MG, Gan TJ. Perioperative fluid management and clinical outcomes in adult. *Anesth Analg* 2005;100:1093-106.
- [20] Joshi GP. Intraoperative fluid restriction improves outcome after major elective gastrointestinal surgery. *Anesth Analg* 2005;101:601-5.
- [21] Anonymous. Practice parameters for hemodynamic support of sepsis in adult patients in sepsis. Task Force of the American College of Critical Care Medicine, Society of Critical care Medicine. *Crit Care Med* 2000;27:639-60.
- [22] Bendjelid K, Suter PM, Roman JA. The respiratory change in preejection period: a new method to predict fluid responsiveness. *J Appl Physiol* 2004;96:337-42.
- [23] Feissel M, Badie J, Merlani PG, Faller JP, Bendjelid K. Preejection period variations predict the fluid responsiveness of septic ventilated patients. *Crit Care Med* 2005;33:2534-9.
- [24] Feissel M, Roblès G, Ruyer O, Mangin I, Faller JP, Teboul JL. Les variations respiratoires de la Pléthysmographie de l'oxymètre de pouls sont-elles un nouvel indice prédictif de la réponse au remplissage vasculaire chez les patients ventilés? (Résumé). *Réanimation* 2003;12(Suppl 3):274.
- [25] Cannesson M, Besnard C, Durand PG, Bohé J, Jacques D. Relation between respiratory variations in pulse oximetry plethysmographic waveform amplitude and arterial pulse pressure in ventilated patients. *Crit Care* 2005;9:R562-R568.
- [26] Cannesson M, Dessebbe O, Hachemi M, Jacques D, Bastien O, Lehot JJ. Respiratory variations in pulse oximeter waveform amplitude are influenced by venous return in mechanically ventilated patients under general anaesthesia. *Eur J Anaesthesiol* 2006;23:1-7.
- [27] Natalini G, Rosano A, Franceschetti ME, Facchetti P, Bernardini A. Variation in arterial blood pressure and photoplethysmography during mechanical ventilation. *Anesth Analg* 2006;103:1182-8.
- [28] Monnet X, Lamia B, Teboul JL. Pulse oximeter as a sensor of fluid responsiveness: do we have our finger on the best position? *Crit Care* 2005;9:429-30.
- [29] Feissel M, Teboul JL, Merlani P, Badie J, Faller JP, Bendjelid K. Plethysmographic dynamic indices predict fluid responsiveness in septic ventilated patients. *Int Care Med* 2007 (in press).
- [30] Natalini G, Rosano A, Taranto M, Faggian B, Vittorielli E, Bernardini. Arterial versus plethysmographic dynamic indices to test responsiveness for testing fluid administration in hypotensive patients: a clinical trial. *Anesth Analg* 2006;103:1478-84.
- [31] Rivers E, Nguyen B, Havstad S, Ressler J, Muzzin A, Knoblich B, et al. Early goal therapy in the treatment of severe sepsis and septic shock. *N Engl J Med* 2001;345:1368-77.