

# Interaction patient–ventilateur

## Patient–ventilator interaction

© SRLF et Springer-Verlag France 2013

### FC017

#### Effet de la sédation sur le contrôle cortical de la ventilation

M. Le Corre<sup>1</sup>, M. Raux<sup>1</sup>, T. Similowski<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Département d'anesthésie et réanimation, CHU La Pitié-Salpêtrière, Paris, France

<sup>2</sup>Service de pneumologie et réanimation médicale, ER10 UPMC, université Paris-VI–Pierre-et-Marie-Curie, CHU La Pitié-Salpêtrière, Paris, France

**Introduction :** Un patient ventilé mécaniquement sur deux rapporte un inconfort ventilatoire. Ce dernier, difficile à objectiver, contribue vraisemblablement à la survenue d'un syndrome de stress post-traumatique après réanimation. Cet inconfort s'accompagne d'une activation (a priori anormale) d'aires corticales cérébrales en phase avec la ventilation. Celle-ci peut être mise en évidence par une augmentation de la puissance du signal électroencéphalographique au sein de différentes bandes de fréquences (analyse de cartes temps-fréquence). Cette étude préliminaire a pour objet l'évaluation de l'effet de la sédation sur l'activité corticale liée à la ventilation.

**Patients et méthodes :** L'électroencéphalogramme de 10 patients de réanimation ventilés mécaniquement, en situation d'inconfort ventilatoire, a été analysé à l'éveil et au cours d'une sédation par propofol à la recherche d'une activation corticale liée à la ventilation par le calcul de cartes temps fréquences. La sédation était titrée afin d'obtenir une perte de conscience définie par un score de RASS > -3 ou un score de Ramsay > 5. L'index bispectral était enregistré en continu durant l'enregistrement.

**Résultats :** Une activation corticale liée à la ventilation a été retrouvée chez tous les patients à l'éveil (9/9), un patient exclus en raison

d'artefact rendant l'analyse impossible). Sous sédation, l'activation corticale liée à la ventilation par l'analyse de carte temps fréquence persistait chez 8/9 sujets et était abolie chez un sujet. Trois sujets sur neuf ne présentaient plus de critères cliniques de dysharmonie mais une activation corticale restait présente chez 2 d'entre eux.

**Conclusion :** L'administration d'une sédation devant un tableau d'inconfort ventilatoire sous ventilation mécanique diminue les signes cliniques témoins de cet inconfort. En revanche, l'activité corticale liée à la ventilation ne disparaît pas. Ces résultats suggèrent que l'absence de signes de lutte chez un patient sédaté ne permet pas d'éliminer la présence d'une activité corticale liée à la ventilation, et donc un possible inconfort ventilatoire. Ils permettent par ailleurs d'envisager l'utilisation de l'électroencéphalogramme comme outil d'évaluation de l'harmonie patient-ventilateur en réanimation, y compris chez les patients sédatisés.

### FC018

#### Détection automatique de la distension thoracique et des asynchronies en ventilation mécanique par la plateforme Curvex

E. L'Her<sup>1</sup>, F. Lellouche<sup>2</sup>, Q.T. N'Guyen<sup>3</sup>, D. Pastor<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Réanimation médicale et urgences adultes/Latim Inserm UMR 1101, CHRU de la Cavale-Blanche, Brest, France

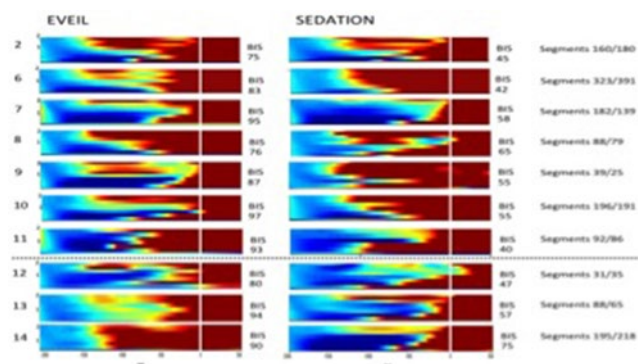
<sup>2</sup>Service de soins intensifs, institut universitaire de cardiologie et de pneumologie de Québec, Québec, Canada

<sup>3</sup>Labstic, CNRS, UMR 6285, Telecom Bretagne, Brest, France

**Introduction :** Les asynchronies patient-ventilateur sont associées à un pronostic péjoratif et les patients avec une incidence élevée d'asynchronies (Index d'Asynchronie [IA]  $\geq 10\%$ ) ont des durées d'assistance ventilatoire et d'hospitalisation prolongées. La reconnaissance des asynchronies nécessite de façon usuelle la présence du clinicien au chevet du patient, afin de détecter la survenue de ces anomalies à la lecture des courbes sur l'écran du ventilateur.

**Objectifs :** les objectifs de cette étude étaient d'évaluer : 1- la performance d'un système de détection automatique d'anomalies sur les courbes de débit et de pression du ventilateur (plateforme Curvex) ; 2- la capacité de cette plateforme à classifier les différentes erreurs détectées.

**Matériels et méthodes :** Il s'agit d'une étude rétrospective réalisée à partir d'une base de données acquise dans le cadre de protocoles d'études de la mécanique respiratoire. Dans tous les cas, la pression œsophagienne était mesurée comme indice objectif de l'effort inspiratoire des patients. À partir de cette base, des séquences consécutives de 20 cycles ventilatoires ont été sélectionnées, après 5 min de stabilité des signaux. Les courbes ont été analysées de façon aveugle et indépendante par deux experts, avec pour objectifs : 1- détecter les anomalies ventilatoires ; 2- calculer IA ; 3- classifier



**Fig. 1** Représentation des cartes temps fréquences des sujets dysharmonieux à l'éveil à gauche et des sujets sédatisés à droite. Ce scalogramme représente l'évolution de la puissance du signal (couleur chaude = forte énergie, couleur froide = faible énergie) pour chaque fréquence (en ordonnée, Hz) selon le temps (en abscisse, ms). Le zéro de l'axe des abscisses définit le début de l'inspiration. Tout à droite sont indiqués le nombre de segments moyennés pour la réalisation de la carte temps fréquence.

les anomalies détectées (distension thoracique ; types d'asynchronies). Curvex analysait ensuite de façon automatique les mêmes séquences. Curvex est une plateforme de détection des anomalies basée sur le Random-Distorsion test [1] ainsi que plusieurs algorithmes mathématiques permettant de détecter une distension thoracique (i.e. PEP intrinsèque) [2] ou divers types d'asynchronies (efforts inefficaces, cycles courts ou prolongés, déclenchements multiples). Elle permet un calcul automatique de l'IA ainsi qu'une qualification précise des types d'anomalies. Elle ne nécessite pas de base préalable de connaissance, ce qui la rend capable de détecter tout nouveau type d'anomalies.

**Résultats :** 25 séquences de cycles ventilatoires (604 cycles au total) ont été évaluées chez 18 patients différents. La majorité des séquences ont été acquises en ventilation non invasive. L'IA moyen de référence, calculé par les experts, était de  $16 \pm 3\%$  [0-52]. L'IA calculé automatiquement par Curvex était bien corrélé à la référence ( $\rho = 0,985$  ;  $p < 0,0001$ ), avec un biais d'estimation faible ( $\delta = 0$  ; Figure 1) ;  $Se = 93\%$  ;  $Sp = 99\%$  ;  $VPP = 94\%$  et  $VPN = 98\%$ . Quand une anomalie ventilatoire était détectée, sa qualification était toujours cohérente avec l'avis des experts.

**Conclusion :** La plateforme Curvex permet une détection fiable des anomalies ventilatoires, un calcul automatique de l'IA et une qualification adéquate du type d'asynchronies. Son utilisation clinique peut s'envisager intégrée dans un ventilateur artificiel dans une optique de contrôle automatique, ou dans un système de monitoring centralisé des patients.

**Financement :** Fonds de Maturation Région Bretagne 2012.

#### Références

- Pastor D, Nguyen QT (2012) Testing the Mahalanobis distance between a random signal with unknown distribution and a known deterministic model in additive and independent standard Gaussian noise. Rapports Telecom Bretagne RR-2012-04-SC
- Nguyen QT, Pastor D, L'her E (2012) Automatic detection of AutoPEEP during controlled mechanical ventilation. Biomed Eng Online 11:32

#### FC019

#### Intérêt de l'analyse morpho-mathématique du débit et de la pression pour l'identification des situations à risque de dyspnée sous ventilation assistée

P. Hanusse<sup>1</sup>, F. Kindler<sup>2</sup>, M. Raux<sup>3</sup>, A. Duguet<sup>2</sup>, A. Demoule<sup>2</sup>, T. Similowski<sup>4</sup>

<sup>1</sup>CRPP, CNRS-Université de Bordeaux, Bordeaux, France

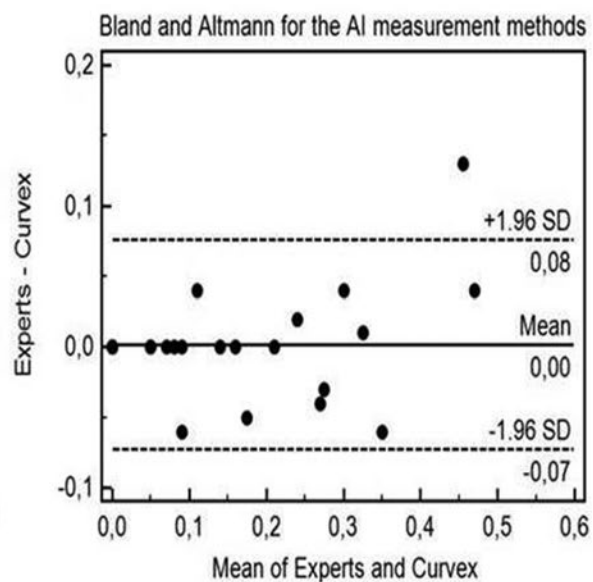
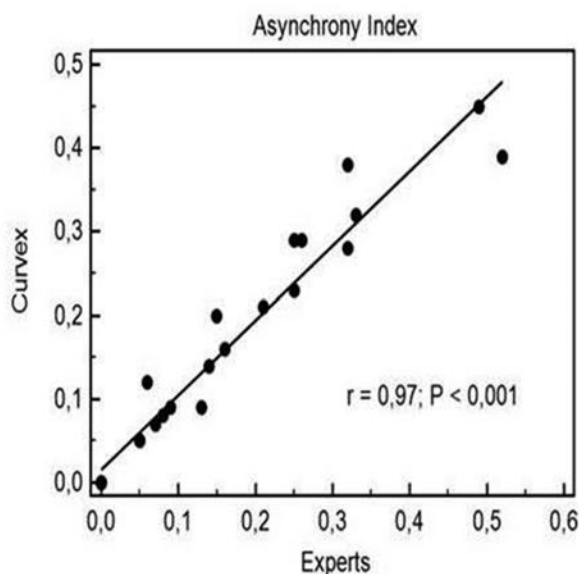
<sup>2</sup>Service de pneumologie et réanimation médicale, CHU la Pitié-Salpêtrière, Paris, France

<sup>3</sup>Département d'anesthésie et réanimation, CHU la Pitié-Salpêtrière, Paris, France

<sup>4</sup>Pneumologie et réanimation médicale, groupe hospitalier Pitié-Salpêtrière, Paris, France

**Introduction :** Le fait pour un patient ventilé de ne pas être « en harmonie » avec son ventilateur (dysharmonie patient-ventilateur — DPV —) qu'il y ait ou non asynchronie est une source potentielle de dyspnée et d'inconfort. L'identification de la DPV et l'évaluation de sa correction par une modification des réglages du ventilateur ne sont pas toujours aisées. A partir du constat empirique que la morphologie des cycles ventilatoires varie en fonction de la qualité de l'interaction patient-ventilateur, cette étude a pour objectif d'évaluer l'intérêt d'une description morpho-mathématique des signaux de débit et de pression (« analyse morphologique anharmonique des signaux respiratoires, AMASR) pour la détection de la DPV. L'AMASR consiste à modéliser le signal de débit puis à le décomposer en une série de paramètres discrets suffisant à le décrire intégralement (en termes, par exemple, de raideur des fronts de montée ou de descente, ou d'angulation des changements de front).

**Patients et méthodes :** 13 patients ventilés artificiellement au cours d'un séjour en réanimation (9 hommes, 4 femmes, IMC 19-34 kg.m<sup>2</sup>, IGS2 23-94, durée de ventilation au moment de l'étude 4-39 jours), vigiles (Ramsay  $\leq 3$ ), et présentant des signes de DPV (dyspnée  $\geq 3$  sur échelle visuelle analogique — EVA —, et/ou polypnée  $\geq 25$ , et/ou activité phasique inspiratoire des muscles du cou) ont été étudiés (dont l'un deux fois : 14 paires de mesures) avant ajustement des réglages du ventilateur (« dysharmonie ») et après (« harmonie »).



**Résultats :** L'intervention sur les réglages (augmentation de la sensibilité du déclenchement -médiane -5 cmH<sub>2</sub>O pré, -1 post- et/ou augmentation de l'aide inspiratoire -médiane 11 cmH<sub>2</sub>O pré, 15 post- et/ou réduction de la pente de montée de l'aide inspiratoire -médiane 0,3 pré, 0,05 post- entraînait une amélioration de la dyspnée dans tous les cas (EVA médiane 3 pré, 0,5 post), une réduction de la fréquence respiratoire, et une diminution de l'activité des muscles du cou attestée par un enregistrement électromyographique. L'index d'asynchronie diminuait également (de  $43 \pm 17$  à  $30 \pm 18$ ,  $p = 0,0003$ ). L'AMASR s'est avérée possible dans tous les cas. La distribution du paramètre r1-v de l'AMASR (raideur du front de montée du débit) permet de distinguer « dysharmonie » et « harmonie » dans 13 cas sur 14, celle du paramètre r1-p également dans 13 cas (différents), et les 2 combinés dans 14 cas sur 14.

**Conclusion :** Ces données très préliminaires suggèrent que l'analyse morpho-mathématique du débit ventilatoire permet de discriminer les situations d'harmonie et de dysharmonie patient-ventilateur en réanimation, et pourrait fournir ainsi un éventuel outil de monitoring automatique de l'harmonie patient-ventilateur.

## FC020

### Contrôle du volume courant chez les patients transplantés pulmonaires ventilés avec le mode Neurally Adjusted Ventilatory Assist (NAVA)

H. Rozé<sup>1</sup>, L. Piquilloud<sup>2</sup>, A. Ouattara<sup>1</sup>, A. Mercat<sup>3</sup>, L. Brochard<sup>4</sup>, J.C.M. Richard<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Service d'anesthésie-réanimation 2, CHU hôpital Haut-Lévêque, Bordeaux, France

<sup>2</sup>Service de soins intensifs, CHU Vaudois, Lausanne, Suisse

<sup>3</sup>Service de réanimation médicale et de médecine hyperbare, CHU d'Angers, Angers, France

<sup>4</sup>Service de soins intensifs, hôpitaux universitaires de Genève, Genève, Suisse

**Introduction :** Les patients ventilés sous NAVA, même à des hauts niveaux d'assistance, adoptent une ventilation protectrice ou le volume

courant ( $V_T$ ) est régulé [1] Cette régulation serait en partie expliquée par le réflexe de Hering Breuer, médié par le nerf vague, qui inhibe l'activité des centres respiratoires dès lors que la distension pulmonaire est trop importante. Pour vérifier cette hypothèse, nous avons étudié le  $V_T$  chez des patients transplantés pulmonaires (poumons dénervés) qui étaient ventilés avec le mode NAVA.

**Patients et méthodes :** Étude prospective observationnelle incluant les patients transplantés bipulmonaires ventilés avec le mode NAVA pour insuffisance respiratoire aiguë. Le mode NAVA était utilisé suivant un protocole spécifique du service [2] Les données de ventilation ( $V_T$ , pressions, Eadi) étaient recueillies durant 24 heures à l'aide du logiciel RCR (Maquet, Critical care, Solna, Sweden). La dernière mesure disponible de capacité pulmonaire totale (CPT) pré opératoire était recueillie pour chaque patient.

**Résultats :** 14 patients transplantés obstructifs et/ou restrictifs consécutifs ont été ventilés en NAVA pour insuffisance respiratoire aiguë.

Le  $V_T$  moyen était de  $303 \pm 57$  ml (inférieur à  $6 \text{ ml.kg}^{-1}$  de poids idéal), il n'était pas corrélé à la taille des patients (Coefficient de corrélation de Pearson  $r^2 = 0,04$  ;  $p = 0,48$ ) ni à la pression ( $r^2 = 0,01$  ;  $p = 0,70$ ) mais au % mesuré de la CPT théorique ( $r^2 = 0,35$  ;  $p = 0,03$ ).

**Conclusion :** Cette étude confirme l'intérêt du mode NAVA pour protéger les patients transplantés particulièrement à risque de  $V_T$  excessifs. Ces observations suggèrent que la régulation de la ventilation est un phénomène multifactoriel qui semble préservé même si le poumon est dénervé et donc sans réflexe de Hering-Breuer. Enfin, le  $V_T$  obtenu pour chaque patient était corrélé à sa CPT pré opératoire qu'elle soit basse ou augmentée, d'autres études pourraient confirmer cela chez les patients non transplantés.

## Références

- Colombo D, Cammarota G, Bergamaschi V, et al (2008) Physiologic response to varying levels of pressure support and neurally adjusted ventilatory assist in patients with acute respiratory failure. *Intensive Care Med* 34:2010-8
- Rozé H, Lafrikh A, Perrier V, et al (2011) Daily titration of neurally adjusted ventilatory assist using the diaphragm electrical activity. *Intensive Care Med* 37:1087-94

Étiologie	Taille (cm)	% CPT théorique	$V_T$ (ml)	$V_T$ ml.Kg <sup>-1</sup>	Pcrete (cmH <sub>2</sub> O)	EAdi (uvolts)
Fibrose	180	20	220	2,9	20	18,4
Fibrose	162	53	250	4,6	30	50,0
BPCO	158	130	351	6,9	21	21,0
Muco	157	92	220	4,6	15	14,8
BPCO	157	130	315	6,6	12	6,9
Muco	182	100	320	4,1	15	3,8
Muco	170	35	290	4,4	13	4,4
Fibrose	180	66	374	5,0	25	25,0
Muco	155	33	256	5,3	10	2,2
BPCO	174	100	400	5,7	6	5,1
Fibrose	147	50	280	7,0	25	15,0
BPCO	158	140	372	7,4	24	26,0
Fibrose	160	66	300	5,8	24	4,2
Fibrose	171	40	290	4,3	20	14,0
Moyenne	168	82	303	5,3	18,6	15,1
DS	11	39	57	1,3	6,9	12,9

**FC021****Apport du monitoring respiratoire par le signal électrique diaphragmatique en présence de ventilation assistée**L. Piquilloud<sup>1</sup>, J.C.M. Richard<sup>2</sup>, H. Roze<sup>3</sup>, A. Mercat<sup>1</sup>, L. Brochard<sup>2</sup><sup>1</sup>Service de réanimation médicale et de médecine hyperbare, CHU d'Angers, Angers, France<sup>2</sup>Service de soins intensifs, hôpitaux universitaires de Genève, Genève, Suisse<sup>3</sup>Sar 2, CHU Pellegrin-Tripode, Bordeaux, France

**Introduction :** L'activité inspiratoire du tronc cérébral étant transmise directement au diaphragme via le nerf phrénique, l'activité électrique diaphragmatique (Eadi) peut être considérée comme le reflet de la commande inspiratoire neurale. L'enregistrement et le traitement en temps réel de l'Eadi permettent d'utiliser ce signal pour explorer l'effet de contraintes imposées sur la commande inspiratoire. L'objectif de cette étude était d'utiliser l'effet d'une résistance inspiro-expiratoire en l'absence et en présence de ventilation assistée pour étudier l'apport possible de l'Eadi par rapport au profil ventilatoire, volume courant (VT) et fréquence respiratoire (FR), classiquement analysé par le ventilateur.

**Patients et méthodes :** étude physiologique prospective sur volontaires sains. Enregistrement des courbes d'Eadi, de pression œsophagienne et de débit en respiration spontanée (VS) en l'absence et en présence d'une résistance inspiro-expiratoire de 20 cmH<sub>2</sub>O/l/s et en ventilation assistée en aide inspiratoire (AI) à bas et haut niveau d'assistance en présence de la résistance. Mesure pour 15 cycles respiratoires consécutifs du VT, de la FR, de la ventilation minute (VM), des temps de pressurisation, inspiratoire neural (Tin) et total, du produit temps-pression œsophagien (PTPoeso) et de l'intégrale de l'Eadi global. Comparaison des divers paramètres mesurés entre les différentes situations par une analyse de Friedman et test post hoc correspondants si analyse globale significative. P significatif < 0,05.

**Résultats :** 15 sujets sains ont été inclus dans l'étude. Age : 25 [21-30] ans. BMI : 21,6 [20,2-23,4] kg/m<sup>2</sup>. 2 sujets ont été exclus en raison d'un échec de pose de sonde nasogastrique. Chez trois autres sujets, la qualité de la courbe de pression œsophagienne était de qualité insuffisante pour calculer le PTPoeso. En AI élevée avec résistance, le PTPoeso était difficilement calculable pour des raisons techniques (partie de la courbe passive).

**Conclusion :** L'ajout d'une résistance en respiration spontanée induit, en termes de profil ventilatoire, une diminution de la fréquence respiratoire et une augmentation du VT. La présence de la résistance est associée à un PTP œso et à une intégrale Eadi totale augmentés. L'application d'une AI modérée entraîne une augmentation de la FR,

du VT et de la VM alors que le PTP œso et l'Eadi intégrale diminuent. Une AI élevée a un effet paradoxal sur l'Eadi. Les variations de profil ventilatoire ne reflètent donc pas de tout l'effet de l'ajout de la résistance et de l'AI observés sur l'Eadi. L'Eadi, dans ce modèle, apporte des informations essentielles sur la commande inspiratoire non reflétées par les paramètres habituels.

**FC022****Monitoring respiratoire par le signal électrique diaphragmatique : comparaison avec le produit temps pression œsophagien**L. Piquilloud<sup>1</sup>, J.C.M. Richard<sup>2</sup>, H. Roze<sup>3</sup>, A. Mercat<sup>1</sup>, L. Brochard<sup>2</sup><sup>1</sup>Service de réanimation médicale et de médecine hyperbare, CHU d'Angers, Angers, France<sup>2</sup>Service de soins intensifs, hôpitaux universitaires de Genève, Genève, Suisse<sup>3</sup>Sar2, CHU Pellegrin-Tripode, Bordeaux, France

**Introduction :** L'activité inspiratoire du tronc cérébral étant directement transmise au diaphragme par le nerf phrénique, l'activité électrique diaphragmatique (Eadi) reflète la commande inspiratoire neurale et vraisemblablement aussi l'effort inspiratoire généré. L'Eadi peut être enregistré au moyen d'une sonde nasogastrique équipée d'électrodes et pourrait être utilisé comme outil de monitoring de l'effort inspiratoire. Ceci requiert cependant une connaissance de la corrélation cycle à cycle entre les grandeurs dérivées de l'Eadi et les paramètres classiques de monitoring respiratoire que sont le volume courant (VT) et le produit temps-pression œsophagien (PTPoeso). Le but de cette étude était d'explorer en respiration spontanée la relation entre les grandeurs dérivées du signal Eadi, le VT et le PTP œso en situation basale et en situation de contrainte.

**Patients et méthodes :** étude physiologique prospective sur volontaires sains. Enregistrement en respiration spontanée des courbes en fonction du temps d'Eadi, de pression œsophagienne et de débit à la sortie des voies aériennes en l'absence et en présence d'une résistance inspiro-expiratoire de 20 cmH<sub>2</sub>O/l/s. En situation stable, mesure pour 30 cycles respiratoires consécutifs du VT, du PTP œso et des paramètres dérivés de l'Eadi (pic Eadi ou valeur maximale de l'Eadi, intégrale Eadi sur le temps inspiratoire neural (Tin), intégrale sur l'Eadi global). Détermination des coefficients de corrélations de Pearson cycle à cycle d'une part et pour les valeurs moyennes d'autre part entre PTP œso, VT et paramètres dérivés de l'Eadi.

**Résultats :** Résultats en médiane [25<sup>e</sup>, 75<sup>e</sup> percentile] : 15 sujets sains ont été inclus dans l'étude. Age : 25 [21-30] ans. BMI : 21,6 [20,2-23,4] kg/m<sup>2</sup>. 2 sujets ont été exclus en raison d'un échec de pose

médiane [centile25/75]	A:VS_sans_résistance	B:VS_avec_résistance	C:AI_basse_avec_résistance	D:AI_élevée_avec_résistance
AI [cmH <sub>2</sub> O]			6 [2-7]	10 [10-13,5]
VM [L/min]	10,4 [8,8-13,3] <sup>d</sup>	9,2 [6,7-10,0] <sup>c,d</sup>	11,1 [10-12,6] <sup>b,d</sup>	14,3 [12,5-17,8] <sup>a,b,c</sup>
VT [ml]	798 [697-967] <sup>d</sup>	921 [680-1 012] <sup>d</sup>	932 [775-1 097] <sup>d</sup>	1 256 [1 027-1 496]
FR [cycle/min]	15,0 [11,4-15,4] <sup>b,d</sup>	9,9 [8,6-12,1] <sup>a,c</sup>	12,4 [10,6-13,8] <sup>b</sup>	11,2 [10,6-13,3] <sup>a</sup>
PTPoeso/cycle [cmH <sub>2</sub> O sec]	9,5 [8,2-13,2] <sup>b</sup>	13,8 [10,3-18,4] <sup>a,c</sup>	8,9 [5,1-15,2] <sup>b</sup>	Non mesurable
Tineural/Ttot	0,4 [0,4-0,4] <sup>c,d</sup>	0,4 [0,4-0,4] <sup>c,d</sup>	0,4 [0,3-0,4] <sup>a,b</sup>	0,3 [0,3-0,4] <sup>a,b</sup>
Intégrale Eadi tot [µV x sec]	30,5 [15,8-33,8] <sup>b,c</sup>	34,5 [27,8-53,2] <sup>a,c,d</sup>	21,9 [15,2-28,8] <sup>a,b,d</sup>	31,3 [19,8-38,4] <sup>b,c</sup>

<sup>a</sup> Différent de A.  
<sup>b</sup> Différent de B.  
<sup>c</sup> Différent de C.  
<sup>d</sup> Différent de D.

de sonde nasogastrique. Chez trois autres sujets, la qualité de la courbe de pression œsophagienne ne permettait pas de mesurer le PTP œso.

Corrélation cycle à cycle :

Sans résistance	Volume courant	Eadi pic	Intégrale Eadi sur Tin	Intégrale Eadi global
Coefficient R	0,72	0,50	0,57	0,67
IC	0,66-0,77	0,38-0,58	0,49-0,65	0,59-0,73

Avec résistance	Volume courant	Eadi pic	Intégrale Eadi sur Tin	Intégrale Eadi global
Coefficient R	0,75	0,62	0,60	0,61
IC	0,69-0,80	0,54-0,69	0,51-0,67	0,53-0,68

Sur les valeurs moyennes par sujet (situation sans résistance), on obtient un R à 0,76 [0,24-0,94] pour la corrélation entre PTP œso et intégrale Eadi global. La corrélation entre valeur moyenne de PTP œso et valeur moyenne d'Eadi pic était non significative ( $p = 0,07$ ).

**Conclusion :** Ces résultats montrent que, en respiration spontanée chez le sujet sain en situation basale et en situation de contrainte, l'intégrale de l'Eadi global est bien corrélée au PTP œso. Puisque l'Eadi est aujourd'hui disponible, l'intégrale de l'Eadi global pourrait être utilisée comme outil de monitoring de l'effort inspiratoire. Le pic de l'Eadi semble moins précis. Des études similaires chez des patients souffrant d'insuffisance respiratoire et chez des patients ventilés sont cependant nécessaires pour confirmer ces résultats avant de proposer le monitoring de la demande inspiratoire au moyen de l'intégrale de l'Eadi global.

## FC023

### Effets physiologiques de la NAVA comparée à la VSAI avec réglages optimisés en ventilation non invasive

B. Repusseau, F. Vargas, C. Lалуque, H.N. Bui, A. Boyer, B. Clouzeau, O. Pillet, T. Saghi, D. Gruson, G. Hilbert  
Service de réanimation médicale et de médecine hyperbare, CHU Pellegrin-Tripode, Bordeaux, France

**Introduction :** Une bonne synchronisation joue un rôle majeur dans la réussite de la ventilation non invasive en aide inspiratoire (VNI-AI) [1]. La NAVA en VNI (VNI-NAVA) pourrait être une solution pour prendre en charge le travail respiratoire et améliorer la synchronie patient-ventilateur [2]. L'objectif de cette étude est de comparer la VNI-NAVA à la VNI-AI avec des réglages optimisés en termes d'effort inspiratoire, de synchronie patient-ventilateur, d'échanges gazeux et de confort chez des patients à risque de détresse respiratoire aiguë recevant de la VNI après l'extubation.

**Patients et méthodes :** Dans cette étude physiologique, prospective, en crossover, 1 heure après l'extubation, 2 séances de 20 minutes, dont l'ordre était randomisé, en VNI-AI et VNI-NAVA étaient réalisées. Ces 2 séances étaient encadrées par 2 séances de respiration spontanée (RS initiale et finale). Les réglages optimisés en VNI-AI comprenait l'utilisation du mode VNI, un temps de pressurisation court, une AI réglée avec pour objectif un volume courant (Vt) entre 6 et 8 mL/kg de poids théorique et un cyclage expiratoire élevé.

**Résultats :** 10 patients ont été inclus dont 70 % étaient BPCO. Comparé à la RS initiale, la VNI-NAVA réduisait significativement le travail respiratoire aussi bien que la VNI-AI. Comparé à la VNI-AI, la VNI-NAVA augmentait le temps de synchronie (exprimé en % du

temps inspiratoire patient) {médiane 98,5 (IQR, 97-99,8) vs 79,5 (74,1-84,2)} et diminuait l'index d'asynchronie (IA en %) {médiane 1,7 (IQR, 1,1-2,7) vs 4,1 (2,4-12)}. Il n'existait pas d'asynchronie sévère (IA > 10 %) en VNI-NAVA contre 3 en VNI-AI.

**Conclusion :** Comparé à la VNI-AI avec des réglages optimisés, la VNI-NAVA améliore l'interaction patient-ventilateur en prenant en charge l'effort inspiratoire de manière comparable. La NAVA peut être considérée comme une alternative à la VSAI dans la pratique de la ventilation non invasive.

## Références

- Vignaux L, Vargas F, Roeseler J, et al (2009) Patient-ventilator asynchrony during non-invasive ventilation for acute respiratory failure: a multicenter study. *Intensive Care Med* 35:840-6
- Piquilloud L, Vignaux L, Bialais E, et al (2011) Neurally adjusted ventilatory assist improves patient-ventilator interaction. *Intensive Care Med* 37:263-71

## FC024

### Comparaison de l'impact du neuro-asservissement de la ventilation artificielle (NAVA) et de la ventilation assistée proportionnelle (PAV) sur la variabilité ventilatoire, le couplage neuromécanique et les asynchronies patient-ventilateur

F. Kindler<sup>1</sup>, M. Schmidt<sup>1</sup>, J. Cecchini<sup>2</sup>, R. Persichini<sup>1</sup>, E. Morawiec<sup>1</sup>, J. Mayaux<sup>1</sup>, T. Similowski<sup>3</sup>, A. Demoule<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Service de pneumologie et réanimation médicale, CHU La Pitié-Salpêtrière, Paris, France

<sup>2</sup>Er10, université Pierre-et-Marie-Curie, Paris, France

<sup>3</sup>Service de pneumologie et réanimation médicale, Er10 UPMC, CHU La Pitié-Salpêtrière, Paris, France

**Introduction :** Contrairement à la ventilation spontanée avec aide inspiratoire (VSAI) qui délivre une pression d'assistance constante en réponse à l'effort inspiratoire du patient, les modes proportionnels délivrent une assistance qui lui est proportionnelle. Les modes proportionnels sont principalement au nombre de deux : la ventilation assistée proportionnelle (PAV) et le neuro-asservissement de la ventilation artificielle (NAVA). La PAV délivre une assistance proportionnelle à l'activité musculaire inspiratoire globale tandis que la NAVA délivre une assistance proportionnelle à l'activité électromyographique du diaphragme (EAdi). Le NAVA nécessite un recueil invasif de l'EAdi au moyen d'un cathéter œsophagien ; la PAV ne nécessite aucun dispositif additionnel. L'objectif de cette étude est de comparer, pour la première fois, le NAVA et la PAV en étudiant leur impact sur la variabilité ventilatoire, le couplage neuro-mécanique et les asynchronies patient-ventilateur.

**Patients et méthodes :** Douze patients intubés pour un SDRA mineur et ayant recouvré une ventilation spontanée ont été ventilés successivement en VSAI, PAV et NAVA. Pour chaque mode, trois niveaux d'assistance ont été évalués : 1) niveau permettant d'obtenir un volume courant (VT) de 6-8 mL.kg<sup>-1</sup> (mode<sub>100</sub>), 2) niveau augmenté de 50 % (mode<sub>150</sub>) ; 3) niveau diminué de 50 % (mode<sub>50</sub>). Au total, 9 conditions ont été étudiées : VSAI<sub>50</sub>, VSAI<sub>100</sub>, VSAI<sub>150</sub>, NAVA<sub>50</sub>, NAVA<sub>100</sub>, NAVA<sub>150</sub>, PAV<sub>50</sub>, PAV<sub>100</sub> et PAV<sub>150</sub>. Ont été décrits et comparés dans toutes les conditions : 1) le profil ventilatoire et de l'Eadi ; 2) la variabilité cycle à cycle (coefficient de variation, CV) des principaux descripteurs du profil ventilatoire et de l'Eadi ; 3) l'incidence des principales asynchronies. Les grandeurs mesurées dans les différentes conditions ont été comparées au moyen d'un test de Friedman suivi, en cas de positivité, par un test de Dunn.

**Résultats :** 1) La PAV et le NAVA tendaient à prévenir l'augmentation du VT dans les hauts niveaux d'assistance (respectivement 382 ml et 450 ml en NAVA<sub>150</sub> et PAV<sub>150</sub> vs 560 ml en AI<sub>150</sub>). L'EAdi était alors supérieur en PAV et NAVA (respectivement 9,2 et 7,4 mV.sec vs 3,7 mV.sec en VSAI ;  $p < 0,05$ ). 2) Le coefficient de variation des principaux descripteurs du profil ventilatoire était supérieur en NAVA et PAV (respectivement 21 % et 19 % en NAVA<sub>100</sub> et PAV<sub>100</sub> vs 12 % en VSAI<sub>100</sub> ;  $p < 0,05$ ). En revanche, lorsque le niveau d'assistance augmentait (i.e. AI<sub>150</sub>, NAVA<sub>150</sub> et PAV<sub>150</sub>), le coefficient de variation de l'EAdi était inférieur en NAVA et en PAV (respectivement 31 % et

30 % vs 45 % en VSAI ;  $p < 0,05$ ). 3) Comparé à la VSAI, le nombre d'appels inefficaces et d'auto-déclenchements était inférieur en PAV et en NAVA ( $p < 0,05$ ). En revanche, la prévalence des double-déclenchements était supérieur en NAVA ( $p < 0,05$ ).

**Conclusion :** Dans une population non sélectionnée de patients en ventilation spontanée au décours d'un SDRA mineur, la PAV et la NAVA semblent avoir un impact similaire sur le profil ventilatoire. Comparé à la VSAI, ces deux modes restaurent la variabilité ventilatoire naturelle et améliorent l'interaction patient-ventilateur de façon comparable.